



HAL
open science

Aide au geste chirurgical pour la pose de neuroprothèses auditives par fusion d'images ultrasons/scanner

Lucas Lavenir

► **To cite this version:**

Lucas Lavenir. Aide au geste chirurgical pour la pose de neuroprothèses auditives par fusion d'images ultrasons/scanner. Neurobiologie. Université Montpellier, 2021. Français. NNT : 2021MONTS102 . tel-03615660

HAL Id: tel-03615660

<https://theses.hal.science/tel-03615660>

Submitted on 21 Mar 2022

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

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

**THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR
DE L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER**

En Systèmes Automatiques et Micro-Électroniques

École doctorale : Information, Structures, Systèmes

Unité de recherche : LIRMM

**Aide au geste chirurgical pour la pose de neuroprothèses
auditives par fusion d'images ultrasons / scanner**

Présentée par Lucas Lavenir

Le 15 décembre 2021

Sous la direction de Philippe Poignet et Nabil Zemiti

Devant le jury composé de

Diana Mateus, Professeure des Universités, LS2N, École Centrale de Nantes
Jocelyne Troccaz, Directrice de Recherche CNRS, TIMC, Université de Grenoble
Jean-Louis Dillenseger, Maître de Conférences, LTSI, Université de Rennes 1
Frédéric Venail, PU-PH, CHU, Université de Montpellier
Philippe Poignet, Professeur des Universités, LIRMM, Université de Montpellier
Nabil Zemiti, Maître de Conférences, LIRMM, Université de Montpellier

Présidente du jury
Rapporteuse
Rapporteur
Examineur
Directeur de thèse
Co-encadrant



**UNIVERSITÉ
DE MONTPELLIER**

El tiempo pone las cosas en su sitio.
Proverbe espagnol

À ma grand-mère Felisa, à ma famille

Résumé

Les implants cochléaires sont les premières neuroprothèses fonctionnelles à avoir été développées pour les sujets humains. Elles restaurent la perception auditive chez les individus atteints de surdité sévère à profonde. L'implantation de ces prothèses requiert la réalisation d'un accès à l'oreille interne par mastoïdectomie puis l'insertion d'un porte-électrodes dans la cochlée. L'objectif étant de permettre la stimulation électrique de l'extrémité des fibres du nerf auditif. Malgré une chirurgie délicate, la pose d'implant ne présente pas de véritable danger pour le patient et se pratique aujourd'hui dans le monde entier. Néanmoins, l'extension des critères d'indication pour ce type de prothèse combiné à un risque avéré de complications postopératoires soulève de nouveaux enjeux. En effet, la volonté actuelle des praticiens est d'évoluer vers une chirurgie minimalement invasive afin de réduire d'une part le temps d'opération et d'autre part le temps de rétablissement ainsi que les risques de complications postopératoires pour le patient. La combinaison de ces deux éléments doit ainsi permettre à l'avenir d'opérer un nombre toujours plus important de personnes pouvant bénéficier d'un implant. La réalisation d'une approche minimalement invasive de la cochlée reste cependant difficilement réalisable pour le chirurgien, pour ne pas dire impossible, en ce qu'elle limite considérablement les possibilités de contrôle visuel de la proximité de la fraise chirurgicale par rapport aux structures critiques ancrées dans l'os temporal telles que le nerf facial ou la corde du tympan.

Face aux limites du geste chirurgical, nous nous sommes intéressés dans cette thèse à l'élaboration d'outils et de méthodes permettant de soulever les verrous scientifiques et technologiques inhérents au développement et à l'évaluation d'un système de GM-CAO pour la chirurgie otologique s'appuyant sur la fusion d'images échographiques (US) préopératoires et tomodensitométriques (TDM) préopératoires. Dans ce travail, nous proposons de :

- étudier la faisabilité de l'usage de l'échographie en tant que modalité peropératoire pour la navigation minimalement invasive de l'os temporal;
- élaborer une nouvelle procédure de recalage itératif basé intensité d'images US / TDM de la capsule otique permettant d'atteindre une erreur de recalage submillimétrique;
- développer un dispositif d'acquisition de volumes US basé sur l'utilisation d'une nouvelle sonde écho-endoscopique spécialement conçue pour l'imagerie peropératoire du système auditif humain.

L'ensemble des propositions de cette thèse est validé de manière systématique selon différents dispositifs de validation qui incluent : des fantômes de synthèse développés dans le cadre de ce travail ainsi que des échantillons anatomiques ex vivo issus de cochons d'Inde et de cadavres humains du laboratoire d'anatomie de la faculté de Médecine de Montpellier.

Mots clés

Implantation cochléaire, Chirurgie minimalement invasive, Échographie, Tomodensitométrie, GMCAO, Navigation, Recalage multimodal, Reconstruction 3D, Sonde échoscopique, Calibration

Table des Matières

Introduction générale	1
Liste des publications	5
1 Contexte médical	7
1.1 Anatomie et physiologie de l'oreille	8
1.2 Surdité	11
1.3 Implantation cochléaire	15
1.4 Enjeux liés à la chirurgie	20
1.5 Conclusion	25
2 Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur au service de la pose d'implants cochléaires	27
2.1 Introduction	29
2.2 Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)	30
2.3 De l'usage de l'échographie pour la navigation de la cochlée	47
2.4 Conclusion	60
3 Méthode de recalage d'images échographique / tomodesitometri� adaptée à la navigation de l'os temporal	63
3.1 Introduction	65
3.2 Procédure de recalage basée sur la simulation itérative d'images US à partir d'un volume TDM	66
3.3 Protocole de génération du recalage de référence	75

3.4	Validation expérimentale	80
3.5	Conclusion	97
4	Nouvelle sonde écho-endoscopique pour l'imagerie du système auditif hu- main	99
4.1	Introduction	101
4.2	Développement d'une nouvelle sonde écho-endoscopique miniature . .	102
4.3	Manipulation robotisée de la sonde	106
4.4	Acquisition de coupes 2D et reconstruction volumique	109
4.5	Calibration géométrique du porte-sonde robotisé	120
4.6	Conclusion	126
	Conclusion générale	129
	Annexes	133
	A Modélisation de la surface osseuse avec atténuation	135
	B Normalisation et échantillonnage de l'espace des paramètres	139
	C Calcul du modèle inverse	143
	D Calcul de la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$	147
	Références	149

Table des Figures

1.1	Anatomie du système auditif humain (Dematteis et Kahane, 2011).	8
1.2	Coupe à travers une spire de la cochlée (Netter, 1999 , planche. 91).	11
1.3	Tonotopie de la cochlée (De Seta, 2016).	11
1.4	Parties (a) externe et (b) interne de l'implant cochléaire (De Seta, 2016).	16
1.5	Étapes de l'implantation cochléaire : (a) mastoïdectomie et (b) réalisation du lit osseux destiné à accueillir l'ensemble récepteur / stimulateur de l'implant (Lenarz, 2017).	18
1.6	Étapes de l'implantation cochléaire : (a) ouverture du récessus facial et (b) identification du promontoire qui surplombe la fenêtre ronde (Lenarz, 2017).	19
1.7	Insertion du porte-électrodes depuis la fenêtre ronde représentée ici en bleu (Lenarz, 2017).	20
1.8	Nombre cumulé d'implants au cours des années (Wilson et Dorman, 2008).	21
1.9	Évolution des taux de complication et de défaillance liés à la pose d'implants cochléaires au cours des années (Theunisse et al., 2018).	22
1.10	Critère d'éligibilité pour l'implantation cochléaire défini par l'agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux (Carlson, 2020).	24
2.1	Opération Lindbergh : (a) chirurgien opérant depuis New York sur une console robotique (b) pour le retrait de la vésicule biliaire d'une patiente située à Strasbourg (Marescaux et al., 2001).	29
2.2	Cadre stéréotaxique incluant trois "N-localizers" développé par (Brown, 1979).	30
2.3	Comparaison des approches de recalage utilisées pour la navigation appliquée à l'implantation cochléaire dans (Schipper et al., 2004).	35

2.4	Système de fixation dentaire : (a) cadre de référence permettant de positionner des repères artificiels proches de la zone d'intervention qui, après recalage, est remplacé par (b) un marqueur optique pour la navigation de l'os temporal pendant la chirurgie (Labadie <i>et al.</i> , 2005a).	36
2.5	Utilisation peropératoire de l'imagerie scanner pour la navigation de la base latérale du crâne (Stelter <i>et al.</i> , 2012).	37
2.6	Robots industriels pour le fraisage de la mastoïde : (a) KUKA KR3 (Majdani <i>et al.</i> , 2009) et (b) Mitsubishi RV-3S (Danilchenko <i>et al.</i> , 2011).	39
2.7	Robot chirurgical HEARO [®] utilisé en salle d'opération pour le fraisage de l'accès à la caisse du tympan (Caversaccio <i>et al.</i> , 2019).	39
2.8	Robots chirurgicaux ostéo-implantés : (a) robot sériel à quatre ddl développé dans (Dillon <i>et al.</i> , 2015) ; (b) cadre microstéréotaxique <i>Microtable</i> fixé à la tête du patient (Labadie <i>et al.</i> , 2009) ; (c) robots parallèles de type Gough-Stewart fixés à la base du crâne du patient permettant le positionnement actif (Kratchman <i>et al.</i> , 2011) ou (d) passif (Kobler <i>et al.</i> , 2016) de la fraise chirurgicale.	40
2.9	Robot de téléopération da Vinci Si [®] pour l'implantation cochléaire (Liu <i>et al.</i> , 2014).	41
2.10	(a) Système <i>RobOtol</i> [®] (Vittoria <i>et al.</i> , 2021) et (b) son schéma cinématique (Miroir <i>et al.</i> , 2010).	42
2.11	(a) Implants osseux utilisés comme repères artificiels (en vert) pour l'étape de recalage peropératoire (Caversaccio <i>et al.</i> , 2017) et (b) ancras pour la fixation d'un cadre microstéréotaxique (Labadie <i>et al.</i> , 2014).	46
2.12	Comparaison des géométries d'acquisition entre (a) le Cone Beam et (b) l'imagerie scanner conventionnelle (Miracle et Mukherji, 2009a).	48
2.13	Reconstructions 3D par tomographie par cohérence optique du système auditif humain : (a) oreille moyenne après retrait du tympan mettant en évidence le marteau (M), l'enclume (En) et l'étrier (Et) (MacDougall <i>et al.</i> , 2015) ; (b) tour basal de la cochlée (Gurbani <i>et al.</i> , 2014).	49
2.14	Échographie du système auditif humain : (a) oreille moyenne <i>in vitro</i> mettant en évidence le tympan (T), l'enclume (En) ainsi que l'étrier (Et) (Landry <i>et al.</i> , 2015) et (b) oreille interne <i>ex vivo</i> après décalcification de la capsule optique permettant l'identification des structures cochléaires telles les rampes vestibulaire (RV) et tympanique (RT) (Landry <i>et al.</i> , 2018).	50
2.15	Étapes de traitement : (a) image US native ; (b) image US binaire après seuillage ; (c) image TDM native ; (d) image TDM binaire après seuillage ; (e) image TDM binaire après simulation. Les flèches blanches indiquent la direction de projection des ondes ultrasonores virtuelles.	54
2.16	Procédure complète pour le recalage multimodal des échantillons anatomiques.	56

2.17	Dispositif d'acquisition peropératoire : (a) système de positionnement mécanique supportant l'étage motorisé (boîte noire) auquel est monté la sonde échographique ; (b) scan d'un échantillon anatomique placé dans un récipient rempli d'eau pour le couplage acoustique.	57
2.18	Exemple d'alignement obtenu pour la cochlée n°6 après recalage et fusion des deux modalités (US en rouge et μ TDM en vert) : (a) rendu 3D et (b) coupe transversale.	58
2.19	Cochlée n°1 : I. Fusion des deux modalités après recalage : (a) coupe μ TDM après recalage ; (b) coupes US (rouge) et μ TDM (vert) fusionnées ; (c) coupe US native. II. Visualisation et identification des structures internes : modiolus (triangles blancs), rampes vestibulaire (RV) et tympanique (RT) depuis l'image μ TDM après recalage (a) et l'image US correspondante (b). III Visualisation de la lame spirale osseuse (LSO) permettant de déduire la localisation de la membrane basilaire (MB). . .	60
3.1	Stratégies de propagation des rayons US virtuels en fonction de la géométrie de la sonde échographique : (a) linéaire et (b) convexe.	69
3.2	Modélisations (a) basique et (b) avec atténuation de la surface osseuse supposée visible à l'échographie.	70
3.3	Schéma présentant le principe général de la procédure de recalage proposée.	71
3.4	Procédure itérative de recalage des volumes pré et peropératoire.	75
3.5	Illustration du calcul de la Target Registration Error (TRE) pour un point donné du volume TDM.	76
3.6	De gauche à droite : modèles de conception assistée par ordinateur et masques binaires obtenus par rastérisation des marqueurs (a) <i>MS1</i> et (b) <i>MS2</i>	78
3.7	Rendu 3D des étapes du protocole de génération du recalage de référence : (a) volume peropératoire I_{TDM} ; (b) volume peropératoire I_{US} ; (c) recalage des masques binaires des marqueurs avec I_{TDM} (vert) ; (d) recalage des masques binaires des marqueurs avec I_{US} (rouge) ; (e) recalage des masques binaires associés aux enveloppes convexes des marqueurs avec I_{US} ; (f) recalage de référence entre I_{US} (rouge) et I_{TDM} (vert). 81	81
3.8	Dispositif d'acquisition des données peropératoires.	82
3.9	Représentation 3D du domaine d'échantillonnage Ω_T avant et après normalisation de l'espace des paramètres.	85
3.10	Exemple d'échantillonnage en 2D de l'espace des paramètres normalisé selon des diamètres aléatoires de l'hypersphère de rayon R (modifié de (Skerl <i>et al.</i> , 2006)).	86

3.11	Profil de la mesure de similarité m le long d'un diamètre de l'hypersphère mettant en évidence la transformation $\mathbf{T}_{n,max}$ permettant de maximiser m , la transformation de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref}$ ainsi que les maxima locaux (modifié de (Skerl <i>et al.</i> , 2006)).	87
3.12	Représentation 3D des domaines d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T},i}$ des transformations de perturbation et $\Omega_{{}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{presimulation},i}$ des transformations avant simulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{presimulation,n,m}$ définis à partir des hypersphères (a) de rayon R_i et (b) de rayon R_{i+1}	88
3.13	Schéma de principe du protocole d'évaluation du comportement de la mesure du similarité implémentée en fonction des modélisations surfaciques étudiées.	89
3.14	Performances de la mesure de similarité définie par l'équation 3.3 obtenues pour les modélisations surfaciques basique et avec atténuation en fonction de l'écart entre les transformations de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref}$ et de présimulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{presimulation}$: (a) précision et (b) nombre de maxima locaux.	90
3.15	Illustration de l'intérêt de la simulation itérative pour la convergence du recalage.	91
3.16	Procédure hybride de recalage des volumes pré et peropérateur.	92
3.17	Rendu 3D après segmentation de la cochlée n^o1	94
3.18	Représentations graphiques de l'erreur de recalage (RMS TRE) obtenue en sortie du recalage macro + micro : (a) boîtes à moustache et (b) histogramme.	96
4.1	Étapes de dimensionnement de la sonde pour l'imagerie du système auditif : (a) vérification de la compatibilité d'une sonde endoscopique présentant un diamètre distal de 4 mm avec une insertion le long du conduit auditif externe ; (b) estimation du champ de vision (en rouge) requis pour l'imagerie de la caspule otique contenant le labyrinthe osseux (en bleu).	104
4.2	Caractéristiques géométriques requises pour l'imagerie du système auditif humain.	104
4.3	Caractéristiques techniques de la sonde écho-endoscopique.	105
4.4	(a) Sonde écho-endoscopique finale ; (b) Image sectorielle reconstruite à partir du système échographique Sonix Touch [®]	106
4.5	Illustration du balayage en rotation de la sonde pour l'acquisition de coupes échographiques selon différentes orientations φ_i , φ_{i+1} et φ_{i+2}	106

4.6	Dispositif d'acquisition utilisant le robot PANDA [®] : (a) porte-sonde motorisé porté par l'organe terminal du robot ; (b) installation du porte-sonde sur le robot PANDA [®]	108
4.7	Dispositif d'acquisition utilisant le robot RobOtol [®] : (a) illustration de l'utilisation du dernier ddl en rotation pour le contrôle de l'orientation de la sonde ; (b) schéma de principe présentant une vue détaillée de l'assemblage mécanique de la sonde avec l'axe distal du robot.	108
4.8	Rendus 3D d'une grille régulière reconstruite à partir d'une série de coupes échographiques acquises avec les dispositifs (a) basé PANDA [®] et (b) basé RobOtol [®]	109
4.9	Schéma illustrant les étapes de la méthode de reconstruction volumique par balayage (adapté de (Duan <i>et al.</i> , 2003)).	110
4.10	Fantôme de synthèse utilisé pour évaluer la cohérence physique des volumes reconstruits à partir d'une série de coupes échographiques.	111
4.11	Illustration du dispositif expérimental pour l'acquisition US de données anatomiques à partir d'une tête de cadavre.	114
4.12	Acquisitions du fantôme de synthèse par : (a) volume μ TDM ; (b) volume US.	115
4.13	Étapes de traitement pour la modélisation des fils composant la géométrie de référence : volume (a) μ TDM et (b) US après seuillage ; localisation des fils (vert) (c) dans le volume μ TDM après réduction du volume de travail puis analyse en composantes principales et (d) dans le volume US par consensus d'échantillons aléatoires.	117
4.14	Acquisitions US d'un système auditif avec une membrane tympanique (MT) intacte mettant en évidence des structures caractéristiques de l'oreille moyenne et de l'oreille interne : (a) image sectorielle ; (b) rendu 3D.	118
4.15	Imagerie de la caisse du tympan après tympanotomie par (a) microscopie ORL et (b) échographie 3D mettant en évidence le manche du marteau (Mdm), la branche verticale de l'étrier (BVE), l'étrier, le sourcil de la fenêtre ronde (SFR) et la fenêtre ronde (FR).	119
4.16	Échographies 3D d'un implant CLA (a) immergé seul dans un récipient rempli d'eau et (b) après insertion dans la cochlée. Le porte-électrodes a été extrait par soustraction puis fusionné en vert dans le volume initial.	120
4.17	Dispositif de calibration de la sonde écho-endoscopique.	121
4.18	Fantôme de calibration : (a) vue isométrique ; (b) vue de dessus présentant les principales dimensions de la géométrie de référence. Les dimensions sont ici exprimées en mm.	123

4.19	Analyse du fantôme de calibration par μ TDM : (a) reconstruction volumique ; (b) localisation des fils (rouge) ainsi que des marqueurs individuels (vert) à partir du volume reconstruit.	124
4.20	Analyse du fantôme de calibration par échographie 3D : (a) reconstruction volumique ; (b) localisation des fils (jaune) à partir du volume reconstruit.	125
4.21	(a) Illustration du dispositif de validation expérimentale après avoir retourné le fantôme de 180° et (b) rendu 3D du volume acquis après reconstruction.	126
4.22	Superposition du volume US de validation (rouge) avec le volume μ TDM après application de la transformation de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$	126
A.1	Propagation des rayons modélisant les ondes US virtuelles à travers la surface osseuse.	136
C.1	Transformations successives pour la détermination du modèle géométrique direct.	145
D.1	Illustration des points de projection entre chaque paire de fils perpendiculaires pour la détermination du vecteur translation de la transformation homogène de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$	148

Liste des Tableaux

2.1	Erreur de recalage obtenue pour chaque échantillon à partir de repères anatomiques cochléaires	58
3.1	Caractéristiques des volumes d'acquisition peropératoires.	82
3.2	Paramètres de la procédure de segmentation de cochlée à partir du volume TDM.	94
3.3	Performances de la procédure de recalage obtenues après recalage macro et après recalage macro + micro.	95
4.1	Distances et orientations mesurées entre les fils du fantôme de synthèse à partir des volumes US et μ TDM.	116
B.1	Paramètres de normalisation en rotation et en translation de l'espace des paramètres.	140

Introduction générale

L'implantation cochléaire constitue aujourd'hui l'unique solution pour restaurer l'audition chez les personnes atteintes de surdité neurosensorielle pour lesquelles les aides auditives se montrent inefficaces. Malgré une chirurgie délicate, la pose d'implant ne présente pas de véritable danger pour le patient et se pratique aujourd'hui dans le monde entier. Néanmoins, l'extension des critères d'indication pour ce type de prothèses combiné à un risque avéré de complications postopératoires soulève de nouveaux enjeux pour les chirurgiens qui, en conséquence, cherchent à réduire la durée ainsi que le degré d'invasivité de l'opération. Au-delà de figurer parmi les principaux facteurs à risque d'infection (Korol *et al.*, 2013), le temps d'opération représente également un élément déterminant dans la réalisation de l'implantation cochléaire sous anesthésie locale (Kecskeméti *et al.*, 2019). En effet, cette dernière connaît depuis peu un regain d'intérêt en tant qu'alternative à l'implantation conventionnelle pour faire face au vieillissement à venir d'une partie de la population mondiale due à l'augmentation de l'espérance de vie dans les pays industrialisés (Shabashev *et al.*, 2017, Connors *et al.*, 2021). Principales concernées par la surdité neurosensorielle, les personnes âgées souffrent également d'une plus grande sensibilité aux agents anesthésiants qui, dans le cas d'une anesthésie générale, peuvent s'accompagner de délire ou encore provoquer des effets à long terme sur les capacités cognitives. Avec une durée d'intervention qui stagne depuis plusieurs années à une centaine de minutes (Postelmans *et al.*, 2009), les techniques d'implantation cochléaire conventionnelles peuvent difficilement être envisagées pour la pose d'implant sous anesthésie locale. Une technique issue d'une approche conventionnelle modifiée moins invasive et donc moins longue a déjà été proposée et s'est révélée réalisable dans ce contexte (Dietz *et al.*, 2016). L'implantation cochléaire minimalement invasive présente un intérêt d'une part pour le chirurgien afin de garantir une réduction significative du temps d'opération et d'autre part pour le patient pour réduire le temps de rétablissement ainsi que les cas de complications postopératoires. La combinaison de ces deux éléments doit ainsi permettre à l'avenir d'opérer un nombre toujours plus important de personnes pouvant bénéficier d'un implant. La réalisation d'une approche minimalement invasive de la cochlée reste cependant difficilement réalisable pour le chirurgien, pour ne pas dire impossible, en ce qu'elle limite considérablement les possibilités de contrôle visuel de la proximité de la fraise chirurgicale par rapport aux structures critiques ancrées dans l'os temporal telles que le nerf facial ou la corde du tympan.

Face aux limites du geste chirurgical humain, il est donc plus que jamais question de l'élaboration d'une aide pour l'implantation cochléaire minimalement invasive qui, au-delà de satisfaire un nombre toujours plus important de bénéficiaires, présente

un intérêt majeur dans la préservation de l'audition résiduelle. Dans ce contexte, les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) fournissent une solution permettant de compenser la perte de repères anatomiques en guidant le chirurgien suivant une planification établie à partir d'une analyse préopératoire du geste à effectuer. Le travail mené dans cette thèse s'intéresse, au travers des différents chapitres, au développement ainsi qu'à l'évaluation de briques technologiques et scientifiques qui serviront de support à l'élaboration d'une aide au geste chirurgical pour la pose d'implants cochléaires.

Le chapitre 1 s'intéresse à présenter le contexte médical relatif à l'implantation cochléaire permettant au lecteur de se familiariser avec les concepts anatomiques clés de l'oreille qui reviendront tout au long de cette thèse ainsi que d'apprécier les limites et enjeux de cette chirurgie délicate qui justifient une assistance au geste chirurgical.

La première partie du chapitre 2 se veut une introduction aux concepts de GMCAO pour l'amélioration du geste opératoire. Celle-ci offre l'occasion de dresser un état des lieux des différentes techniques existantes dans le cadre de la chirurgie otorhino-laryngologique (ORL) afin d'y poser un regard critique et de préciser leurs limites quant à la pose d'implants. En sont ressorties trois spécifications qui composent le cahier des charges pour le développement d'un système d'assistance à l'implantation cochléaire minimalement invasive. Face à l'absence de systèmes réellement adaptés à notre besoin, une technique d'imagerie peropératoire jusqu'ici peu explorée dans la sphère ORL, à savoir l'échographie, est ensuite présentée puis examinée à travers une étude de faisabilité quant à son application pour le recalage des données peropératoires (US) avec les données préopératoires (TDM). Ce travail préliminaire représente la première contribution de cette thèse dans lequel une méthode de recalage s'appuyant sur la simulation de la surface osseuse du modèle scanner supposée visible à l'échographie a été étudiée. Les résultats obtenus par validation expérimentale sur des pièces anatomiques d'origine animale (cochlées de cochons d'Inde) confirment la pertinence de l'utilisation d'une telle modalité qui constituera notre fer de lance tout au long de cette thèse.

Le développement d'un système de GMCAO utilisant l'échographie nécessite néanmoins de fusionner les informations peropératoires recueillies par ultrasons (US) avec des données préopératoires qui, dans le cas de l'implantation cochléaire, sont obtenues par tomodensitométrie (TDM). Le chapitre 3 répond à cette problématique en présentant une méthode de recalage d'images US et TDM qui se veut adaptée à la chirurgie de l'oreille interne. Notre contribution dans ce chapitre repose sur l'élaboration d'une procédure de recalage permettant de respecter une contrainte en précision inférieure au millimètre. La démarche adoptée s'appuie sur la simulation itérative d'images US à partir d'un volume TDM en combinant recherche globale puis locale pour obtenir un alignement spatial optimal. Une importance toute particulière est portée au protocole d'évaluation afin de proposer une mesure objective de l'erreur de recalage. Dans un souci de cohérence avec l'application clinique, la validation expérimentale est réalisée sur des pièces anatomiques issues de cadavres humains.

Le chapitre 4 traite enfin de la conception et de l'utilisation d'une nouvelle sonde écho-endoscopique qui offre des dimensions compatibles avec les contraintes géométriques fortes associées à l'imagerie peropératoire de l'oreille interne. Nos con-

tributions dans ce chapitre s'articulent en deux temps autour de l'application de cette sonde unique en son genre. Premièrement, une procédure d'acquisition de volumes peropératoires, allant de l'acquisition d'une série de coupes US à l'algorithme de reconstruction volumique, est présentée puis implémentée à l'aide du système RobOtol® dédié à la microchirurgie de l'oreille. Une validation quantitative préliminaire est réalisée sur un fantôme de synthèse afin de s'assurer de la cohérence des volumes reconstruits. S'ensuit une validation expérimentale sur une tête cadavérique complète permettant d'exposer l'intégralité du contexte anatomique clinique. Deuxièmement, une méthode de calibration géométrique reposant sur la procédure d'acquisition précédente est proposée puis validée expérimentalement sur un fantôme de synthèse. L'originalité de ce travail réside dans les faibles dimensions de la sonde US utilisée. À notre connaissance, il s'agit de la première étude portant sur la calibration d'une sonde présentant un tel facteur de miniaturisation.

Enfin, la démarche globale est discutée dans la conclusion générale ainsi que les perspectives offertes par la combinaison des différents éléments développés dans cette thèse.

Les contributions de ces travaux de thèse s'inscrivent plus précisément dans le contexte de deux projets :

- le projet *Optifusion*, co-porté par le LIRMM ainsi que le CHU de Montpellier et financé par la fondation Agir pour l'Audition, qui porte sur l'optimisation du recalage d'images échographiques et tomodensitométriques pour la navigation chirurgicale intracochléaire;
- le projet *RobEcho*, co-porté par le LIRMM ainsi que l'INSERM et financé par le fond de développement régional (FEDER) de la région Occitanie, qui s'intéresse à développer un environnement robotique pour permettre le contrôle peropératoire de la chirurgie de l'oreille interne.

Liste des publications

Revue internationale avec comité de lecture

LAVENIR, L., ZEMITI, N., AKKARI, M., SUBSOL, G., VENAIL, F. et POIGNET, P. (2021). HFUS Imaging of the Cochlea: A Feasibility Study for Anatomical Identification by Registration with MicroCT. *Annals of Biomedical Engineering*, 49(5), 1308-1317.

AKKARI, M., SUBSOL, G., ZEMITI, N., LAVENIR, L., FARAH, C., FRANÇOIS, F., MONDAIN, M., CAPTIER, G., POIGNET, P. & VENAIL, F. (2021). Feasibility of Cochlea High-frequency Ultrasound and Microcomputed Tomography Registration for Cochlear Computer-assisted Surgery: A Testbed. *Otology & Neurotology*, 42(6), e779-e787.

Conférence internationale avec comité de lecture

SANTOS, J. C., LAVENIR, L., ZEMITI, N., POIGNET, P. & VENAIL, F. (2021). Geometric Calibration of a New Miniaturized Endoscopic Ultrasound Probe, 20th International Conference on Advanced Robotics (ICAR). IEEE, 2021.

1

Contexte médical

Ce premier chapitre a pour objectif de présenter le contexte médical relatif à l'implantation cochléaire afin d'en saisir plus clairement les enjeux. La section 1.1 permet de se familiariser avec les concepts anatomiques clés de l'oreille ainsi que les mécanismes de l'audition. La section 1.2, quant à elle, aborde les principales pathologies associées à la perte d'audition et porte une attention particulière à la surdité dite de perception qui permet d'introduire l'implantation cochléaire discutée à la section 1.3. La section 1.4 laissera enfin au lecteur la possibilité d'apprécier les limites et les enjeux de cette chirurgie délicate qui justifie une assistance au geste chirurgical.

Sommaire

1.1 Anatomie et physiologie de l'oreille	8
1.1.1 Oreille externe	9
1.1.2 Oreille moyenne	9
1.1.3 Oreille interne	10
1.2 Surdité	11
1.2.1 Degrés de surdité	12
1.2.2 Types de surdité	13
1.3 Implantation cochléaire	15
1.3.1 Implant cochléaire	16
1.3.2 Intervention chirurgicale	18
1.4 Enjeux liés à la chirurgie	20
1.4.1 Complications médicales	21
1.4.2 Préservation de l'audition résiduelle	23
1.5 Conclusion	25

1.1 Anatomie et physiologie de l'oreille

L'oreille assure une fonction toute particulière au sein de l'anatomie humaine : celle de percevoir le monde sonore environnant. À la manière d'un microphone, elle permet de transmettre puis de convertir une onde sonore en impulsions nerveuses interprétables par le cerveau. Pour ce faire, le système auditif se compose de trois parties qualifiées respectivement d'externe, de moyenne et d'interne, chacune avec un rôle bien spécifique (Fig. 1.1). Comme le suggère leur nom, le son perçu se propage depuis l'oreille externe jusqu'à l'oreille interne en passant par l'oreille moyenne. L'oreille interne est la plus profondément ancrée dans la base du crâne et se compose de la cochlée qui constitue le véritable organe responsable de l'audition. Cette dernière renferme l'épithélium sensoriel de l'organe de Corti qui assure la transformation de la vibration sonore en signal électrique. La cochlée étant une structure osseuse creuse remplie de liquide, les vibrations sonores, par l'intermédiaire du milieu liquidien, font alors vibrer la membrane basilaire sur laquelle repose l'organe de Corti et sont à l'origine de l'activation des cellules sensorielles de la cochlée. Il convient toutefois de préciser que les vibrations acoustiques se transmettent difficilement à l'interface entre les milieux aérien et liquidien. Aussi, si les oreilles externe et interne se comportent respectivement comme un canaliseur et un convertisseur d'ondes sonores, l'oreille moyenne sert quant à elle d'adaptateur d'impédance acoustique et optimise la transmission du son aux fluides contenus dans la cochlée.

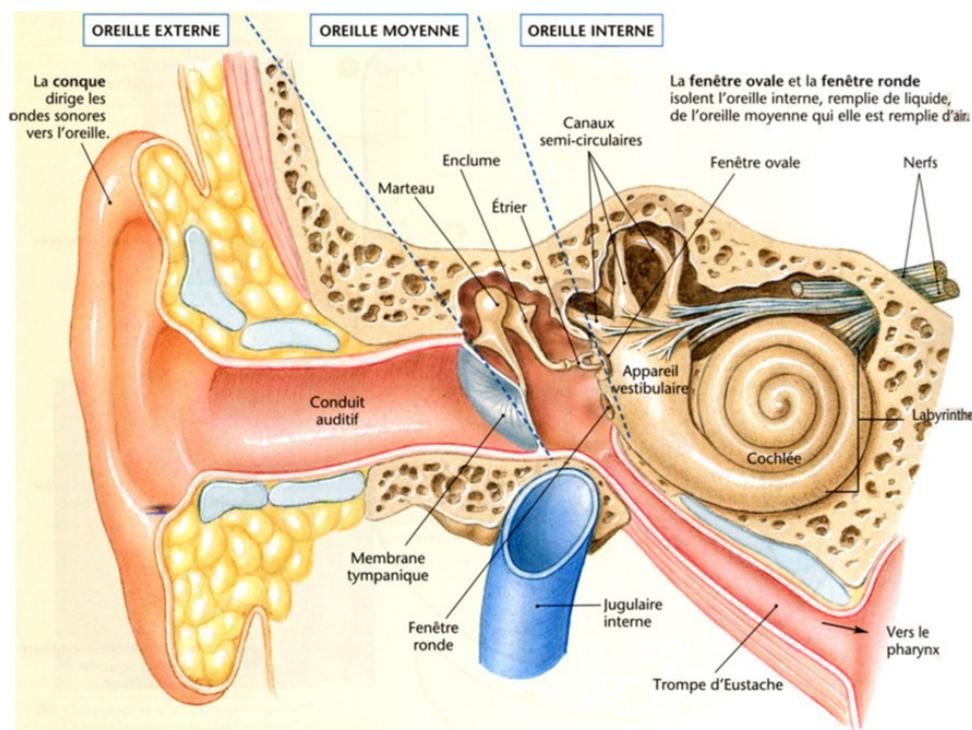


Figure 1.1 – Anatomie du système auditif humain (Dematteis et Kahane, 2011).

Au-delà de présenter de façon succincte le mécanisme de l'audition, cette introduction tend surtout à souligner la complexité du système auditif dont l'anatomie figure parmi l'une des plus élaborées du corps humain. Afin de saisir la pleine mesure des enjeux qui relèvent de la perte d'audition ainsi que de la pose d'implants cochléaires, il nous apparaît donc essentiel d'insister plus en détails sur les différentes composantes

de l'audition que nous nous attachons à décrire dans les sections suivantes.

1.1.1 Oreille externe

L'oreille externe constitue le point de départ de la chaîne de perception d'une onde sonore. Comme illustré sur la figure 1.1, cette partie s'étend du pavillon de l'oreille jusqu'au tympan, ou membrane tympanique de son nom scientifique, en passant par le conduit auditif externe. En premier lieu, le signal sonore rencontre la partie la plus visible de l'oreille externe, à savoir le pavillon auriculaire ou auricule. Grâce à sa forme singulière, cette protubérance cartilagineuse permet de collecter les différents sons perçus et de les diriger vers le conduit auditif externe. Dans son premier tiers, ce dernier consiste en un revêtement cutané comprenant une pilosité modérée ainsi que des glandes cérumineuses qui agissent comme une barrière protectrice naturelle. À mesure que l'onde sonore pénètre dans le conduit auditif, la peau s'amincit jusqu'à se limiter à une simple couche épidermique fermement attachée à l'os environnant.

En plus de transmettre le signal sonore jusqu'au tympan, l'oreille externe agit également comme un amplificateur sur une certaine gamme de fréquences. Le signal sonore amplifié arrive alors au niveau du tympan qui correspond au point de départ du mécanisme de transmission du son jusqu'à la cochlée. Comme le suggère son nom scientifique, le tympan consiste en une membrane fibreuse dont la forme conique permet une transmission optimale du son à l'oreille moyenne et n'est pas sans rappeler celle de la membrane d'un haut-parleur. Son insertion au sein du conduit auditif est par ailleurs assurée par l'intermédiaire de l'annulus, un bourrelet fibreux ayant la forme d'un fer à cheval.

1.1.2 Oreille moyenne

L'oreille moyenne est associée à la caisse du tympan qui s'étend latéralement du tympan jusqu'à l'ouverture de la fenêtre ovale et consiste en une cavité remplie d'air qui accueille la chaîne de transmission du son jusqu'à la cochlée. Comme son nom l'indique, cette chaîne ossiculaire est formée de trois osselets : le marteau, l'enclume et l'étrier qui figurent parmi les plus petits os du corps humain (seulement quelques millimètres).

Le premier osselet, par sa forme, rappelle celle d'un marteau dont l'extrémité du manche est fixée au sommet du cône caractéristique de la membrane du tympan tandis que la tête s'articule avec le second osselet. Cette articulation s'apparente à une liaison sphérique et permet à l'enclume d'accueillir la tête du marteau de façon à communiquer les vibrations jusqu'à son extrémité qui, elle, forme un angle droit avec l'étrier. Ce dernier correspond au bout du mécanisme de transmission et assure la transmission des vibrations sonores aux fluides contenus dans la cochlée à la manière d'un piston. L'intégralité de la structure est maintenue par un ensemble de ligaments et de muscles qui assurent également sa rigidité. De même que pour le conduit auditif externe, le rôle de la chaîne ossiculaire va au-delà de la simple transmission des vi-

brations perçues par la membrane du tympan. En effet, de façon à limiter les pertes énergétiques à l'interface du milieu liquidien, la structure et l'agencement des osselets agissent également comme un amplificateur avec un gain du même ordre de grandeur que le rapport entre les surfaces du tympan et de la platine de l'étrier.

Enfin, la cavité tympanique comprend également la trompe d'Eustache dont le rôle est d'assurer l'équilibre en pression de part et d'autre du tympan pour éviter toute rupture de la membrane. Celle-ci consiste en un conduit communiquant avec le pharynx, fermé au repos, dont l'ouverture est assurée par un ensemble de muscles à l'occasion d'un bâillement ou d'une déglutition.

1.1.3 Oreille interne

Contrairement à la caisse du tympan, l'oreille interne consiste en une cavité osseuse, aussi appelée labyrinthe osseux, remplie de fluides et dans laquelle vient s'insérer la platine de l'étrier. La partie postérieure du labyrinthe est directement responsable de l'équilibre. Les trois canaux semi-circulaires, orientés selon les différents plans orthogonaux de l'espace, s'apparentent entre autres à un gyroscope tandis que l'utricule et la saccule assurent la fonction d'accéléromètre linéaire. Le labyrinthe antérieur contient l'organe de l'ouïe aussi appelée cochlée.

La cochlée est une structure creuse en forme d'escargot enroulée sur elle-même d'environ 2 tours et $3/4$ le long de laquelle court le labyrinthe membraneux qui, comme présenté sur la figure 1.2, scinde la cochlée en trois conduits distincts. Le canal cochléaire correspondant au canal médian est rempli d'endolymphe et admet pour limites supérieure la membrane de Reissner et inférieure la membrane basilaire. Les rampes vestibulaire et tympanique, respectivement associées aux conduits supérieur et inférieur, sont, quant à elles, remplies de périlymphe. Bien que séparées par le canal cochléaire, les deux rampes communiquent entre elles au niveau de l'apex de la cochlée (sommet) par un petit orifice appelé hélicotrème dont la fonction est d'assurer la transmission des vibrations depuis la rampe vestibulaire jusqu'à la rampe tympanique. Cette dernière débouche par ailleurs sur la fenêtre ronde.

À ce niveau de la description du mécanisme de l'audition, il est important de préciser que la platine de l'étrier s'insère sur la fenêtre ovale qui, par des mouvements de va-et-vient, transmet les vibrations au périlymphe contenu dans la rampe vestibulaire. Ainsi en l'absence d'hélicotrème et de fenêtre ronde, l'incompressibilité du fluide rendrait impossible la transmission des ondes sonores depuis la rampe vestibulaire. Grâce à cette communication entre les liquides contenus dans le conduit cochléaire et les deux rampes, la vibration du périlymphe provoquée par l'étrier se traduit alors par un mouvement de cisaillement au niveau de la membrane basilaire sur laquelle repose l'organe de Corti. Ce dernier permet alors de convertir l'onde mécanique perçue en impulsions nerveuses transmises aux ganglions spiraux puis au nerf auditif à l'aide de cellules sensorielles mécanotransductrices appelés cellules ciliées.

Toutefois, il a été établi que la réponse électrique associée aux vibration transmises au périlymphe dépend de la fréquence du signal sonore perçu mais également de la

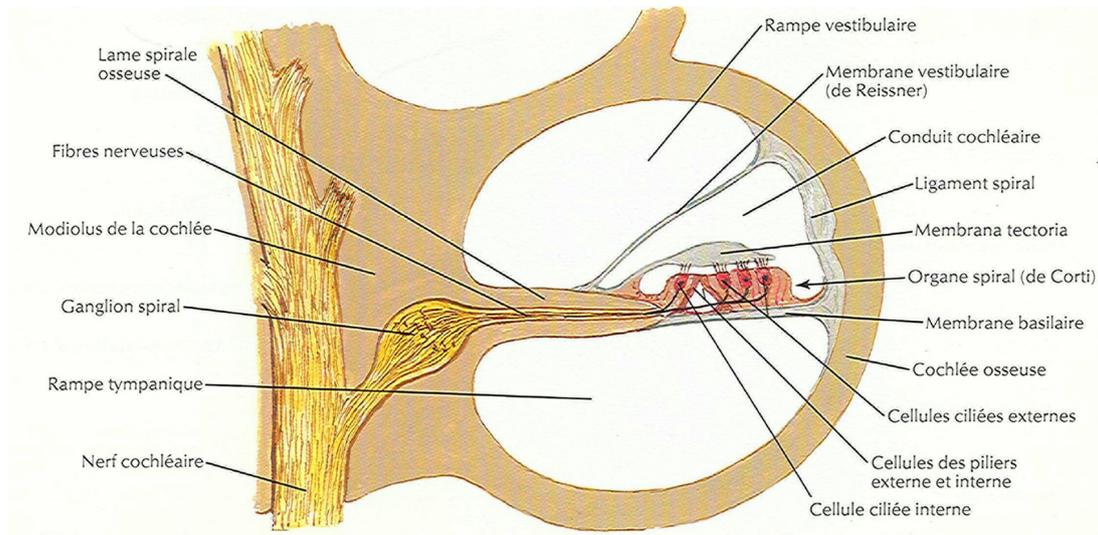


Figure 1.2 – Coupe   travers une spire de la cochlée (Netter, 1999, planche. 91).

localisation des cellules ciliées dans la cochlée. Cette organisation spatiale du spectre en fréquence des sons perçus, nommée tonotopie, a été très précisément étudiée (Fig. 1.3). La membrane basilaire est, entre autres, particulièrement sensible aux hautes fréquences au niveau du tour basal de la cochlée.   mesure que la vibration progresse vers l’apex, cette sensibilité se déplace vers les basses fréquences, décrivant ainsi l’intégralité du spectre audible de l’humain de sorte que la cochlée agit comme un analyseur de spectre particulièrement efficace.

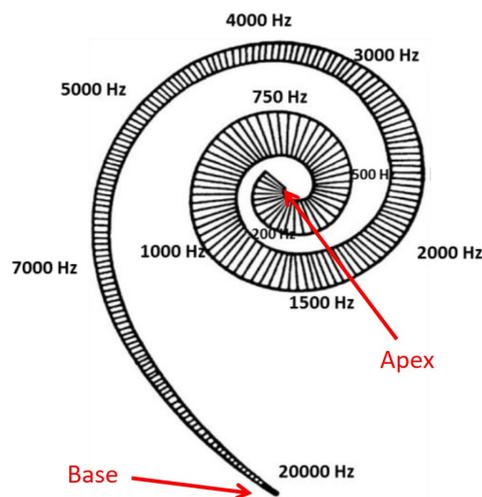


Figure 1.3 – Tonotopie de la cochlée (De Seta, 2016).

1.2 Surdité

Du point de vue anatomique, la surdité est la conséquence de troubles fonctionnels du système auditif provoquant une diminution plus ou moins prononcée de la capacité   percevoir les sons. On parle également de perte d’audition ou encore de d ficiance auditive. Au-delà de l’impact négatif évident sur le développement du langage chez

l'enfant (Briec, 2012) et la capacité à communiquer chez l'adulte, la perte d'audition a de nombreuses autres implications, notamment sur le plan social. Celles-ci peuvent, en effet, aller du simple sentiment d'anxiété à celui de dépression (Manrique-Huarte *et al.*, 2016) en passant par la solitude ou l'isolement social (Maharani *et al.*, 2019). Il s'avère également que la surdité a des répercussions sur les fonctions cognitives qui, d'après une commission sur la prévention de la démence datant de 2017, serait un des principaux facteurs de risque évitable de démence (Livingston *et al.*, 2017). Les personnes âgées touchées par la perte d'audition présentent par ailleurs des taux d'hospitalisation (Genther *et al.*, 2013) ainsi que de mortalité (Contrera *et al.*, 2015) beaucoup plus élevés. De manière indirecte, la perte d'audition est aussi associée à une perte d'autonomie (Sonnet *et al.*, 2017) qui, d'un point de vue économique, se traduit par une baisse de la productivité (Clinkard *et al.*, 2015), restreint considérablement les possibilités de carrière et constitue un véritable frein pour l'emploi (Ferguson *et al.*, 2017).

Dans son dernier rapport sur l'audition paru en mars 2021, l'Organisation Mondiale pour la Santé rapporte, qu'à l'heure actuelle, plus de 1,5 milliards de personnes connaîtraient des troubles liés à une perte d'audition, faisant de la surdité la troisième principale cause de handicap dans le monde (World Health Organization, 2021). Au regard des conséquences socio-économiques qui l'accompagnent, la surdité a été érigée au rang d'enjeu majeur de santé publique.

1.2.1 Degrés de surdité

Il convient toutefois de préciser que la déficience auditive est loin d'être un phénomène binaire et que, très rapidement, l'OMS a cherché à établir une classification des différents degrés de surdité observés (World Health Organization, 1991). Les catégories établies sont basées sur la mesure du décalage du seuil d'audition par audiométrie tonale qui constitue l'examen de référence pour le dépistage de la surdité. Le Bureau International de l'AudioPhonologie (Biap) définit le seuil d'audition comme la moyenne des intensités sonores minimales que l'oreille avec la meilleure écoute arrive à percevoir aux fréquences fixées à 500Hz, 1000Hz, 2000Hz et 4000Hz. Initiée en 1991, cette classification a depuis évolué (Humes, 2019) et comprend actuellement sept degrés de surdité selon la perte d'audition mesurée (Haile *et al.*, 2021) :

- **Audition normale** : lorsque la perte est inférieure à 20 dB;
- **Surdité légère** : lorsque la perte est comprise entre 20 et 35 dB. La personne concernée peut éprouver une certaine difficulté à suivre une conversation dans un environnement bruyant;
- **Surdité moyenne** : lorsque la perte est comprise entre 35 et 50 dB. Ce niveau est marqué par l'incapacité à suivre une conversation dans un milieu bruyé ainsi qu'une certaine difficulté à entendre une personne parler dans un environnement calme;
- **Surdité modérément sévère** : lorsque la perte est comprise entre 50 et 65 dB. La surdité modérément sévère correspond à l'incapacité à suivre une conversation

dans un milieu calme avec toutefois la possibilité de percevoir la parole   haute voix;

- **Surdité sévère** : lorsque la perte est comprise entre 65 et 80 dB. La personne concernée se trouve dans l'incapacité   suivre une conversation dans un environnement calme et éprouve des difficultés   prendre part   une conversation téléphonique;
- **Surdité profonde** : lorsque la perte est comprise entre 80 et 95 dB. La surdité profonde est associée   l'incapacité   percevoir la parole dans un milieu calme et   prendre part   une conversation au téléphone. La personne concernée éprouve également des difficultés   percevoir les sons environnants;
- **Surdité totale** : lorsque la perte s'élève   plus de 95 dB. Ce degré de surdité est caractérisé par une incapacité complète   percevoir la parole ainsi que la majeure partie des sons ambiants et   communiquer verbalement.

Cette classification se veut être une description des différents types de d ficiance auditive bilatérale.   ceci, l'OMS inclut une dernière catégorie associée cette fois   une perte d'audition asymétrique, aussi appelée surdité unilatérale. Celle-ci correspond   une perte d'audition au minimum moyenne au niveau de l'une des deux oreilles et se caractérise par une certaine difficulté   prendre part   une conversation dans un environnement bruyant ainsi que l'incapacité   localiser les sons perçus.

1.2.2 Types de surdité

Au-delà du degré de perte d'audition, il convient également de distinguer le type de d ficiance auditive selon qu'elle relève de la surdité dite *de transmission* ou de la surdité dite *de perception* (Cunningham et Tucci, 2017). Comme son nom l'indique, la surdité de transmission correspond aux troubles qui affectent les différents maillons de la chaîne de transmission du signal sonore et qui sont donc localisés au niveau de l'oreille externe et de l'oreille moyenne.   l'inverse, la surdité de perception concerne les troubles affectant le mécanisme de transduction électroacoustique qui se concentrent au niveau de l'oreille interne. Dans le cas d'une perte d'audition conjointe au deux types, on parle alors de surdité mixte.

Surdité de transmission

La surdité de transmission se décline sous différentes formes qui peuvent aller du simple bouchon de cérumen jusqu'aux infections en passant par certaines maladies d'origine génétique telles que l'otosclérose qui provoque une fixation de la platine de l'étrier au sein de la fenêtre ovale. Une des infections les plus couramment observées est l'otite moyenne qui consiste en une inflammation de la muqueuse de l'oreille moyenne pouvant également s'accompagner d'une accumulation de liquide séro-muqueux. Qualifiée d'aiguë ou de séreuse, l'otite moyenne se trouve être la prin-

cipale cause de surdit e l eg ere ou moyenne chez l'enfant (Smith *et al.*, 2005). Toutefois, celle-ci n'est g en eralement que temporaire et aboutit dans la plupart des cas   une gu erison spontan ee. Tout comme les otites moyennes, la surdit e de transmission est le plus souvent associ ee   une perte d'audition temporaire, dont le recouvrement partiel ou total est rendu possible en ayant recours   un traitement pharmaceutique ou une intervention chirurgicale telle que l'ossiculoplastie pour la reconstruction de la chaine ossiculaire ou encore la stap edectomie en cas d'otoscl erose non cochl eaire. En l'absence de traitement, certaines pathologies, dont les otites moyennes chroniques, peuvent cependant évoluer vers des formes plus graves s'étendant jusqu'  l'oreille interne et entraîner une surdit e de perception qui se caractérise par une perte d'audition au niveau des aigus (Nadol Jr, 1993).

Surdit e de perception

La surdit e de perception, ou neurosensorielle, est le plus souvent associ ee   une diminution permanente des capacit es auditives (Smith *et al.*, 2005, Oxenham, 2018). Ici encore, plusieurs pathologies entrent en jeu. Parmi celles-ci, nous pouvons citer les anomalies g en etiques qui occupent une place toute particuli ere puisqu'il s'av ere que la majeure partie des personnes touch ees par une surdit e de perception le sont   cause d'une d eficience neurosensorielle cong enitale (Nadol Jr, 1993). Une part importante des cas de surdit e de perception est aussi due   l'utilisation de substances dites oto-toxiques qui provoquent la destruction permanente de certaines structures cochl eaires telles que les cellules cili ees. Dans son dernier rapport, l'Organisation mondiale de la Sant e fait état de plus de 600 cat egories de m edicaments pouvant avoir des effets neuro ou cochl eotoxiques dont fait notamment partie la cisplatine qui est utilis ee dans le traitement de certains cancers. Par ailleurs, il est également fait mention de substances chimiques utilis ees en industrie dont la manipulation ou l'exposition prolong ees peuvent avoir des effets irr eversibles sur le syst eme auditif telles que le plomb qui, pour l'anecdote, serait vraisemblablement   l'origine de la perte d'audition du c elebre compositeur allemand Ludwig van Beethoven (Stevens *et al.*, 2013, Brotto *et al.*, 2021).

Les traumatismes sonores constituent également une des principales causes de d eficience neurosensorielle. Entre autres, la perception d'un bruit excessif se traduit au sein de la cochl ee par une pression acoustique anormalement  lev ee pouvant entraîner la perte des cellules cili ees et de neurones auditifs (synapses et corps cellulaires). En cas d'exposition prolong ee, ce sont ensuite les cellules cili ees internes qui sont affect ees. Dans certains milieux professionnels, le risque d'exposition aux traumatismes sonores est par ailleurs particuli erement élevée bien qu'il fasse l'objet d'un r eglementation visant   la pr evention avec l'utilisation des équipements individuels de protections. Ainsi, plus de 16% des cas de perte d'audition chez l'adulte seraient dus   une exposition   des bruits excessifs au travail (Nelson *et al.*, 2005). Cependant l'espace professionnel n'est pas le seul g en erateur de nuisances sonores pouvant entraîner des dommages permanents pour l'oreille interne. Avec l'essor des dispositifs individuels permettant l'écoute de musique, le risque d'exposition s'est en effet étendu   une nouvelle cat egorie de bruits qui, jusqu'ici, relevait du simple loisir. Ainsi l'OMS estime qu'actuellement plus de la moiti e des 12 / 35 ans pr esente une écoute   risque. Plus r ecemment, il a  t e mis en évidence que m eme les sons d'intensit e mod eree (con-

cert / discothèque), considérés comme un niveau d'exposition bénin car n'engendrant qu'une perte d'audition temporaire, peuvent provoquer une perte consécutive de certains ganglions spiraux qui, à long terme, engendre une dégénérescence progressive des fibres nerveuses auditives (Gourévitch *et al.*, 2014).

Malgré la forte prévalence de la perte d'audition induite par les traumatismes sonores, la principale cause de déficience neurosensorielle reste la presbyacousie. Faisant référence étymologiquement à l'audition chez la personne âgée, la presbyacousie correspond plus simplement à la perte d'audition liée au vieillissement et concernerait vraisemblablement plus de 65% des plus de 60 ans (World Health Organization, 2021). Il est toutefois nécessaire de préciser que celle-ci ne se réduit pas à la seule dégénérescence des structures cochléaires due à l'âge mais doit plutôt être perçue comme une accumulation sur le long-terme de traumatismes causés à l'oreille interne comme ceux mentionnés précédemment (Gates et Mills, 2005). L'âge et la surexposition au bruit restent cependant les deux principaux facteurs à risque de presbyacousie. Par ailleurs, ce type de surdité semble être particulièrement prononcé dans les pays industrialisés dû à la forte intensité des bruits modernes (Goycoolea *et al.*, 1986, Rosen *et al.*, 1962). Symptomatiquement, la presbyacousie se manifeste par une diminution de la perception des aigus qui, avec l'âge, s'étend progressivement aux fréquences plus graves. Chez la personne concernée, cela se traduit principalement par la difficulté à percevoir certaines consonnes qui mène à des erreurs de communication. Généralement, trois types sont à distinguer selon les structures affectées : neural, sensoriel et enfin métabolique (Schuknecht, 1955). On sait toutefois aujourd'hui que la presbyacousie sensorielle n'a pas grand-chose à voir avec le processus de vieillissement et est principalement la conséquence de traumatismes sonores (Mills *et al.*, 1990). Quant à la presbyacousie métabolique, il semblerait qu'elle constitue le véritable stigmate de la perte d'audition liée à l'âge (Gates et Mills, 2005).

Contrairement à la surdité de transmission, la déficience neurosensorielle a des conséquences permanentes sur la capacité à percevoir les sons. Bien que des efforts conséquents soient portés dans la médecine régénérative des cellules ciliées (Bermingham-McDonogh et Rubel, 2003), il n'existe, à l'heure actuelle, aucun traitement pour restaurer les capacités auditives perdues et retrouver une audition normale. Les techniques de soins pouvant être apportées se limitent donc essentiellement à des mesures de prévention et de réhabilitation de façon à prévenir la perte d'audition et à maintenir les capacités auditives. Ces dernières passent principalement par l'utilisation d'aides auditives qui, à défaut de restaurer les facultés auditives perdues, permettent une nette amélioration de la communication.

1.3 Implantation cochléaire

Bien que les aides auditives constituent la technique de réhabilitation la plus fréquemment indiquée en cas de surdité légère ou moyenne et apportent un véritable bénéfice pour le patient (Brodie *et al.*, 2018), elles n'en présentent pas moins d'inconvénients. Le principe de l'appareillage auditif conventionnel en conduction aérienne consiste, entre autres, en un système d'amplification non linéaire des sons

sur des bandes de fréquences qui ne permet d'améliorer l'audition des personnes qu'à condition que la fonction de l'oreille interne ne soit pas trop altérée. Le cas échéant, l'amplification mène à des phénomènes de distortion harmonique qui, à défaut d'améliorer, peuvent dégrader l'audibilité des sons perçus par le patient qui doit alors recourir aux implants cochléaires.

1.3.1 Implant cochléaire

L'implant cochléaire est un dispositif auditif qui permet de recréer une perception sonore en contournant les mécanismes de transmission et de transduction du son par l'intermédiaire de stimuli électriques qui viennent directement exciter le nerf auditif. En ce sens, l'implant cochléaire diffère grandement de l'aide auditive qui se limite à une simple amplification du son. La paternité de cet implant est souvent attribuée à tort aux français André Djourno et Charles Eyriès qui, en 1957, furent les premiers à implanter une électrode afin de stimuler les fibres du nerf vestibulocochléaire. Bien que les travaux de Djourno et Eyriès aient servi de point de départ à ce qui deviendra plus tard *l'implant cochléaire*, c'est à William House et John Doyle que reviennent la toute première pose d'une électrode intracochléaire le long de la rampe tympanique le 9 Janvier 1961. Pour un historique plus détaillée du développement de cette technologie, nous renvoyons le lecteur intéressé à l'excellente rétrospective réalisée sur le sujet par Mundry et Mills ([Mundry et Mills, 2013](#)). Bien qu'apparu il y a plus de 60 ans, l'implant cochléaire demeure aujourd'hui la prothèse neurale la plus avancée de la médecine moderne ([Wilson et Dorman, 2008](#)).

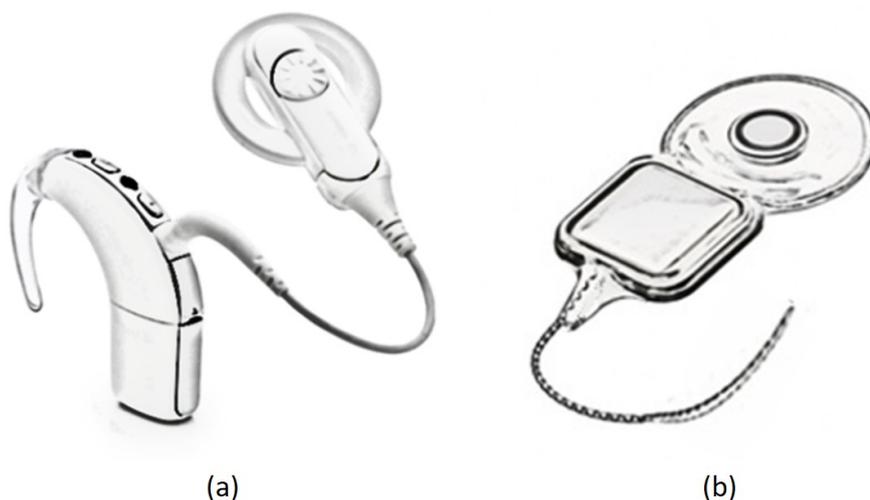


Figure 1.4 – Parties (a) externe et (b) interne de l'implant cochléaire ([De Seta, 2016](#)).

Dans le monde, il existe actuellement cinq constructeurs spécialisés dans la fabrication de ce type d'implants : Advanced Bionics aux États-Unis, Cochlear en Australie, MED-EL en Autriche, Oticon en France et Nurotron en Chine ([Yawn et al., 2015](#)). Malgré de légères variations entre les différents modèles, les implants présents sur le marché reposent sur une architecture commune (Fig. 1.4) :

- Une **partie externe** qui vient se fixer derrière le pavillon et comprend un mi-

crophone, une batterie, un processeur vocal et une bobine de transmission. Le microphone assure ici le rôle de transducteur électroacoustique en transformant les sons perçus en un signal électrique exploitable par le processeur externe. À son tour, celui-ci convertit l'information obtenue en un train d'impulsions électriques destinées au faisceau d'électrodes implantées. La bobine quant à elle assure la transmission par radiofréquence à travers la peau des stimuli générés ainsi que de l'énergie nécessaire au bon fonctionnement de la partie interne. Contrairement à une connexion percutanée, ce type de liaison réduit de manière significative le risque d'infection, mais ce, au détriment de la quantité d'information pouvant être transmise et donc de la qualité du signal d'excitation du nerf auditif.

- Une **partie interne** logée dans la base du crâne qui, elle, se compose d'une bobine réceptrice, d'un récepteur / stimulateur ainsi que d'un porte-électrodes. L'ensemble récepteur / stimulateur permet alors de récupérer l'information transmise par radiofréquence au niveau de la bobine interne et d'envoyer les stimuli générés au porte-électrodes préalablement inséré dans la cochlée. Certains modèles d'implants permettent également une transmission bidirectionnelle afin de communiquer des données relatives aux électrodes par téléométrie (Wilson, 2004).

Les tout premiers modèles d'implants cochléaires consistaient en une unique électrode, ce qui limitait à l'époque les possibilités de restauration des capacités auditives à une seule bande en fréquence. Très rapidement, ces prothèses ont évolué vers une architecture multi-électrodes avec pour objectif d'augmenter le nombre de points de stimulation et ainsi reproduire plus fidèlement la répartition du spectre en fréquence le long de la cochlée (tonotopie). L'intérêt pour ces nouveaux implants s'est vite confirmé par la nette amélioration des scores de perception et a permis en l'espace d'une dizaine d'années de passer de l'implantation du premier prototype multi-électrodes en 1964 (Simmons, 1966, p. 12) à la pose du premier implant multicanaux commercialisé en 1978 (Clark *et al.*, 1979).

Par ailleurs, l'introduction des prothèses multi-électrodes s'est également accompagnée du développement des stratégies de codage. Afin de respecter l'organisation fréquentielle de la cochlée, il a en effet fallu adapter la génération du train d'impulsions électriques de façon à ce que les stimuli associés aux sons de haute et basse fréquences soient respectivement délivrés au niveau de l'apex et du tour basal de la cochlée. Bien que différentes approches aient été proposées au cours des décennies avec les stratégies dites 'spectral peak' (SPEAK) (Skinner *et al.*, 1994), 'advanced combination encoder' (ACE) (Arndt, 1999), 'n-of-m' (Wilson *et al.*, 1988) ou encore 'simultaneous analog stimulation' (SAS) (Battmer *et al.*, 1999), la stratégie 'continuous interleaved sampling' (CIS) reste à ce jour la technique par défaut parmi les systèmes présents sur le marché (Wilson et Dorman, 2008). Sa force réside dans la minimisation des phénomènes d'interférence et de superposition des champs électriques générés par chaque électrode en ayant recours à une stimulation séquentielle des canaux depuis la base jusque vers l'apex (Wilson *et al.*, 1991).

L'évolution des stratégies de codage constitue encore à ce jour l'une des principales sources d'amélioration des performances de l'implant cochléaire. Si les person-

nes bénéficiant de ce type de prothèse peuvent aujourd'hui espérer retrouver un seuil d'audition proche de la normale (Carlson, 2020), il est néanmoins primordial de garder à l'esprit que les bénéfices apportés au patient restent conditionnés par la bonne pose de l'implant.

1.3.2 Intervention chirurgicale

La pose d'un implant cochléaire, qui correspond plus précisément à la pose de la partie interne de la prothèse, s'effectue par l'intermédiaire d'une intervention chirurgicale sous anesthésie générale appelée *implantation cochléaire* (Yawn *et al.*, 2015, Lenarz, 2017). L'intervention suit une procédure normalisée dont la durée est estimée à environ 2 heures (Carlson, 2020, Postelmans *et al.*, 2009). Afin de mieux saisir les enjeux de cette chirurgie, nous en proposons un descriptif ci-dessous. Nous tenons toutefois à préciser que celui-ci ne se veut en aucun cas exhaustif et que nous cherchons avant tout à présenter au lecteur non averti les étapes principales de l'implantation cochléaire.

En premier lieu, une incision en forme de 'C' est pratiquée derrière le pavillon auriculaire suivie d'une dissection puis d'un rabat vers l'avant des tissus mous recouvrant la base du crâne afin d'exposer la partie osseuse qui se situe derrière l'oreille aussi appelée *mastoïde*.

Le chirurgien réalise alors une mastoïdectomie qui consiste en une ablation des cellules osseuses de la mastoïde à l'aide d'une fraise chirurgicale diamantée (Fig. 1.5(a)). Cette étape, qui compte pour une grande partie de l'opération, se poursuit jusqu'à l'identification de repères anatomiques clés comprenant le canal semi-circulaire latéral, le segment mastoïdien du nerf facial ou encore le canal osseux de la corde du tympan.

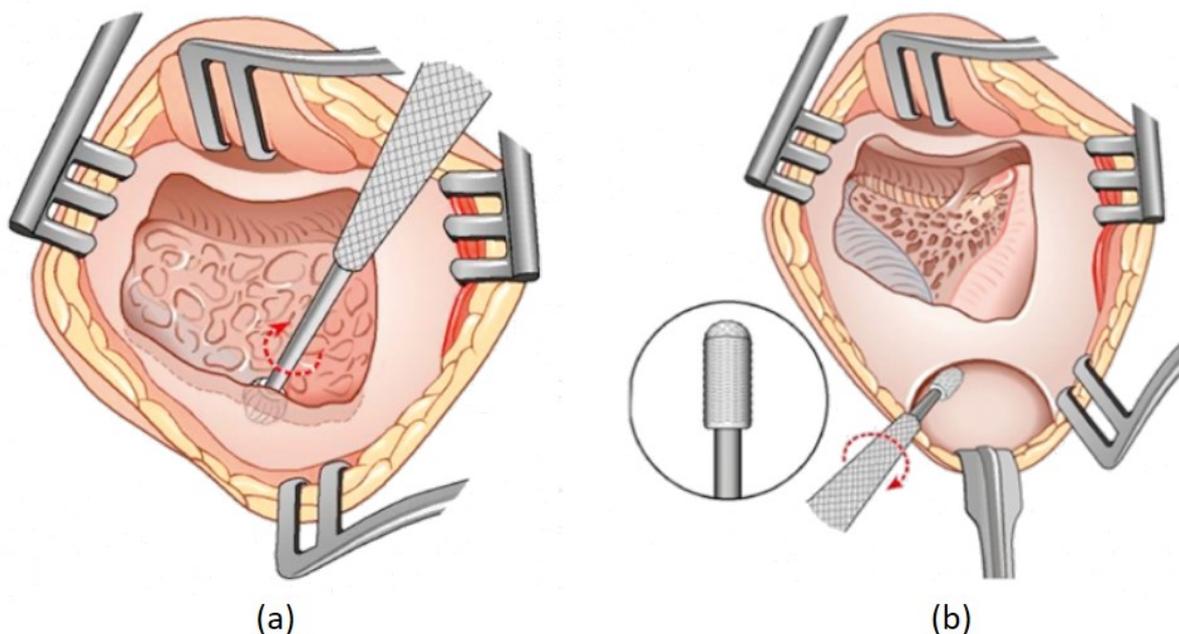


Figure 1.5 – Étapes de l'implantation cochléaire : (a) mastoïdectomie et (b) réalisation du lit osseux destiné à accueillir l'ensemble récepteur / stimulateur de l'implant (Lenarz, 2017).

Ces structures anatomiques servent également de points de repère pour la réalisation d'un lit osseux situé en arrière de la cavité creusée qui viendra accueillir l'ensemble récepteur / stimulateur de l'implant avant insertion du faisceau d'électrodes (Fig. 1.5(b)).

Si le canal semi-circulaire latéral marque le début du labyrinthe osseux et donc la nécessité de ne pas poursuivre le fraisage plus en profondeur, le nerf facial et la corde du tympan quant à eux délimitent la fossette du récessus facial qui, après ouverture, sert de point d'accès à la caisse du tympan. Pour ce faire le chirurgien réalise un fraisage du canal facial osseux tout en veillant à préserver la corde du tympan, issue du nerf facial, ainsi que le nerf facial lui-même (Fig. 1.6(a)). Afin d'assurer la sécurité du patient, cette étape particulièrement délicate s'effectue sous surveillance du nerf facial ou *neuromonitoring* qui permet d'alerter le chirurgien en cas d'atteinte à l'intégrité du nerf de façon à prévenir toute lésion nerveuse qui pourrait entraîner une paralysie du visage.

Depuis l'ouverture réalisée, le chirurgien doit ensuite identifier la fenêtre ronde, qui représente l'unique voie d'accès naturelle à la rampe tympanique, avant de procéder à l'insertion du porte-électrodes (Fig. 1.6(b)). Différentes approches restent néanmoins possibles et le chirurgien peut tout aussi bien choisir de pratiquer une cochléostomie qui consiste en un fenêtrage osseux à la base de la cochlée permettant de fournir un point d'entrée autre que la fenêtre ronde (Basura *et al.*, 2010).

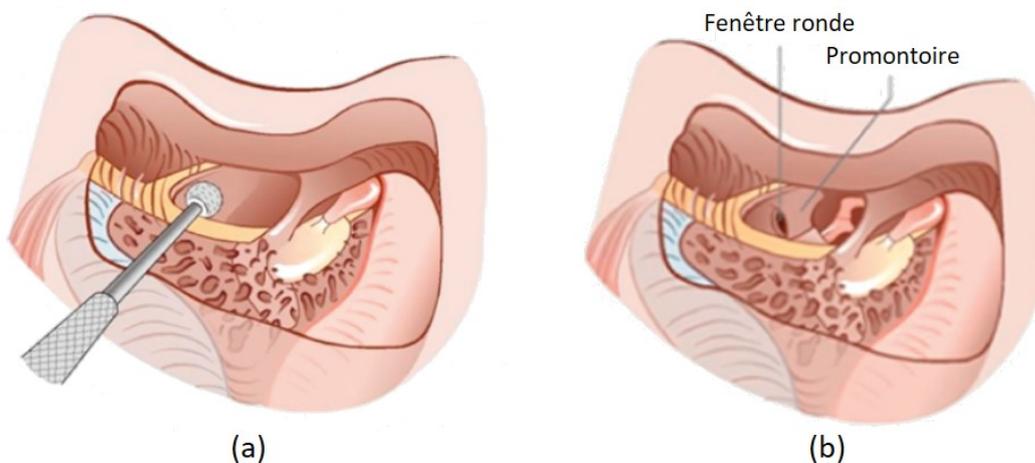


Figure 1.6 – Étapes de l'implantation cochléaire : (a) ouverture du récessus facial et (b) identification du promontoire qui surplombe la fenêtre ronde (Lenarz, 2017).

À partir de l'orifice établi, le faisceau d'électrodes est ensuite inséré le long de la rampe tympanique (Fig. 1.7). L'insertion doit s'effectuer de façon lente et continue afin de minimiser les traumatismes et préserver les structures intracochléaires. Le point d'accès de la rampe tympanique est ensuite refermé pour empêcher toute fuite du liquide périlymphatique et le porte-électrodes sécurisé au sein de la mastoïde.

À cette étape de l'intervention, le chirurgien réalise différentes mesures télémétriques afin de s'assurer du bon fonctionnement de l'implant ainsi que de la stimulation effective du nerf auditif. Enfin, les tissus musculaires, sous-cutanés ainsi que la peau sont refermés. L'implant cochléaire sera activé sous les deux à quatre semaines suivant l'opération.

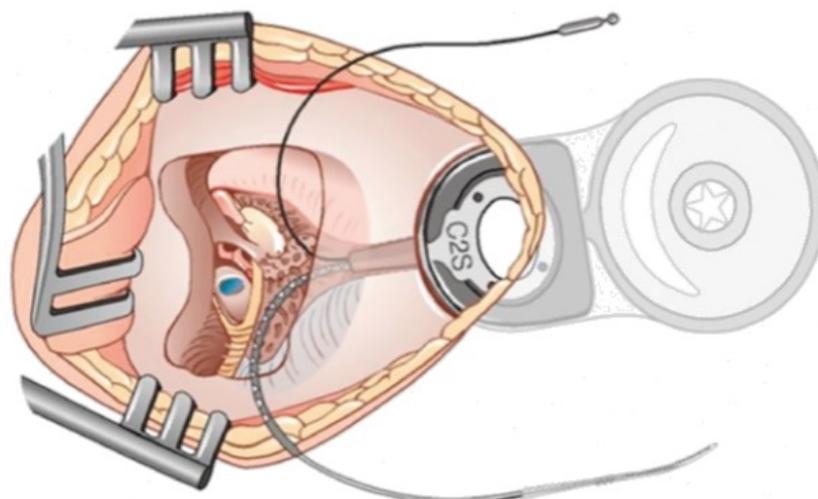


Figure 1.7 – Insertion du porte-électrodes depuis la fenêtration ronde représentée ici en bleu (Lenarz, 2017).

La chirurgie décrite ci-dessus n'a rien de nouveau et se pratiquait déjà aux débuts des implants cochléaires dans les années 70 (House, 1976, Clark *et al.*, 1979). Toutefois, elle n'en reste pas moins délicate due à la présence de structures critiques (canaux semi-circulaires, nerf facial, corde du tympan ...) ainsi que d'un faible espace d'intervention et requiert une grande précision de la part du chirurgien. Au fil des années, plusieurs alternatives à la mastoïdectomie ont fait l'objet d'études approfondies (Banfai *et al.*, 1984, Colletti *et al.*, 1998, Häusler, 2002, Kiratzidis, 2000, Kronenberg *et al.*, 2004) sans jamais pour autant réussir à présenter d'améliorations significatives que ce soit concernant les complications postopératoires ou la préservation des structures intracochléaires. Aujourd'hui encore, l'approche de la cochlée par mastoïdectomie avec ouverture du récessus facial demeure la technique chirurgicale de référence pour l'implantation cochléaire.

1.4 Enjeux liés à la chirurgie

Les critères d'indication pour ce type de prothèses ont très largement évolué au fil des années, en affichant néanmoins toujours pour objectif que l'implantation résulte en une plus-value par rapport à une simple aide auditive. Ainsi en 1984, les premières prothèses autorisées par l'agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux (FDA) se voyaient indiquées aux seuls adultes atteints de surdité bilatérale profonde. Toutefois la nette supériorité des scores de perception affichée par les personnes implantées atteintes de surdité postlinguale par rapport à celles touchées par une surdité prélinguale ont rapidement permis de mettre en évidence l'influence de la perte d'audition précoce dans le développement de la perception du monde sonore, suscitant l'intérêt pour une implantation dès le plus jeune âge (Deggouj *et al.*, 2007). Par sourd prélingual ou postlingual, nous entendons respectivement toute personne ayant perdu l'audition avant ou après avoir appris à parler. Aussi dès 1990, la FDA étend la pose d'implants multi-électrodes aux enfants sourds profonds âgés de plus de deux ans (Arts *et al.*, 2002). Depuis, l'indication n'a cessé de progresser et ne

comprend actuellement plus aucune restriction d'âge, avec des patients pouvant aller du nourrisson de moins d'un an (Schauwers *et al.*, 2004) jusqu'au nonagénaire (Carlson *et al.*, 2010). Les progrès dans la perception de la parole et de l'environnement sonore permis par l'amélioration continue des implants, aussi bien au niveau matériel que logiciel, ont également conduit à un nombre toujours plus important de bénéficiaires. Au cours des décennies, le nombre d'implants s'est, en effet, vu augmenter de façon exponentielle (Fig. 1.8) et en 2019, on estimait à environ 736900 le nombre total de personnes disposant d'un implant dans le monde (National Institute on Deafness and Other Communication Disorders, 2021).

Compte-tenu de cette tendance qui devrait se poursuivre, l'implantation cochléaire doit aujourd'hui faire face à de nouveaux enjeux au niveau de l'intervention chirurgicale dont l'objectif principal est la réduction des traumatismes, notamment dans le cadre de la préservation de l'écoute résiduelle.

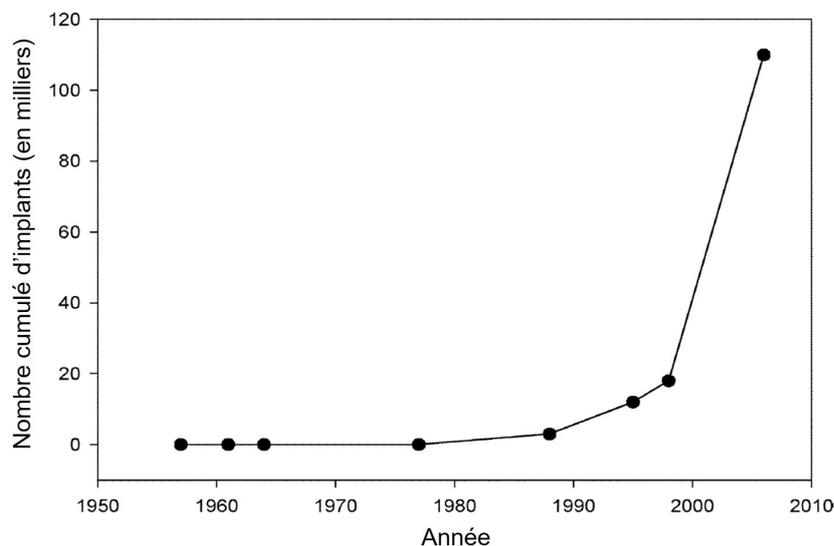


Figure 1.8 – Nombre cumulé d'implants au cours des années (Wilson et Dorman, 2008).

1.4.1 Complications médicales

Bien que l'implantation cochléaire ne présente pas de risque particulier pour le patient, l'approche chirurgicale par mastoïdectomie avec ouverture du récessus facial combinée à l'implantation d'un corps étranger peut toutefois entraîner un certain nombre de complications médicales. Deux études rétrospectives basées sur de larges séries d'implantations cochléaires rapportent un taux de complication compris entre 16 et 18.4% (Venail *et al.*, 2008, Theunisse *et al.*, 2018). Si celui-ci peut paraître relativement faible, il n'en reste pas moins constant (Fig. 1.9) et l'impact économique qu'il induit à long terme constitue un véritable frein à l'implantation d'un nombre toujours grandissant de personnes pouvant bénéficier de ce type de prothèses. Les complications rencontrées ne requièrent néanmoins pas toutes le même type de traitement et à ce titre Theunisse *et al.* distinguent les complications dites majeures, avec nécessité d'opérer à nouveau le patient, des complications mineures qui exigent un suivi médical régulier.

Dans l'étude de Venail *et al.*, le taux de reprise de l'intervention chirurgicale s'élève à 10.2%, soit un total de 51 chirurgies supplémentaires sur 500 implantations dont 3 dues à la présence de cholestéatomes. Parmi les patients concernés par ces interventions de reprise, 36 ont subi une réimplantation dont la cause principale est liée à une défaillance de la prothèse. Cependant, le taux de dysfonctionnement des implants cochléaires a très largement diminué au fil des années et cette tendance devrait d'ailleurs se poursuivre grâce à l'arrivée constante sur le marché de prothèses toujours plus efficaces (Voir Fig. 1.9). Au-delà des défaillances techniques qui requièrent l'explantation ainsi que le remplacement de l'implant actuel, d'autres complications peuvent également conduire à une réimplantation telles que les infections qui comptent pour 17.6% des chirurgies de reprise. Venail *et al.* concluent notamment leur étude sur une note adressée aux praticiens et patients qui doivent garder à l'esprit la possibilité d'une ou plusieurs réimplantations.

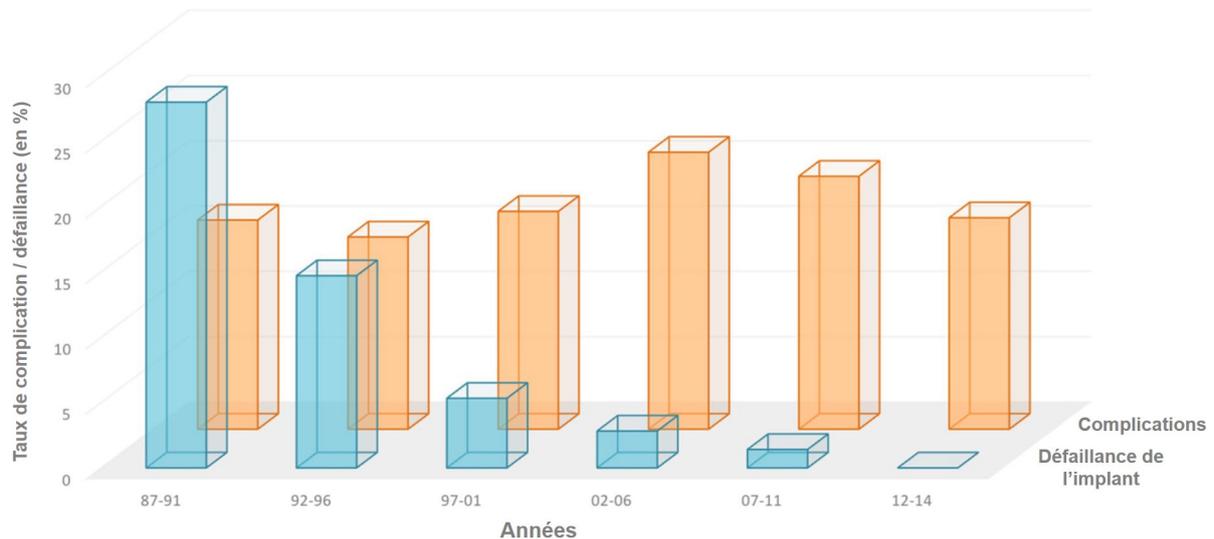


Figure 1.9 – Évolution des taux de complication et de défaillance liés à la pose d'implants cochléaires au cours des années (Theunisse *et al.*, 2018).

Dans leur analyse rétrospective sur 1222 patients ayant subi un total 1362 implantations, Theunisse *et al.* rapportent quant à eux 44 cas de lésions ou troubles associés à la corde du tympan qui figurent au premier rang des complications dites mineures avec une incidence estimée à 15.9%. Issue du nerf facial, la corde du tympan joue en effet un rôle essentiel dans la perception du goût au niveau des deux tiers antérieurs de la langue et doit donc être préservée au cours de la chirurgie. Toutefois, l'étude révèle que des lésions portées à cette branche nerveuse ne sont pas nécessairement associées à une modification de la perception gustative. Ainsi sur 34 patients pour lesquels la corde du tympan a dû être sectionnée, seuls 4 ont présenté des signes d'altération du goût tandis que 10 cas de troubles gustatifs ont été rapportés malgré l'absence de lésions apparentes. Theunisse *et al.* suggèrent néanmoins que le faible taux de troubles liés au goût en cas de sectionnement du nerf serait du à un manque de signalement lors du suivi postopératoire.

Parmi les autres complications ne nécessitant pas d'intervention supplémentaire, la deuxième plus fréquemment observée chez les personnes ayant reçu un implant concerne les troubles vestibulaires. Theunisse *et al.* font ainsi état de 12 cas présentant

des sensations de vertige suite à la chirurgie. Cette faible incidence reste cependant à nuancer. Venail *et al.* précisent entre autres que ce type de complication est souvent sous-diagnostiqué puisque les anomalies de l'appareil vestibulaire ne remettent pas directement en cause la sécurité du patient et sont donc très peu suivies après implantation. A ce titre, Enticott *et al.* rapportent un taux d'incidence très nettement supérieur de 32% sur une base de 146 patients implantés ayant tous été soumis à un examen vestibulaire (Enticott *et al.*, 2006). Les résultats obtenus mettent également en évidence une forte prévalence de troubles vestibulaires permanents chez les patients âgés de plus de 70 ans. Parmi les différents symptômes rapportés, l'étude fait mention d'étourdissements, de nausées, de vision troublée ou encore d'un risque accru de chute qui avec l'âge peut présenter un danger bien réel pour le patient.

1.4.2 Préservation de l'audition résiduelle

À l'exception des défaillances techniques liées à l'implant, les différentes complications mentionnées ci-dessus résultent toutes de la phase d'approche de la fenêtre ronde qui précède l'insertion du porte-électrodes. La cochlée ne se limite toutefois pas à une simple structure osseuse et abrite un ensemble complexe de tissus mous formant le conduit cochléaire ce qui implique qu'un certain nombre de traumatismes intracochléaires peuvent également survenir au moment de l'insertion. La destruction des structures internes peut notamment provoquer une détérioration du mécanisme de transduction qui se manifeste par une perte des capacités auditives résiduelles. Pendant de nombreuses années, ces traumatismes ont été considérés comme une conséquence inévitable de la pose d'implant (Lehnhardt, 1993) et il faut attendre la fin des années 90 pour que paraisse la première étude sur la préservation de l'audition résiduelle dans laquelle il est rapporté qu'un peu plus de la moitié des 40 patients examinés ont conservé leur audition naturelle après implantation (Hodges *et al.*, 1997).

L'audition résiduelle concerne principalement les basses fréquences dont la zone d'excitation se situe au niveau de l'apex de la cochlée et est donc moins affectée par les traumatismes sonores ou la presbycousie. Par ailleurs, la combinaison des stimuli électriques générés par l'implant avec la perception naturelle des graves présente un véritable bénéfice pour les patients qui affichent des scores de perception nettement supérieurs à ceux obtenus par des personnes bénéficiant de la seule stimulation électrique (Gantz *et al.*, 2005). À l'inverse des stratégies de codage actuelles qui, pour réduire la superposition des stimuli électriques, se limitent à une dizaine de points d'excitation le long de la cochlée, la perception naturelle des sons permet une discrimination en fréquence beaucoup plus fine. Du point de vue du bénéficiaire de l'implant, cette stimulation électroacoustique permet une amélioration significative de la perception de la parole dans un environnement bruyant ainsi qu'une meilleure appréciation et reconnaissance de la musique. Face à de tels bénéfices, l'indication de l'implantation cochléaire a depuis été étendue et inclut aujourd'hui les patients atteints de déficience neurosensorielle bilatérale dont le degré peut varier de modéré à sévère au niveau des basses fréquences et est estimé à profond pour les hautes fréquences (Fig. 1.10) (Carlson, 2020).

Compte tenu de la nécessité que l'implantation n'entraîne pas une dégradation des

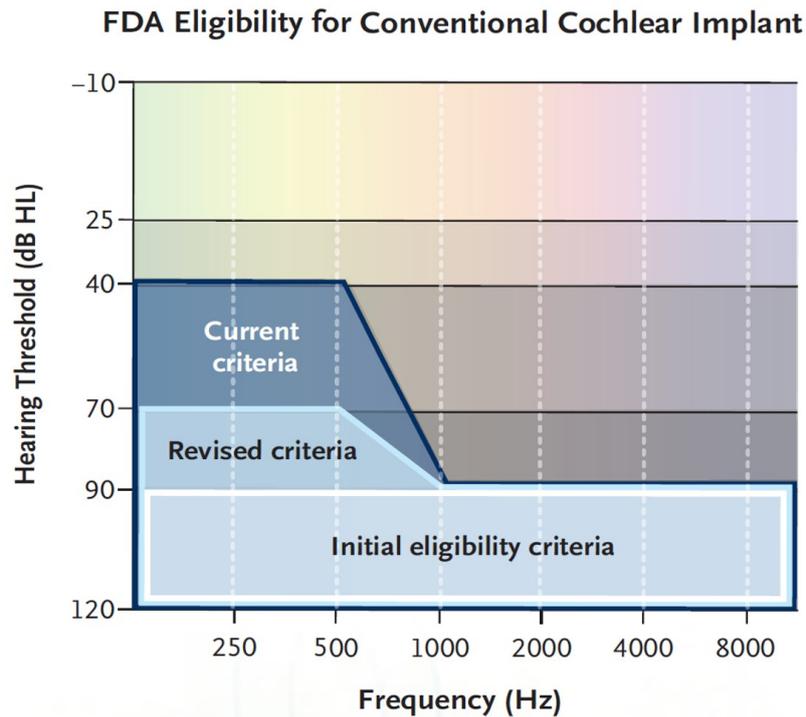


Figure 1.10 – Critère d'éligibilité pour l'implantation cochléaire défini par l'agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux (Carlson, 2020).

capacités auditives avant opération, l'extension de l'indication a provoqué un véritable changement de paradigme au niveau de la préservation de l'audition résiduelle qui est devenue aujourd'hui une priorité dans la pose d'implant. Ce changement intervient plus précisément dans la phase d'insertion du porte-électrodes le long de la cochlée qui, jusqu'ici, ne présentait pas de contrainte particulière. Les forces appliquées durant l'insertion constituent en effet la principale, si ce n'est la seule, source de traumatismes intracochléaires pendant la chirurgie (De Seta *et al.*, 2017). Pour n'en citer que quelques-uns, ces forces d'insertion peuvent notamment provoquer le passage du faisceau d'électrodes dans la rampe vestibulaire, une rupture de la membrane basilaire, une fracture de la lame spirale osseuse ou encore un arrachement du ligament spiral qui assure le maintien du conduit cochléaire au sein de la cochlée (Kennedy, 1987, Adunka et Kiefer, 2006). Si les critères d'indication actuels soulèvent de nouveaux enjeux, c'est parce que la conservation de ces structures au moment de l'insertion est déterminante dans la préservation de l'audition résiduelle.

Cette volonté de limiter les lésions intracochléaires a notamment conduit les constructeurs d'implants et praticiens hospitaliers à optimiser le design des porte-électrodes ainsi que les techniques chirurgicales. De nombreuses stratégies d'insertion ont ainsi été proposées pour réduire les dommages causés aux structures cochléaires. Toutefois l'analyse de la littérature actuelle ne permet pas de conclure quant à la supériorité de l'une d'entre elles. Ainsi dans leur méta-analyse sur le sujet, Santa Maria *et al.* rapportent que l'approche par cochléostomie permet un meilleur taux de préservation des capacités auditives résiduelles comparée à une insertion depuis la fenêtré ronde (Santa Maria *et al.*, 2014) tandis que Snels *et al.* concluent en faveur de cette dernière (Snels *et al.*, 2019). Il convient par ailleurs de préciser que l'intégralité de ces techniques reposent sur une insertion manuelle de l'implant qui reste donc con-

ditionnée par le geste du chirurgien. Nguyen *et al.* ont en effet montré que le profil en force associé à une insertion manuelle à l'aide de forceps est loin d'être régulier et présente notamment des pics dus aux à-coups provoqués par la saisie répétée du porte-électrode ainsi qu'au tremblement de la main qui peuvent endommager les structures cochléaires (Nguyen *et al.*, 2014). Malgré la grande hétérogénéité des résultats examinés par Snels *et al.* qui ne permet pas de dégager de consensus définitif, il semblerait que la technique combinant un porte-électrodes droit avec insertion depuis la fenêtre ronde soit la plus répandue parmi les chirurgiens.

Bien que les techniques modernes d'implantation aient rendu possible la préservation des capacités auditives résiduelles, il semblerait que ces-dernières aient tendance à décliner avec le temps (Snels *et al.*, 2019). Cette dégradation progressive de l'audition résiduelle suggère donc que de nombreux efforts restent encore à fournir afin de tendre vers une insertion atraumatique du porte-électrodes le long de la rampe tympanique. Au-delà du rôle essentiel qu'elle joue dans la préservation des facultés auditives, la conservation des structures cochléaire revêt également une grande importance sur le long-terme avec la possibilité de bénéficier dans les années à venir de prothèses plus efficaces et qui reposeraient sur l'exploitation desdites structures. L'optogénétique constitue l'une de ces voies potentielles et présente, à l'heure actuelle, des perspectives tout à fait encourageantes quant au développement de futurs implants disposant d'une résolution en fréquence beaucoup plus fine (Jeschke et Moser, 2015).

1.5 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons présenté le contexte relatif à l'implantation cochléaire afin de permettre au lecteur de se familiariser avec les concepts anatomiques ainsi que les étapes clés de cette chirurgie qui reviendront tout au long de cette thèse. Cela permet également d'apprécier les limites du geste opératoire qui justifient la mise en place d'une assistance afin d'évoluer vers une chirurgie minimalement invasive.

Dans ce contexte, nous introduisons dans le prochain chapitre les concepts des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) pour l'amélioration du geste opératoire puis présentons un état des lieux des différentes techniques existantes en ORL. Nous proposons ensuite d'utiliser l'échographie comme modalité peropératoire et examinons, à travers une étude de faisabilité, son application pour le recalage des données peropératoires US avec un modèle anatomique TDM du patient.

2

Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur au service de la pose d'implants cochléaires

Comme nous avons pu le constater au chapitre précédent, l'implantation cochléaire suit une procédure chirurgicale normalisée qui ne présente pas de réel danger pour le patient. Toutefois, le vieillissement de la population et l'extension des critères d'indication soulèvent de nouveaux enjeux quant à la pose d'implants qui, face à un nombre toujours plus important de personnes pouvant bénéficier d'une telle prothèse, doit aujourd'hui évoluer vers une chirurgie de courte durée se voulant la moins invasive possible. Ce chapitre s'intéresse donc à l'application des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) pour l'implantation cochléaire. La section 2.2 détaille les concepts inhérents aux GMCAO et fait état des différentes solutions technologiques déjà existantes appliquées à la chirurgie otologique en soulignant leurs limites dans le cadre de la pose d'implant. Dans la section 2.3, nous introduisons l'échographie comme modalité d'imagerie peropératoire qui est très peu explorée dans le cadre de l'oto-rhino-laryngologie. Nous présentons dans ce contexte une étude de faisabilité quant à son application pour le recalage des données peropératoires (US) avec les données préopératoires (TDM) s'appuyant sur la simulation de la surface osseuse du modèle TDM supposée visible à l'échographie. Ce travail a fait l'objet de publications dans deux revues internationales. Enfin, la section 2.4 sera l'occasion de dresser un bilan de l'aide au geste chirurgical et de rappeler les performances que devra respecter le système que nous envisageons de réaliser.

Sommaire

2.1	Introduction	29
2.2	Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)	30
2.2.1	Principes des GMCAO	30
2.2.2	État de l'art des GMCAO pour la chirurgie otologique	34
2.2.3	Cahier des charges des GMCAO pour l'implantation cochléaire minimalement invasive	42
2.3	De l'usage de l'échographie pour la navigation de la cochlée	47
2.3.1	État de l'art des modalités d'imagerie peropératoires	47
2.3.2	Recalage US / TDM	51

2.3.3	Validation expérimentale	55
2.3.4	Analyse et discussion des résultats	59
2.4	Conclusion	60

2.1 Introduction

Les GMCAO désignent un vaste concept qui regroupe tout un ensemble de techniques chirurgicales ayant recours aux technologies de l'informatique et de la robotique afin de permettre la transposition en salle d'opération de stratégies d'intervention préétablies par l'intermédiaire de systèmes dits de guidage. Pour reprendre une analogie moins conventionnelle mais qui nous est apparue particulièrement pertinente dans ce contexte, les GMCAO peuvent être apparentés à l'utilisation d'instruments de navigation dans l'aéronautique ([Adams et al., 1990](#)). Avant leur apparition, le pilote, dans notre cas le chirurgien, ne s'en remettait qu'à sa seule appréciation du "terrain", navigant à vue, et la présence de "perturbations" pouvait parfois sévèrement compromettre le succès de l'opération. Grâce à la navigation aux instruments¹, celui-ci peut désormais effectuer des "trajets" plus sûrs et se focaliser sur certains aspects beaucoup plus généraux en déléguant une partie du guidage au pilote automatique en aéronautique, ou à un dispositif de GMCAO en chirurgie.

Les GMCAO ont ainsi permis de surmonter certaines barrières qui jusqu'alors étaient considérées comme infranchissables. À notre sens, un des exemples qui illustrent le mieux les possibilités offertes par les GMCAO est celui de l'opération de téléchirurgie transatlantique réalisée le 7 Septembre 2001 depuis New York sur une patiente située à Strasbourg ([Marescaux et al., 2001](#)). L'analogie avec l'aéronautique présentée ci-dessus nous apparaît d'autant plus appropriée que cette chirurgie a été désignée sous le nom de code *Opération Lindbergh* (Fig. 2.1) en hommage à l'aviateur éponyme ayant effectué la première traversée de l'Atlantique sans escale. Malgré cette prouesse technologique, les véritables enjeux des GMCAO consistent à garantir la bonne réalisation de la stratégie établie en amont de l'intervention ainsi qu'à réduire l'invasivité et le temps de chirurgie ([Lavallee et al., 1992](#)), ces deux derniers points étant par ailleurs des facteurs de risque d'infection chez les patients opérés ([Korol et al., 2013](#)).



Figure 2.1 – *Opération Lindbergh* : (a) chirurgien opérant depuis New York sur une console robotique (b) pour le retrait de la vésicule biliaire d'une patiente située à Strasbourg ([Marescaux et al., 2001](#)).

1. Dans ce paragraphe, le terme "instrument" fait référence aux instruments aéronautiques.

2.2 Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)

2.2.1 Principes des GMCAO

Contrairement à ce que nous pourrions penser, les GMCAO ne sont pas nés de l'émergence des techniques modernes d'imagerie informatisées aux débuts des années 1970. Comme précisé dans (Adams *et al.*, 1990), l'imagerie par résonance magnétique ainsi le scanner permettent tout au plus d'établir en amont de la chirurgie une stratégie opératoire qui se veut la plus optimale possible mais peut s'avérer difficile à réaliser pour le chirurgien sur la seule base de la "navigation à vue". Il faut ainsi attendre la fin de la décennie avec les travaux de Brown sur la neurochirurgie stéréotaxique (Brown, 1979) avant de pouvoir réellement parler de chirurgie *assistée* par ordinateur. Reprenant une idée développée dans (Bergstrom et Greitz, 1976), Brown propose en 1979 un prototype de cadre stéréotaxique permettant le guidage précis d'outils en neurochirurgie à partir d'images scanners (Fig. 2.2). Ce prototype diffère des cadres de stéréotaxie conventionnels en ce qu'il intègre à son architecture trois localisateurs en forme de "N" (*N-localizers*). Grâce à leur géométrie singulière, ces derniers permettent entre autres de déterminer l'orientation dans l'espace des coupes scanners par rapport au cadre stéréotaxique rendant ainsi possible la transposition de la position des cibles mises en évidence par imagerie à l'espace physique du patient. C'est précisément cette fonctionnalité, jusqu'ici absente, qui fournit au neurochirurgien un moyen objectif de positionner son outil et fait que cette technique de chirurgie stéréotaxique relève bel et bien des GMCAO.

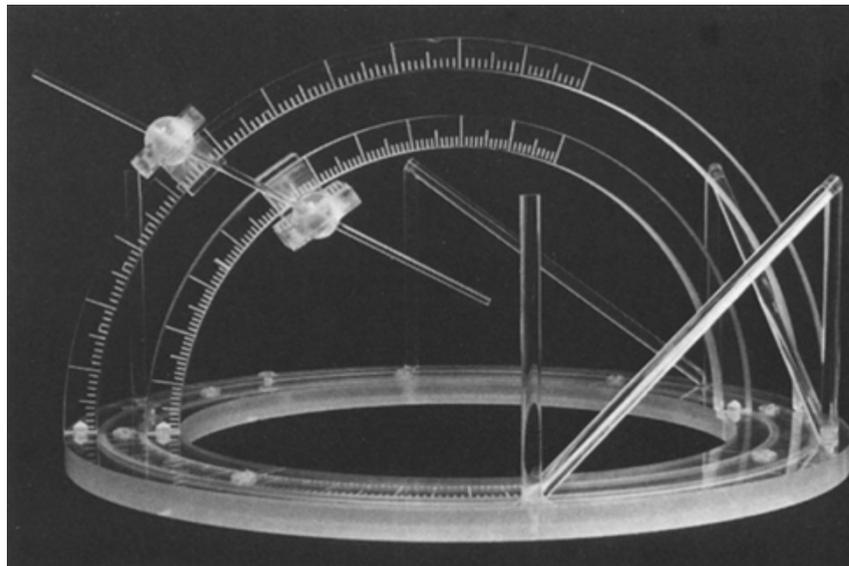


Figure 2.2 – Cadre stéréotaxique incluant trois "N-localizers" développé par (Brown, 1979).

Si nous insistons sur cet exemple c'est parce qu'il illustre parfaitement, selon nous, la confusion qui s'opère entre les méthodes de chirurgie conventionnelles s'appuyant sur l'exploitation de systèmes d'imagerie informatisés et celles issues des GMCAO. Ces dernières trouvent leur originalité dans le suivi d'une procédure comprenant quatre étapes bien distinctes qui se veut commune à toute chirurgie assistée par ordinateur

et dont une première description a été proposée aux débuts des années 1990 (Lavallee et Cinquin, 1991). Dans la perspective de développer une aide au geste chirurgical qui ne soit pas décorrélée de la réalité clinique, il convient donc de préciser chacune desdites étapes afin de mieux les situer dans le contexte de l'implantation cochléaire. Avant d'entrer plus dans le détail de ce qui fait la spécificité des GMCAO, nous nous devons toutefois de présenter quelques éléments de vocabulaire relatifs aux différentes périodes de la chirurgie et qui reviendront tout au long de cette thèse. Ainsi, dans la suite de ce manuscrit, les termes préopératoire, peropératoire et postopératoire font référence à tout acte ou événement intervenant respectivement avant, pendant et après l'intervention chirurgicale.

D'abord introduite pour le développement de systèmes robotisés guidés par imagerie (Lavallee et Cinquin, 1991) puis plus largement étendue aux interventions médicales assistées par ordinateur (Lavallee *et al.*, 1992), la méthodologie générale des GMCAO présentée par Lavallée *et al.* s'articule autour de quatre étapes non séquentielles suivantes :

- **Acquisition et modélisation des données.** Cette étape peut s'apparenter à la phase de *perception* de la chirurgie et consiste plus précisément en la collection d'informations relatives au patient. L'acquisition des données s'effectue majoritairement par l'intermédiaire de systèmes d'imagerie pré et/ou peropératoires (scanner, IRM, fluoroscopie, échographie...) qu'il est également possible de combiner à d'autres sources d'informations médicales telles que les atlas anatomiques. L'ensemble des données recueillies doit alors être traité en vue de fournir un modèle qui puisse être exploité par le chirurgien. Le choix du modèle est déterminant pour la suite de la procédure et doit permettre de mettre en évidence les différentes structures d'intérêt.
- **Définition de la stratégie chirurgicale.** À l'aide des diverses données auxquelles il a accès, le chirurgien peut ensuite définir en amont de l'intervention la stratégie chirurgicale qui lui semble optimale. Cette phase de *décision* est aussi appelée *planification préopératoire*. Celle-ci repose notamment sur la manipulation du modèle précédemment établi qui offre la possibilité de simuler certaines procédures chirurgicales complexes tout en tenant compte des contraintes anatomiques afin d'anticiper les difficultés éventuelles que le chirurgien pourrait rencontrer. Bien que la définition d'une telle stratégie soit basée sur les seules données préopératoires, elle est ensuite complétée au cours de l'acte chirurgical par les informations issues des capteurs ou systèmes d'imagerie peropératoires.
- **Mise en correspondance des données.** Afin de garantir au chirurgien l'accès, pendant l'intervention, à la stratégie chirurgicale planifiée via un système de guidage, l'intégralité des données pré et peropératoires doivent être exprimées dans un référentiel commun. Pour chaque application, il faut ainsi déterminer l'ensemble des transformations permettant de relier les différents repères dans lesquels les informations sont manipulées. Dans le cas où la relation géométrique liant deux repères est constante, on parle d'*étalonnage* ou de *calibration*. Toutefois, le véritable enjeu de cette étape réside dans la mise en correspondance des données médicales du patient exprimées dans des repères distincts,

aussi appelée *recalage*, qui constitue le rouage indispensable à tout système de GMCAO. D'un point de vue mathématique, le recalage d'un jeu de données ${}^A D$ et ${}^B D$ exprimées dans les repères respectifs R_A et R_B se résume à un problème d'optimisation dont la solution ${}^A T_B$ maximise la cohérence spatiale entre les données correspondantes suivant une mesure de similarité S :

$${}^A T_B = \arg \max_{\mathbf{T}} S({}^A D, {}^B D, \mathbf{T})$$

Cette mise en correspondance peut s'appuyer l'introduction de structures artificielles (cadres stéréotaxiques, marqueurs radio-opaques. . .), on parle alors de recalage *extrinsèque* (Maintz et Viergever, 1998). Afin d'assurer leur maintien en position entre les phases d'acquisition pré et peropératoires, ces structures sont généralement ostéo-implantées sur le patient à l'aide de vis dédiées. Après implantation de ces repères artificiels, le patient doit tout d'abord être transféré hors de la salle d'opération pour effectuer l'acquisition des données préopératoires. Au cours de l'opération, la stratégie planifiée est ensuite recalée à l'anatomie du patient en faisant correspondre les structures extraites du modèle préopératoire à l'aide d'un localisateur. Bien que relativement lourd pour le patient, ce type de recalage a fait partie des premières techniques appliquées en clinique. Aujourd'hui, la tendance est aux méthodes intrinsèques qui se limitent à la seule information anatomique du patient et présentent donc l'avantage d'être moins invasives (Viergever *et al.*, 2016). Pour plus de détail sur les techniques de recalage, nous renvoyons le lecteur au livre (Troccaz, 2012).

- **Réalisation de l'acte chirurgical.** Cette dernière étape correspond enfin à la phase d'*action* de la procédure qui consiste en la réalisation de la stratégie planifiée à l'aide d'un système de guidage. Face à la grande diversité des dispositifs d'aide au geste existants, dont la complexité varie en fonction du besoin et de la chirurgie envisagés, plusieurs classifications des systèmes de GMCAO ont été proposées (Lavalée et Cinquin, 1991, Troccaz *et al.*, 1997, Stulberg *et al.*, 2000, Picard *et al.*, 2004). Dans un souci de présenter une vue d'ensemble qui se veut la plus simple possible, nous préférons nous focaliser sur la fonction des systèmes de guidage :
 - **Navigateurs.** Cette catégorie concerne l'ensemble des systèmes permettant de déterminer la position d'un outil par rapport au patient sans qu'aucun contrôle actif ne soit possible. En l'absence d'actionneur, le guidage du geste se limite à un simple retour visuel et permet tout au plus de comparer le geste effectué à la stratégie planifiée. Le chirurgien bénéficie donc d'une mobilité totale ce qui constitue la force mais aussi la faiblesse de ce type d'aide qui se présente sous la forme de bras mécaniques passifs ou de systèmes de suivi (optique, électromagnétique ou encore acoustique).
 - **Robots autonomes.** Comme leur nom l'indique, ces dispositifs de GMCAO permettent la réalisation autonome de parties de la stratégie chirurgicale planifiée. Le chirurgien n'est donc plus guidé mais remplacé dans son geste, ce qui permet de s'affranchir des limites du geste humain (tremblement, précision. . .) à la manière du *DermaRob* qui garantit une pression et une inclinaison constantes nécessaires au prélèvement de lambeaux cutanés en

chirurgie reconstructrice (Dombre *et al.*, 2003). L'utilisation de cette classe de systèmes en salle d'opération reste cependant limitée due aux problèmes de sécurité que pose leur degré d'autonomie.

- **Systèmes synergétiques.** Cette catégorie se situe à la croisée des localisateurs et des systèmes robotiques autonomes décrits précédemment. À l'inverse de ces derniers, les systèmes synergétiques, aussi qualifiés de *comanipulateurs* ou de *cobots*, sont pensés pour garantir une coopération avec le chirurgien qui, par une manipulation commune de l'outil avec le robot, retrouve un certain degré de contrôle geste médico-chirurgical. Le guidage du geste peut ainsi prendre différentes formes allant du filtrage actif des tremblements de la main (Mitchell *et al.*, 2007) à la contrainte du mouvement du chirurgien selon une géométrie planifiée en préopératoire (Bonneau *et al.*, 2004) en passant par le positionnement d'un guide mécanique (système semi-actif) (Yaniv et Joskowicz, 2005).
- **Systèmes de téléopération.** Cette classe de systèmes désigne, quant à elle, l'ensemble des dispositifs qui, à l'instar du robot *da Vinci Si*[®] (Guthart et Salisbury, 2000), permet la manipulation à distance des outils chirurgicaux, généralement à l'aide d'une interface maître-esclave.
- **Guides chirurgicaux personnalisés (Patient Specific Implant (PSI) en anglais).** Cette dernière catégorie est apparue avec l'essor récent qu'ont connu les techniques de prototypage rapide par fabrication additive. Ce type de système consiste en un guide mécanique personnalisé appliqué généralement aux structures osseuses (chirurgie orthopédique, chirurgie maxillo-faciale, etc.) dont la géométrie est déduite du modèle anatomique préopératoire du patient obtenu à la phase de *perception* (Hirsch *et al.*, 2009). Contrairement à la plupart des systèmes de navigation, l'étape de recalage ne s'effectue pas de manière algorithmique mais par couplage mécanique avec l'os à travailler. Selon la précision recherchée, le coût et la durée de fabrication peuvent néanmoins s'avérer prohibitifs pour certaines chirurgies.

Pour reprendre la célèbre maxime d'Aristote, le concept de GMCAO se veut "plus que la somme des parties" qui le composent. La planification chirurgicale à partir d'images en trois dimensions est, selon nous, l'exemple qui illustre le mieux cette idée. Avant l'introduction de la méthodologie générale relative aux interventions assistées par ordinateur, cette technique était en effet déjà connue du monde médical depuis plusieurs années (Brewster *et al.*, 1984). Néanmoins l'absence de moyen objectif permettant de transposer le plan préétabli au bloc opératoire limitait considérablement sa portée aux interventions chirurgicales. Réciproquement, l'utilisation au bloc opératoire d'un robot décorrélé de toute planification chirurgicale pouvait s'avérer dangereuse pour le patient alors que la manipulation robotique d'outils (Paul, 1981) était à cette même époque déjà largement maîtrisée dans le secteur industriel (Hägele *et al.*, 2008). L'originalité des systèmes de GMCAO réside par conséquent dans les interactions qui s'opèrent au sein de la boucle *perception - décision - action* et qui offrent au chirurgien la possibilité de compléter puis de réaliser la stratégie chirurgicale planifiée à l'aide d'un ou plusieurs systèmes de guidage.

Dans la section suivante, nous passons ainsi en revue les solutions technologiques déjà existantes pour la chirurgie otologique pour mieux situer leurs limites et leurs avantages quant à leur application à l'implantation cochléaire. Cette partie du chapitre sera par ailleurs l'occasion de les mettre en regard des étapes que nous venons de présenter afin de vérifier que les systèmes proposés résultent bien en une véritable aide au geste et non pas une simple interface sans réelle plus-value pour le chirurgien et bénéfice clinique pour la patient.

2.2.2 État de l'art des GMCAO pour la chirurgie otologique

Comme nous avons pu le mentionner précédemment, le tout premier dispositif de GMCAO remonte à la fin des années 1970 avec le cadre stéréotaxique passif développé dans (Brown, 1979) pour le guidage du geste d'insertion d'électrodes en neurochirurgie. Plus tard en 1986, les auteurs dans (Roberts *et al.*, 1986) s'affranchissent de l'instrumentation encombrante nécessaire à l'utilisation des systèmes stéréotaxiques (Boëthius *et al.*, 1980, Birg et Munding, 1982, Sturm *et al.*, 1983) en introduisant le premier localisateur acoustique qui, couplé à un microscope opératoire, permet l'intégration et la visualisation peropératoires d'images scanners. L'année suivante, les auteurs dans (Watanabe *et al.*, 1987) présentent une nouvelle technique de localisation mécanique basée sur l'utilisation d'un bras palpeur permettant au chirurgien de se situer dans l'espace intracrânien depuis des images scanner préopératoires.

Bien que reposant sur des technologies différentes, ces dispositifs pour lesquels l'aide au geste consiste à déterminer la position d'instruments chirurgicaux par rapport à l'anatomie du patient pendant l'opération marquent les débuts de la navigation chirurgicale. Si les premières stations de navigation se limitent à la neurochirurgie, ces systèmes de guidage ont cependant rapidement trouvé un écho favorable dans le domaine de l'otologie (Schlöndorff *et al.*, 1989).

2.2.2.1 Navigation chirurgicale pour la chirurgie otologique

À la fin des années 1980, les auteurs dans (Schlöndorff *et al.*, 1989) décrivent, en effet, pour la première fois un système de navigation destiné à la chirurgie ORL se basant sur un modèle préopératoire en trois dimensions du crâne du patient. Dans les années qui ont suivi, l'utilisation de la navigation en ORL s'est néanmoins focalisée sur des applications relevant principalement de la chirurgie sinusienne (Anon *et al.*, 1994, Roth *et al.*, 1995, Fried *et al.*, 1997). Il faut ainsi attendre 1999 avant que celle-ci ne soit appliquée à l'otologie dans le cadre de la chirurgie de l'os temporal (Gunkel *et al.*, 1999).

Le système de navigation proposé dans (Gunkel *et al.*, 1999) repose sur l'utilisation du dispositif IGS/ELEKTRA Viewing Wand[®] qui consiste en l'utilisation d'un localisateur mécanique articulé de type bras FARO[®] (FARO Technologies, Orlando, FL) ou d'un localisateur optique (NDI, Waterloo, Ontario, Canada). Le recalage des données préopératoires s'effectue de manière extrinsèque à l'aide d'une structure solidaire d'une pièce dentaire fixée au patient qui, à l'aide de tiges métalliques, permet de po-

sitionner des marqueurs radio-opaques proches de la zone d'intervention et qui est portée au moment du scanner préopératoire. Afin d'empêcher tout mouvement qui pourrait rajouter à la complexité de l'intervention, la tête du patient est maintenue tout au long de la chirurgie à l'aide d'un système de fixation hydraulique.

Plus tard, les auteurs dans (Staecker *et al.*, 2001) évaluent sur patients une technique basée sur le système de navigation optique LandmarX[®] permettant de s'affranchir d'un système de maintien en position de la tête du patient. Pour ce faire, un marqueur optique, qui sert de repère de référence pour les outils navigués, est vissé à la base du crâne. Cette approche extrinsèque permet une manipulation plus flexible pour le chirurgien aux dépens du degré d'invasivité.

En 2004, les auteurs dans (Schipper *et al.*, 2004) réalisent la première étude sur cadavre visant à évaluer le potentiel clinique de la navigation appliquée à l'implantation cochléaire. Le dispositif testé est un système de navigation Stryker-Leibinger[®] qui permet de guider le geste du chirurgien pour la réalisation de la voie d'abord par mastoïdectomie et du point d'accès de la cochlée par cochléostomie². Dans cette étude, les auteurs comparent les avantages et inconvénients de la navigation de l'os temporal basée sur des méthodes de recalage extrinsèque basée l'utilisation de vis en titane et intrinsèque reposant sur l'exploitation de repères anatomiques. Comme résumé dans la figure 2.3, l'approche extrinsèque offre une meilleure précision de positionnement de l'outil que la méthode intrinsèque aux dépens de l'invasivité et de la durée du référencement des marqueurs en préopératoires. Malgré l'intérêt que suscite ces deux approches pour la navigation de l'os temporal, l'étude conclut sur la nécessité d'améliorer la précision du recalage afin d'atteindre une erreur de navigation inférieure à 0.5 mm pour le guidage de la cochléostomie. Au regard des dimensions des structures composant la base latérale du crâne, une marge d'erreur inférieure au millimètre est toutefois perçue comme suffisante pour la navigation de l'os temporal.

Caractéristiques	Vis en titane	Repères anatomiques
Précision de positionnement de l'outil	0.8 mm	1 mm
Invasivité	Oui	Non
Durée de mise en place des marqueurs avant acquisitions des données préopératoires	> 15 minutes	Aucune

Figure 2.3 – Comparaison des approches de recalage utilisées pour la navigation appliquée à l'implantation cochléaire dans (Schipper *et al.*, 2004).

L'équipe dans (Labadie *et al.*, 2005a) est la première à proposer une approche permettant de satisfaire une telle précision pour l'implantation cochléaire. Évalué *in vitro*, leur système de navigation affiche en effet une erreur moyenne de positionnement de l'outil de 0.73 mm au niveau de l'os temporal (Labadie *et al.*, 2004, Labadie *et al.*, 2005b). À l'instar des travaux réalisés dans (Gunkel *et al.*, 1999), le recalage extrinsèque des données peropératoires s'appuie sur l'utilisation d'un cadre fixé à une pièce

2. Cochléostomie : réalisation d'un fenêtrage osseux à la base de la cochlée pour l'insertion du porte-électrodes (Section 1.3.2).

dentaire (Fig. 2.4(a)) qui, au cours de la chirurgie, est ensuite remplacé par un marqueur optique servant de repère de référence pour le suivi de la tête du patient (Fig. 2.4(b)). En naviguant la fraise chirurgicale, l'équipe a ainsi pu réaliser *in vitro* un accès minimalement invasif à l'oreille moyenne tout en préservant les structures critiques.

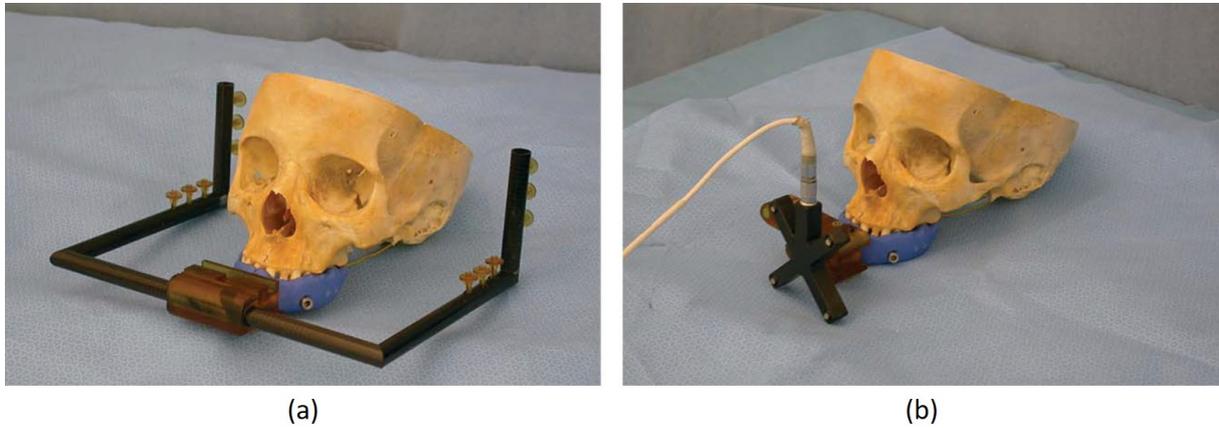


Figure 2.4 – Système de fixation dentaire : (a) cadre de référence permettant de positionner des repères artificiels proches de la zone d'intervention qui, après recalage, est remplacé par (b) un marqueur optique pour la navigation de l'os temporal pendant la chirurgie (Labadie et al., 2005a).

En 2008, une équipe allemande dans (Majdani et al., 2008) décrit une technique de navigation pour l'implantation cochléaire avec une précision comprise entre 0.1 et 0.2 mm. Celle-ci repose sur l'utilisation préopératoire d'un imageur scanner à panneaux plats qui permet d'atteindre une résolution spatiale d'acquisition de 0.2 mm selon chaque direction. Le recalage extrinsèque des données peropératoires s'effectue de manière plus classique à l'aide de microvis en titane préalablement insérées dans chaque os temporal ainsi qu'un marqueur optique fixé sur le crâne pour le suivi des mouvements de la tête. À l'aide d'un localisateur optoélectronique VectorVision®, les auteurs parviennent à étendre les travaux présentés dans (Labadie et al., 2005a) sur l'approche minimalement invasive de la cochlée à la réalisation d'une cochléostomie. Bien que remarquablement élevée, la précision rapportée dans ce travail doit être prise avec précaution. En effet, celle-ci correspond plus exactement à l'erreur résiduelle de recalage des repères artificiels (ou *Fiducial Registration Error* (FRE) en anglais) qui comme montrée dans (Fitzpatrick, 2009) n'est en aucun cas représentative de l'erreur de positionnement de l'outil chirurgical, qui relève de la *Total Targeting Error* (TTE).

Le principal défaut de cette technique réside toutefois dans son caractère invasif induit par l'utilisation de vis ostéo-implantées comme repères artificiels. Une alternative envisagée dans (Stelter et al., 2012) consiste en l'utilisation d'un unique volume scanner peropératoire afin de réaliser le recalage avec la station de navigation (BrainLAB VectorVision Sky) à l'aide d'un marqueur optique fixé au crâne avec une seule vis. Cette technique permet réduire l'invasivité mais nécessite d'avoir à disposition en salle d'opération un scanner qui doit être calibré avec la station de navigation utilisée. Cette approche a tout d'abord été validée sur un crâne synthétique permettant l'obtention d'une précision, au sens de la TTE, de 0.9 mm au niveau de l'oreille interne puis testée sur un seul patient (Fig. 2.5) pour l'assistance à la cochléostomie ainsi que pour l'insertion du porte-électrodes. En l'absence d'une évaluation de l'erreur

en précision peropératoire dans un environnement préclinique ou clinique, une étude prospective reste toutefois à réaliser afin de déterminer l'applicabilité sur patient de cette technique pour une approche minimalement invasive de la cochlée.

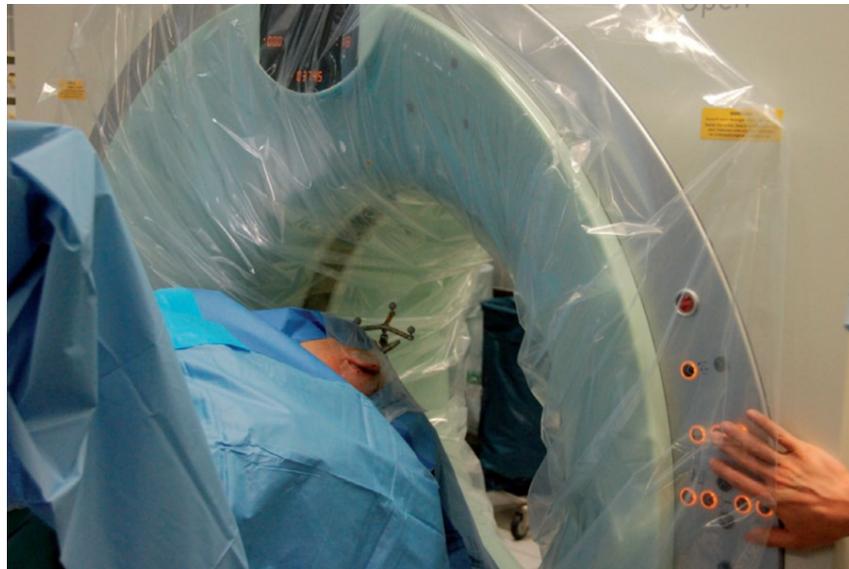


Figure 2.5 – Utilisation peropératoire de l'imagerie scanner pour la navigation de la base latérale du crâne (Stelter et al., 2012).

Plus récemment, l'utilisation d'un système de navigation couplé à un imageur scanner peropératoire (O-arm) a fait l'objet d'une étude de faisabilité dans le cadre d'une procédure d'implantation cochléaire minimalement invasive (Duret et al., 2020). La démarche décrite est la même que celle proposée dans (Stelter et al., 2012) à la différence près qu'elle ne se limite pas à une seule acquisition scanner peropératoire. Dans une perspective d'améliorer la précision en actualisant le recalage du modèle anatomique du patient qui, dans ce travail, se limite à un rocher synthétique, un scanner est effectué avant chacune des étapes qui composent la chirurgie (fraisage du tunnel à travers la mastoïde, ouverture du récessus facial et cochléostomie). L'approche décrite a été évaluée sur cinq os temporaux de synthèse et affiche une erreur moyenne en position de 0.6 mm au point d'entrée du tunnel et de 0.4 mm avant cochléostomie.

L'intégralité des systèmes de navigation chirurgicale que nous venons de citer se limitent à un simple retour visuel pour le chirurgien. Au minimum, celui-ci permet au chirurgien de monitorer la position d'un pointeur par rapport au modèle préopératoire du patient. Au mieux, la navigation fournit une information quant au bon suivi de la stratégie planifiée par l'intermédiaire d'outils navigués. Ces approches souffrent néanmoins d'une certaine contradiction puisque c'est au plus proche des structures anatomiques critiques que le chirurgien doit défaire son attention du champ opératoire pour bénéficier du monitoring de la navigation. Dans ce contexte précis, les auteurs dans (Cho et al., 2013b, Cho et al., 2013a) ont proposé pour l'implantation cochléaire une assistance au geste qui repose sur une combinaison de retours visuel et auditif. Les informations sonores varient selon la distance et l'orientation de la fraise par rapport à la cible planifiée et permettent au praticien de conserver son attention sur la chirurgie pratiquée.

L'assistance par navigation chirurgicale présente cependant un inconvénient ma-

jeu en ce qu'elle reste conditionnée aux limites de l'opérateur humain. Ce type d'approche peut, en effet, être sujet à une mauvaise interprétation de la part du chirurgien qui, n'étant pas contraint dans ses mouvements, peut donc involontairement dévier de la stratégie planifiée. Une solution proposée pour compenser les limites de la navigation consiste alors à assister le geste à l'aide d'un robot chirurgical comme proposé dans (Majdani *et al.*, 2009), aux dépens toutefois d'une étape de calibration supplémentaire permettant d'exprimer les données anatomiques dans le repère du robot.

2.2.2.2 Assistance robotique pour la chirurgie otologique

Le système proposé dans (Majdani *et al.*, 2009) repose sur l'utilisation d'un robot industriel sériel KUKA KR3 à six degrés de liberté (ddl) pour le fraisage autonome minimalement invasif de la voie d'abord de la cochlée. Le robot utilisé n'étant pas initialement conçu pour la chirurgie, un adaptateur a été spécialement développé pour la manipulation de la fraise chirurgicale (Fig. 2.6(a)). Le recalage des données anatomiques s'effectue de manière extrinsèque à l'aide d'une imagerie scanner préopératoire et de marqueurs optiques fixés à l'échantillon. Évalué sur dix os temporaux cadavériques, le système présente une erreur de positionnement de l'outil de 0.78 mm au niveau de la zone de réalisation de la cochléostomie qui correspond plus précisément à la fenêtre ronde.

Dans le cadre du projet OTOBOT, l'équipe dans (Danilchenko *et al.*, 2011) s'appuie également sur l'utilisation d'un robot industriel sériel à six ddl (Mitsubishi RV-3S) pour le fraisage de la mastoïde (Fig. 2.6(b)). Tout comme dans (Majdani *et al.*, 2009), l'implantation de repères artificiels visibles au scanner est également nécessaire au recalage des données préopératoires tandis qu'un système optoélectronique assure le suivi du robot ainsi que des os temporaux cadavériques étudiés. Suivant une zone à préparer préalablement délimitée par le chirurgien, le robot affiche un taux d'ablation du volume osseux de plus de 96 % sur trois échantillons anatomiques ainsi qu'une erreur en précision maximale de 0.6 mm. Malgré les performances obtenues, le caractère autonome du système pose de sérieuses difficultés en termes de sécurité pour le patient dans le cadre d'une application clinique.

En 2012, les auteurs dans (Bell *et al.*, 2012) présente un bras sériel expérimental à cinq ddl spécialement conçu pour la microchirurgie de la base du crâne visant à réduire l'erreur en précision. Pour ce faire, le système développé s'appuie sur une imagerie préopératoire hautement résolue (0.15 mm selon chaque direction) ainsi qu'un système de suivi optique très précis (< 0.05 mm). Le faible poids du robot (5.5 kg) assure également une meilleure intégration clinique avec la possibilité d'être directement fixé à la table d'opération. Évaluée sur quinze têtes de cadavre, l'erreur moyenne de positionnement est estimée à 0.56 mm au niveau de la fenêtre ronde. Plus récemment en 2019, ce système vient de faire l'objet d'une étude clinique comprenant un total de neuf patients, tous atteints de surdité justifiant une implantation cochléaire (Caversaccio *et al.*, 2019). Son utilisation a permis le fraisage automatique d'un tunnel osseux tandis que le chirurgien a procédé manuellement à la cochléostomie suivie de l'insertion du porte-électrodes (Fig. 2.7). Désormais développé par CAScination et

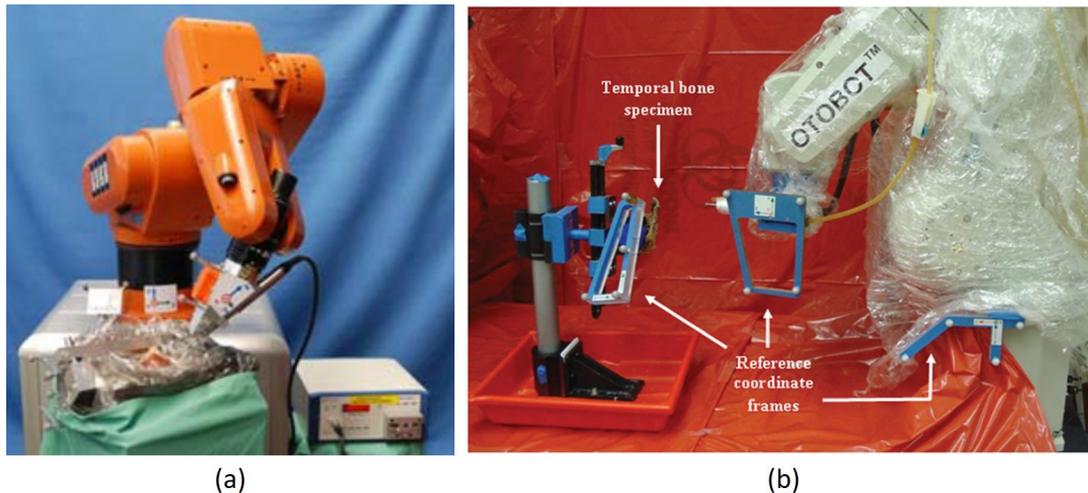


Figure 2.6 – Robots industriels pour le fraisage de la mastoïde : (a) KUKA KR3 (Majdani et al., 2009) et (b) Mitsubishi RV-3S (Danilchenko et al., 2011).

MED-EL, ce robot est disponible sous une version commerciale HEARO[®] ayant obtenu le marquage CE en mai 2020.



Figure 2.7 – Robot chirurgical HEARO[®] utilisé en salle d'opération pour le fraisage de l'accès à la caisse du tympan (Caversaccio et al., 2019).

Une alternative aux travaux précédemment cités consiste à fixer un système robotique directement à la base du crâne. Ce type d'approche permet de s'affranchir de la nécessité de suivre la tête du patient et donc des erreurs induites par l'utilisation de localisateurs. Dans (Dillon et al., 2015), les auteurs présentent un robot sériel à quatre ddl qui est rendu solidaire de la tête du patient à l'aide d'ancres ostéo-implantées (Fig. 2.8(a)). Il en résulte une amélioration de la précision qui est estimée inférieure à 0.5 mm sur un total de quatre mastoïdectomies réalisées sur pièces cadavériques.

En 2011, l'équipe dans (Kratchman et al., 2011) s'inspire des robots chirurgicaux à

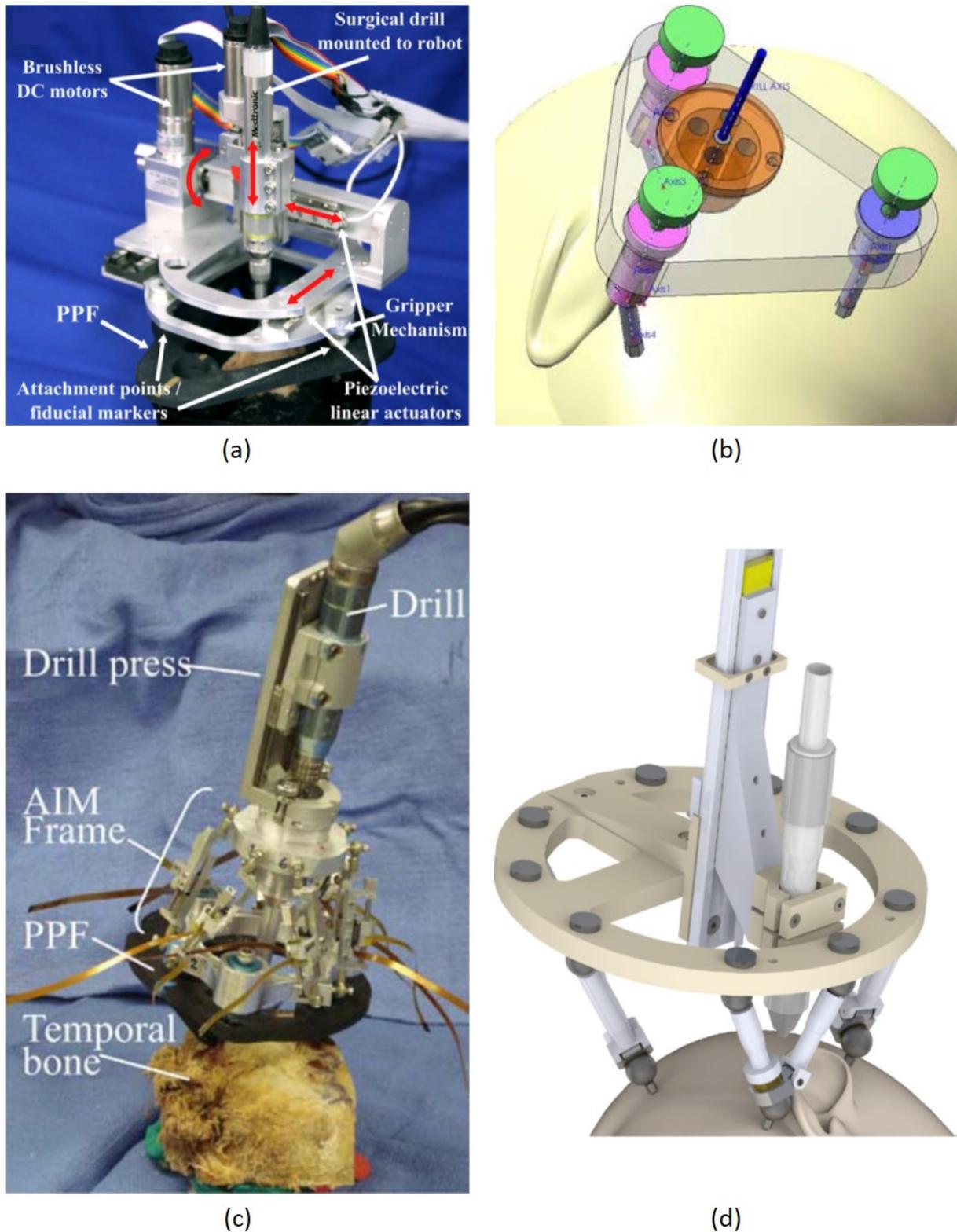


Figure 2.8 – Robots chirurgicaux ostéo-implantés : (a) robot sériel à quatre ddl développé dans (Dillon et al., 2015) ; (b) cadre microstéréotaxique Microtable fixé à la tête du patient (Labadie et al., 2009) ; (c) robots parallèles de type Gough-Stewart fixés à la base du crâne du patient permettant le positionnement actif (Kratchman et al., 2011) ou (d) passif (Kobler et al., 2016) de la fraise chirurgicale.

ancrage osseux et présente un nouveau type de cadre microstéréotaxique s'appuyant sur une architecture parallèle de type Gough-Stewart qui, en comparaison aux bras sériels, bénéficie d'une plus grande précision de positionnement. Ce système s'inscrit dans la continuité des travaux dans (Labadie *et al.*, 2009) qui présentent un guide de perçage personnalisé pour la mastoïde, appelé *Microtable* (Fig. 2.8(b)), dont la conception s'effectue en peropératoire aux dépens du déroulé de la chirurgie ($\sim 1h$). L'approche proposée dans (Kratchman *et al.*, 2011) permet d'éviter toute interruption de l'intervention chirurgicale à l'aide d'un positionnement actif du plateau maintenant la fraise chirurgicale (Fig. 2.8(c)) qui offre une précision avec 0.38 mm.

Dans le même esprit, les auteurs dans (Kobler *et al.*, 2016) décrivent un système reposant également sur une architecture de type Gough-Stewart (Fig. 2.8(d)) dans le cadre d'une implantation cochléaire minimalement invasive. Contrairement au système précédent, celui-ci ne nécessite pas de cadre de fixation intermédiaire et est complètement stérilisable. La précision affichée sur os temporal synthétique est de 0.36 mm.

En 2014, les auteurs dans (Liu *et al.*, 2014) rapportent la première étude sur cadavre d'un système de téléopération maître-esclave pour la pose d'implant cochléaire. Le système décrit est basé sur le célèbre robot chirurgical da Vinci Si[®] (Fig. 2.9) qui, bien qu'initialement prévu pour la chirurgie laparoscopique minimalement invasive, est utilisé pour la réalisation de mastoïdectomies et de cochléostomies bilatérales. Malgré l'intérêt que présente la réalité augmentée pour ce type de chirurgie, le coût prohibitif et l'encombrement de ce robot en font une solution peu adaptée à la microchirurgie du système auditif humain.



Figure 2.9 – Robot de téléopération da Vinci Si[®] pour l'implantation cochléaire (Liu *et al.*, 2014).

Bien que la majorité des systèmes présentés précédemment aient été développés pour le fraisage de la mastoïde, un autre domaine d'application de la robotique pour l'otologie concerne la chirurgie de la chaîne ossiculaire. Ainsi dans (Miroir *et al.*, 2008),

une équipe française, menée par les Pr. Sterckers et N'Guyen, a développé un système de téléopération dédié à la microchirurgie de l'oreille moyenne appelé *RobOtol*[®] (Fig. 2.10(a)). Celui-ci comprend un bras sériel esclave à sept ddl et une interface de contrôle *SpaceMouse*. Avec des dimensions et une cinématique optimisées pour la microchirurgie de l'oreille moyenne (Fig. 2.10(b)), ce système a été spécialement conçu pour permettre la manipulation simultanée de trois bras robotiques sans créer de barrière entre le patient et le chirurgien. Par rapport à une chirurgie manuelle, le système *RobOtol*[®] offre une plus grande stabilité des instruments chirurgicaux ainsi qu'un accès aux structures anatomiques tout en préservant le champ de vision du chirurgien (Miroir *et al.*, 2010). Le système a obtenu le marquage CE en 2016 et vient récemment de faire l'objet d'une première étude clinique pour l'implantation cochléaire dans (Vittoria *et al.*, 2021). Au total, ce sont vingt-et-un patients qui ont été opérés à l'aide du *RobOtol*[®], dont dix cas d'implantation cochléaire. Pour ces derniers, l'utilisation du robot s'est limitée à la phase d'insertion du porte-électrodes qui a pu être réalisée avec une vitesse de 0.3 mm.s^{-1} .

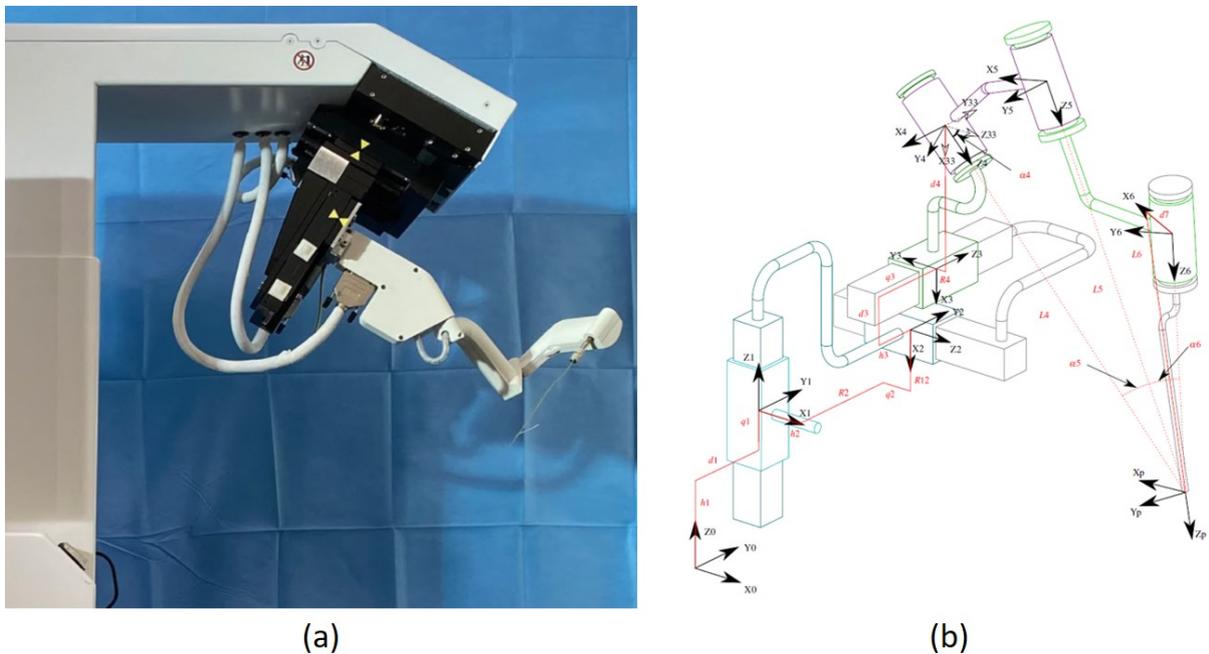


Figure 2.10 – (a) Système *RobOtol*[®] (Vittoria *et al.*, 2021) et (b) son schéma cinématique (Miroir *et al.*, 2010).

2.2.3 Cahier des charges des GMCAO pour l'implantation cochléaire minimalement invasive

Comme nous venons de le voir, les dispositifs de guidage du geste pour la chirurgie otologique ne se limitent pas à un type de technologie en particulier et peuvent aussi bien se présenter sous la forme de PSI, de stations de navigation que de robots chirurgicaux. Il convient maintenant d'analyser les solutions existantes de l'état de l'art afin de proposer une solution permettant de répondre aux contraintes imposées par la réalisation d'une implantation cochléaire minimalement invasive. Pour ce faire, nous définissons un cahier des charges qui s'appuie sur un total de trois spécifications qui concer-

nent la fonctionnalité du dispositif envisagé (navigation), la précision et la nature du recalage (extrinsèque / intrinsèque, etc.) nécessaire à la navigation chirurgicale de l'os temporal.

2.2.3.1 Fonctionnalité du dispositif envisagé : navigation chirurgicale

Aux sections 1.4 et 1.5 du premier chapitre, nous avons souligné l'importance pour la phase d'approche de la cochlée, qui compte actuellement pour la majeure partie de l'implantation cochléaire, d'évoluer vers une chirurgie d'invasivité réduite. Cette dernière présente un intérêt d'une part pour le chirurgien afin de garantir une réduction significative du temps d'opération et d'autre part pour le patient pour réduire le temps de rétablissement ainsi que les cas de complications postopératoires. La combinaison de ces deux éléments doit ainsi permettre à l'avenir d'opérer un nombre toujours plus important de personnes pouvant bénéficier d'un implant. La réalisation d'une approche minimalement invasive de la cochlée reste cependant difficilement réalisable pour le chirurgien, pour ne pas dire impossible, en ce qu'elle limite considérablement les possibilités de contrôle visuel de la proximité de la fraise chirurgicale par rapport aux structures critiques ancrées dans l'os temporal telles que le nerf facial ou la corde du tympan. Face à cette problématique, les systèmes de GMCAO sont apparus comme l'une des solutions privilégiées pour ce type de chirurgie (Labadie *et al.*, 2005a, Majdani *et al.*, 2008, Majdani *et al.*, 2009, Danilchenko *et al.*, 2011, Bell *et al.*, 2012, Duret *et al.*, 2020). Bien que reposant sur des architectures ou approches différentes, la plupart des dispositifs décrits précédemment ont en commun de s'appuyer sur la *navigation chirurgicale* qui constitue actuellement l'unique solution pour compenser la perte de repères anatomiques au cours de la phase d'approche.

Au-delà de permettre le fraisage d'un tunnel osseux jusqu'à la caisse du tympan sans risque pour le patient, la navigation de l'os temporal revêt également un intérêt majeur dans la préservation de l'audition résiduelle. Dans une étude récente sur pièces anatomiques humaines (Torres *et al.*, 2018), l'équipe dirigée par les Pr. Steckers et N'guyen a, en effet, montré que l'axe d'insertion du porte-électrodes était déterminant dans les traumatismes causés aux structures cochléaires. Afin de faire face à l'extension des critères d'indication pour la pose d'implants aux cas de surdité plus modérés, il est donc également essentiel de pouvoir insérer le porte-électrode selon un axe optimal permettant de minimiser les traumatismes intracochléaires. Ce qui nous amène à la première spécification du cahier des charges pour le développement d'un système de GMCAO pour l'implantation cochléaire minimalement invasive :

1. Navigation des instruments par rapport aux structures anatomiques. Afin de permettre la pose d'implants cochléaires de manière **minimalement invasive**, la solution développée doit permettre la **navigation des instruments chirurgicaux** par rapport à l'anatomie du patient sur l'intégralité de la procédure : de la mastoïdectomie jusqu'à l'insertion du porte-électrodes.

Bien qu'elle puisse sembler évidente, nous insistons sur le fait que cette première spécification est essentielle pour compenser la perte de repères anatomiques en cas d'approche minimalement invasive de la cochlée. Cependant, comme nous avons pu

le voir à la section précédente, de nombreuses solutions de GMCAO ont déjà été proposées pour la navigation des instruments par rapport à l'os temporal. L'erreur de positionnement de l'outil qu'elles permettent d'atteindre doit toutefois être comparée aux besoins en précision de la chirurgie pour la pose d'implants cochléaires minimalement invasive qui dépendent directement des dimensions des structures d'intérêt ancrées dans la base du crâne.

2.2.3.2 Précision de la navigation

Dans le cas d'une approche minimalement invasive à travers la mastoïde, la phase la plus délicate se situe au niveau du récessus facial qui se trouve encadré par deux structures anatomiques critiques, le nerf facial et la corde du tympan, et dont le diamètre moyen est estimé à 2.5 mm (Bielamowicz *et al.*, 1988). Aussi, dans la plupart des travaux que nous avons décrit précédemment, le millimètre a été fixé comme étant la marge d'erreur maximale acceptable pour la navigation chirurgicale appliquée à la mastoïdectomie par rapport à la trajectoire planifiée.

Ce niveau de précision n'est cependant plus suffisant dès lors que le chirurgien s'approche de la cochlée. À titre d'exemple, la distance entre les rampes tympanique et vestibulaire est d'environ 1 mm (Wysocki et Skarzynski, 1998, Wysocki, 1999). Dans le cas de pathologies de l'oreille interne nécessitant un point d'entrée autre que la fenêtre ronde, une cochléostomie présentant une erreur de positionnement du même ordre peut conduire à une insertion selon la mauvaise rampe. (Schipper *et al.*, 2004), qui ont été les premiers à étudier l'utilisation de la navigation pour l'implantation cochléaire, ont ainsi estimé le degré de précision requis au niveau de la fenêtre ronde à 0.5 mm. Aussi, nous formulons notre seconde spécification de la façon suivante :

2. Erreur de positionnement inférieure à 0.5 ou 1 mm selon la zone de travail. La station de navigation développée pour la pose d'implants cochléaires minimalement invasive doit présenter des erreurs de positionnement de l'outil chirurgical inférieures à 1 mm pour la voie d'abord à hauteur des oreilles externe et moyenne et à 0.5 mm au niveau de l'oreille interne.

En dehors des dispositifs ostéo-intégrés à la base du crâne du patient sur lesquels nous reviendrons plus loin, seul le système HEARO® présente un ordre de précision satisfaisant cette contrainte. Celui-ci figure par ailleurs parmi les robots chirurgicaux ayant obtenu le marquage CE et semble donc parfaitement indiqué pour l'implantation cochléaire minimalement invasive. Toutefois, pour rester cohérent avec la réalisation d'une implantation cochléaire minimalement invasive, le degré d'invasivité de la procédure de recalage nécessite d'être pris en compte. Au-delà de cet aspect, la mise en oeuvre du recalage des données peropératoires doit également être étudiée d'un point de vue technologique, économique et clinique (présence ou besoin d'imageurs pré ou peropératoires, irradiations, compatibilité avec l'environnement clinique, etc.).

2.2.3.3 Nature du recalage

Les aspects concernant l'invasivité du recalage peropératoire et la compatibilité avec les contraintes du bloc opératoire n'ont, en effet, été que très peu discutés jusqu'ici. Dans le cas du système HEARO[®], les auteurs dans (Caversaccio *et al.*, 2019) ont eu recours au niveau de l'os temporal à l'implantation de marqueurs radio-opaques servant de repère artificiels entre l'imagerie scanner et l'anatomie du patient. Bien que les premiers modèles, relativement volumineux, de ces marqueurs ostéo-implantés aient depuis laissé la place à des microvis (Majdani *et al.*, 2008), leur utilisation peut entraîner un certain nombre de complications pour le patient. Du fait du franchissement de la barrière cutanée, les sites d'implantation peuvent notamment être sujets à une infection (Kazmers *et al.*, 2016) et occasioner des douleurs postopératoires pour le patient (Nogler *et al.*, 2001). Face à de telles complications, certaines chirurgies ont même abandonné l'utilisation de tels marqueurs ostéo-implantés au profit des techniques de recalage surfacique (Banerjee *et al.*, 2016). Par ailleurs, la chirurgie décrite nécessite que le patient soit transféré hors de la salle d'opération après implantation afin d'effectuer un scanner préopératoire. La réalisation de la procédure dans (Caversaccio *et al.*, 2019) requiert également d'effectuer une imagerie scanner pendant l'intervention, ce qui pose problème au niveau de la disponibilité du matériel d'imagerie peropératoire ainsi que de la sécurité du personnel médical et du patient à cause des irradiations. L'introduction de ce type d'imageur ne peut, en effet, s'effectuer que dans une salle radio-protégée, ce qui rajoute à la faisabilité économique de l'intervention.

En conséquence, nous pouvons raisonnablement affirmer que toute procédure basée sur l'utilisation de repères artificiels ostéo-implantés pour le recalage des données préopératoires (Fig. 2.11(a)) entre en contradiction avec notre volonté de réduire l'invasivité de l'opération. Ce constat est d'autant plus vrai pour les systèmes implantés à la base du crâne du patient que ceux-ci nécessitent des pièces d'ancrage osseux plus invasives pour garantir la précision du couplage mécanique (Fig. 2.11(b)). Par ailleurs, ce type d'approche est difficilement compatible avec les contraintes du bloc que ce soit à propos de la disponibilité d'une machine à commande numérique pour la fabrication d'un guide chirurgical personnalisé (Labadie *et al.*, 2009) ou encore de la nécessité de réaliser la chirurgie dans une salle radio-protégée afin d'acquérir un volume scanner peropératoire du patient (Kratchman *et al.*, 2011, Dillon *et al.*, 2015).

Les systèmes de navigation présentés dans (Stelter *et al.*, 2012, Duret *et al.*, 2020) présentent l'avantage de s'affranchir de l'utilisation d'implants osseux pour le recalage des données peropératoires en s'appuyant sur l'acquisition d'un ou plusieurs volumes scanners au cours de la chirurgie. Les approches décrites nécessitent tout de même de suivre la tête du patient pendant l'intervention à l'aide d'un marqueur ostéo-implanté à la base du crâne. Par rapport aux systèmes ostéo-implantés présentés plus haut, l'invasivité des procédures dans (Stelter *et al.*, 2012, Duret *et al.*, 2020) est toutefois réduite à l'utilisation d'une seule vis. Malgré ces points forts, l'utilisation d'imageurs peropératoires de type C-arm ou O-arm pose des problèmes de compatibilité avec les contraintes du bloc opératoire en termes d'équipements de radio-protection ou de disponibilité du matériel. Une solution permettant de satisfaire à la fois la réduction de l'invasivité du recalage ainsi que les contraintes du bloc opératoire serait alors

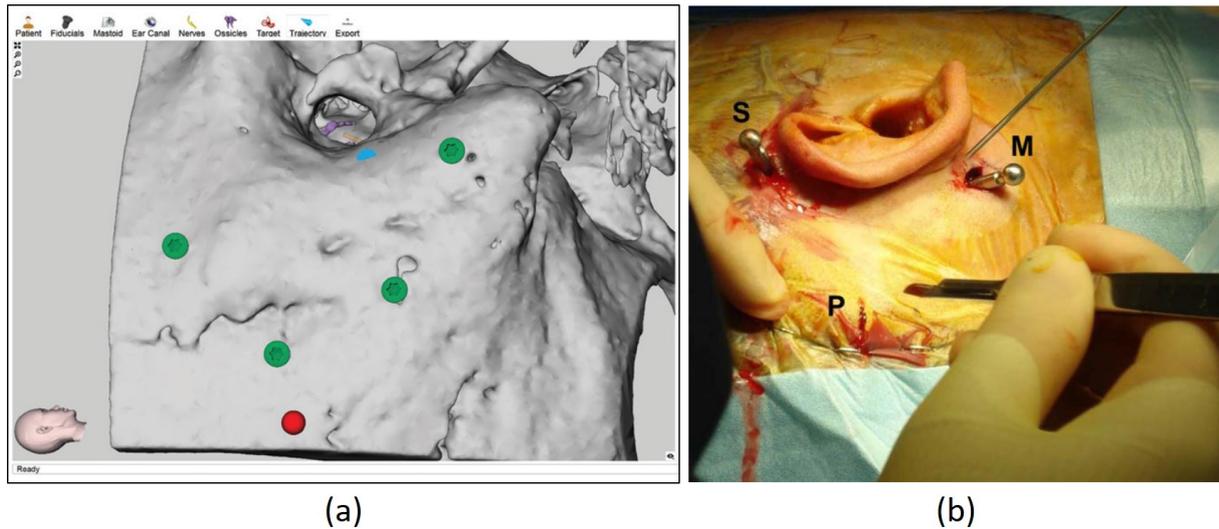


Figure 2.11 – (a) *Implants osseux utilisés comme repères artificiels (en vert) pour l'étape de recalage peropératoire (Caversaccio et al., 2017) et (b) ancrés pour la fixation d'un cadre microstéréotaxique (Labadie et al., 2014).*

d'appliquer une méthode de recalage intrinsèque s'appuyant uniquement sur le contenu d'images du patient acquises à l'aide d'une modalité d'imagerie adaptée à une utilisation peropératoire. Ce qui donne pour troisième et dernière spécification :

3. Fusion des données pré et peropératoires par recalage intrinsèque non-invasif.

La solution développée doit proposer une technique de fusion des données qui s'appuie sur une méthode de recalage intrinsèque basée sur l'utilisation d'une modalité d'imagerie peropératoire compatible avec les contraintes du bloc opératoire.

À notre connaissance et au moment de la rédaction de ce manuscrit, ce type de fusion de données n'a cependant jamais été exploré dans le domaine de la chirurgie otologique. Selon nous, il constitue le dernier pas vers la réduction de l'invasivité de l'implantation cochléaire. En l'absence de système de GMCAO permettant de satisfaire notre cahier des charges pour la pose d'implants cochléaires minimalement invasive, nous proposons, dans la suite de ce manuscrit, de développer un dispositif d'aide au geste navigué adapté à notre besoin en termes de précision et de compatibilité avec les contraintes du bloc opératoire. Pour cela, et après analyse de l'état de l'art sur les modalités d'imagerie peropératoires, nous utilisons l'échographie en peropératoire pour le recalage intrinsèque et non-invasif des données préopératoires. Dans la seconde partie de ce chapitre, nous passons en revue les modalités d'imagerie peropératoires pour l'otologie ainsi que l'état de l'art sur les techniques de recalage US / TDM sur structures osseuses puis présentons une étude de faisabilité quant à l'utilisation de l'échographie pour la navigation de la cochlée. Ce dernier travail a notamment fait l'objet de publications dans les revues internationales *Annals of Biomedical Engineering* et *Otology & Neurotology*.

2.3 De l'usage de l'échographie pour la navigation de la cochlée

2.3.1 État de l'art des modalités d'imagerie peropératoires

Tomodensitométrie

Comme nous avons pu le voir précédemment dans (Stelter *et al.*, 2012, Duret *et al.*, 2020), l'imagerie scanner ou tomodensitométrie (TDM) constitue l'une des modalités peropératoires envisagées pour la navigation d'outils chirurgicaux au sein de l'os temporal. Par ailleurs, son utilisation en salle d'opération permet également au chirurgien de vérifier la bonne pose de l'implant et a déjà été étudiée pour l'ajustement de l'insertion du porte-électrodes chez un patient souffrant d'une malformation de l'oreille interne (Bloom *et al.*, 2009). Le principal défaut de cette technique est qu'elle repose sur l'exposition à des radiations ionisantes (rayons X) qui, en fonction de la durée et de l'intensité du rayonnement émis, peuvent présenter des effets nocifs à la fois pour la santé du chirurgien mais aussi pour celle du patient. Aux États-Unis, le *National Council on Radiation Protection and Measurements* prévoit que dans un cadre professionnel la dose effective ne doit pas dépasser 20 mSv par an (Valentin *et al.*, 2007, p. 99). Pour information, le Sievert (Sv) est l'unité utilisée pour la mesure des effets biologiques sur l'Homme induits par des radiations ionisantes. À titre de comparaison, la dose effective délivrée par une TDM conventionnelle pour l'imagerie de l'oreille est de 0.28 mSv (Faccioli *et al.*, 2009). Dans le cas d'une utilisation intensive au bloc opératoire pour la navigation chirurgicale, ce type d'imageur limite considérablement le nombre d'implantations cochléaires pouvant être réalisées, ce qui va à l'encontre de la tendance à l'augmentation du nombre de bénéficiaires de prothèses auditives.

Cone Beam

Bien que reposant également sur l'utilisation de rayons X, le Cone Beam ou CBCT fournit une alternative moins irradiante à l'imagerie scanner conventionnelle (Miracle et Mukherji, 2009a). Commercialisé aux débuts des années 2000, le CBCT projette un faisceau conique de rayons X qui permet en une seule rotation dans le plan axial d'acquérir un jeu de données volumiques au contraire de la TDM classique qui nécessite une translation supplémentaire selon l'axe du patient (Fig. 2.12). Couplé à des détecteurs à panneau plat, ce type d'imagerie permet d'atteindre une plus haute résolution spatiale d'acquisition qui présente également l'avantage d'être isotropique. Ces différentes caractéristiques en font une modalité particulièrement adaptée à l'imagerie des structures osseuses de la tête et du cou qui, dans notre cas, se limite à l'os temporal (Miracle et Mukherji, 2009c). Dans le cadre de l'implantation cochléaire, le CBCT permet par ailleurs de situer avec précision la position du porte-électrodes au sein de la cochlée (Aschendorff *et al.*, 2004) et constitue aujourd'hui la modalité de référence pour la vérification postopératoire de la bonne insertion des implants. Là encore, son utilisation en peropératoire a également été étudiée pour le guidage du geste dans le cadre de la chirurgie de l'os temporal (Rafferty *et al.*, 2006). Bien que l'imagerie par CBCT

permette une réduction de plus de 60 % de la dose délivrée par rapport à l'imagerie scanner conventionnelle (Faccioli *et al.*, 2009), son intégration en salle d'opération n'en présente pas moins une source de radiation pour le personnel médical et nécessite l'installation d'équipements de protection (Eaton *et al.*, 2011).

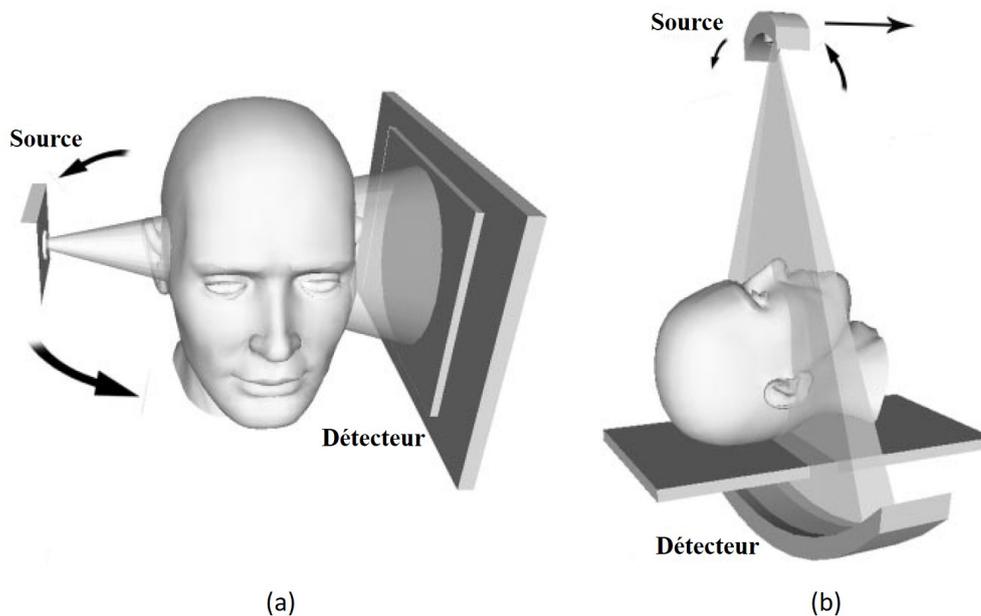


Figure 2.12 – Comparaison des géométries d'acquisition entre (a) le Cone Beam et (b) l'imagerie scanner conventionnelle (Miracle et Mukherji, 2009a).

Tomographie par cohérence optique

À ce titre, la tomographie par cohérence optique (*Optical Coherence Tomography* (OCT) en anglais) constitue une alternative pertinente à l'imagerie par rayons X. Cette technique d'imagerie basée sur l'interférométrie à faible cohérence de la lumière proche infrarouge permet la reconstruction de sections transversales avec une résolution de l'ordre de $1\ \mu\text{m}$ ainsi qu'une profondeur de pénétration de l'ordre de $100\ \mu\text{m}$ et peut être appliquée sans danger sur des tissus biologiques (Fercher *et al.*, 2003). Les auteurs dans (Pitris *et al.*, 2001) ont été les premiers à proposer son utilisation pour l'imagerie de l'oreille. Depuis, l'OCT a fait l'objet de recherches intensives pour l'imagerie *in vivo* du système auditif humain, aussi bien au niveau de l'oreille moyenne (Fig. 2.13(a)) (MacDougall *et al.*, 2015) que de l'oreille interne (Fig. 2.13(b)) (Gurbani *et al.*, 2014). Plus récemment, (Starovoyt *et al.*, 2019) ont étudié son application à travers la membrane de la fenêtre ronde pour le guidage en temps réel de l'insertion du porte-électrodes. Comme la cochlée se trouve profondément ancrée dans la base du crâne, ce type d'application nécessite cependant de réaliser une voie d'accès au sein de la mastoïde. Une autre approche moins invasive consiste à aligner le chemin optique de l'imager OCT avec la membrane tympanique qui, étant translucide, fournit un autre point d'accès pour l'imagerie du système auditif. Toutefois, la faible profondeur de pénétration limite considérablement la qualité des images obtenues et nécessite le plus souvent la réalisation d'une tympanotomie (retrait du tympan) (MacDougall *et al.*, 2015).

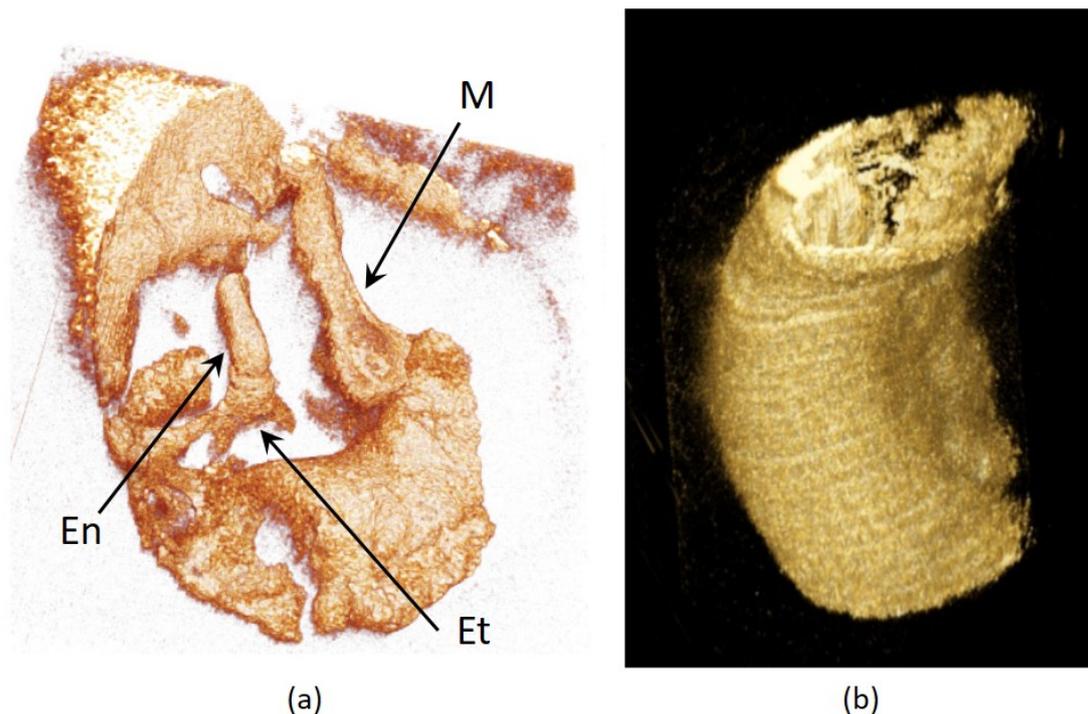


Figure 2.13 – Reconstructions 3D par tomographie par cohérence optique du système auditif humain : (a) oreille moyenne après retrait du tympan mettant en évidence le marteau (M), l'enclume (En) et l'étrier (Et) (MacDougall et al., 2015) ; (b) tour basal de la cochlée (Gurbani et al., 2014).

Échographie

Une alternative à l'OCT pour l'imagerie du système auditif depuis le tympan consiste à recourir à l'échographie qui bénéficie d'une profondeur de pénétration supérieure dont l'ordre varie de 1 à 10 cm selon le type de sonde utilisé. S'appuyant sur cette caractéristique, une équipe canadienne a pu montrer la faisabilité de l'échographie pour l'imagerie de l'oreille moyenne humaine *in vitro* (Landry et al., 2015) puis *ex vivo* (Rainsbury et al., 2016) à travers une membrane tympanique intacte (Fig. 2.14). Ce même centre de recherche a également montré que l'imagerie ultrasonore (US) haute fréquence (> 20 MHz) permettait d'atteindre une résolution spatiale suffisante (de l'ordre la dizaine de microns selon la fréquence utilisée) pour la visualisation des structures cochléaires (Brown et al., 2009, Landry et al., 2018). La sûreté d'utilisation à la fois pour le patient et le praticien, le faible coût ainsi que le rendu en temps réel de l'échographie en font par ailleurs une des techniques d'imagerie les plus répandues de par le monde (Szabo, 2004) et d'autres chirurgies telles que la chirurgie orthopédique (Amin et al., 2003, Barratt et al., 2006), pour ne citer que celle-ci, se sont déjà tournées vers cette modalité au début des années 2000 pour la réalisation de GM-CAO. Cependant, les sondes US sont relativement larges et les cas d'imagerie des oreilles moyenne et interne rapportés plus haut nécessitent le retrait du conduit auditif externe, ce qui s'applique difficilement à une utilisation clinique.

Une solution possible consiste en la miniaturisation des dispositifs actuels sous la forme d'une sonde endoscopique comme proposée dans (Bezanson et al., 2014) où une sonde (40 MHz avec 64 éléments) de dimensions $2.5 \text{ mm} \times 3.1 \text{ mm}$ a été réalisée. Ce

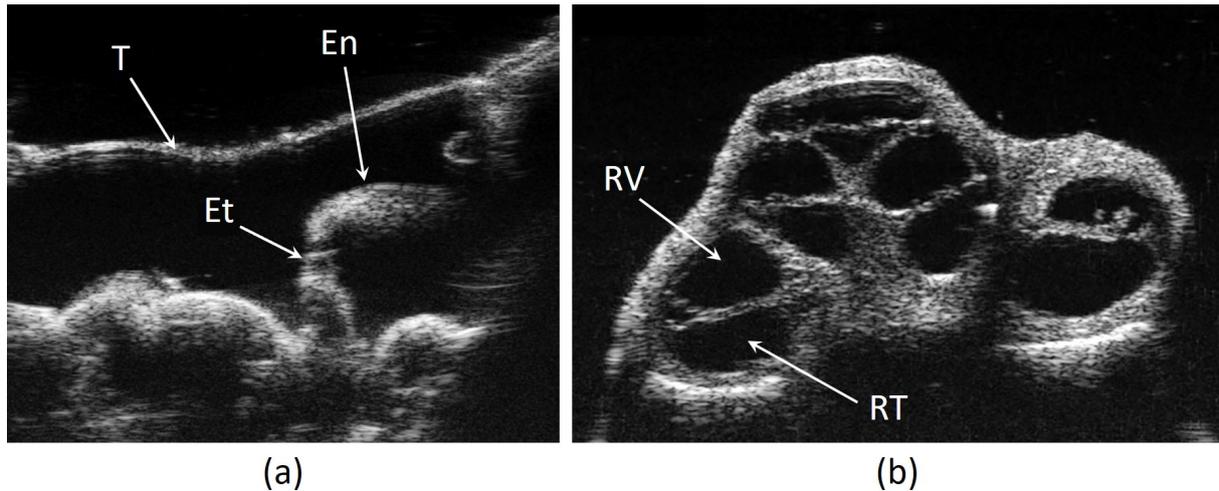


Figure 2.14 – Échographie du système auditif humain : (a) oreille moyenne *in vitro* mettant en évidence le tympan (T), l'enclume (En) ainsi que l'étrier (Et) (Landry et al., 2015) et (b) oreille interne *ex vivo* après décalcification de la capsule optique permettant l'identification des structures cochléaires telles les rampes vestibulaire (RV) et tympanique (RT) (Landry et al., 2018).

type de dispositif pourrait être inséré le long du conduit auditif externe et ainsi permettre l'imagerie peropératoire du système auditif humain. Une description technique plus détaillée des sondes US miniatures et de leur potentiel clinique pour notre application est présentée au chapitre 4. Moyennant un système de motorisation selon l'axe propre de la sonde, le chirurgien pourrait alors obtenir de façon minimalement invasive un modèle 3D du système auditif qui servirait d'entrée pour le recalage avec une modalité d'imagerie préopératoire. Cependant, l'échographie de l'oreille est fortement restreinte par la présence d'air dans la caisse du tympan qui empêche la propagation des ondes ultrasonores (Bance et al., 2018). Néanmoins, comme le suggèrent (Rainsbury et al., 2016), ce dernier point peut être facilement résolu en ayant recours à une injection transtympanique d'une solution saline à l'aide d'une seringue adaptée.

Au regard des points que nous venons d'aborder, l'imagerie US nous apparaît particulièrement adaptée à notre besoin. L'utilisation de l'imagerie US pour la navigation appliquée à l'otologie s'inscrit par ailleurs dans la continuité de l'évolution des techniques chirurgicales vers des approches moins invasives. Dans la suite de ce chapitre, nous étudions donc la faisabilité de cette technique d'imagerie en tant que modalité peropératoire pour la navigation de la cochlée. Cependant, l'absence de repères artificiels exige un changement de paradigme pour l'alignement spatial de l'anatomie du patient avec les données préopératoires. Concernant l'imagerie préopératoire du système auditif, nous utilisons dans la suite de ce chapitre sur la modalité de référence en ORL qu'est l'imagerie volumique à rayons X qui inclue les techniques de tomodensitométries conventionnelle (TDM) et à faisceau conique (CBCT). Dans la prochaine section, nous passons donc en revue les méthodes existantes de recalage entre images US et TDM.

2.3.2 Recalage US / TDM

2.3.2.1 État de l'art des techniques de recalage US / TDM sur structure osseuse

L'utilisation de l'échographie pour le recalage peropératoire d'un modèle TDM d'une structure osseuse dans le cadre des GMCAO remonte au début des années 1990. À travers la localisation spatiale d'images US 2D, les auteurs dans (Barbe *et al.*, 1993) ont montré que cette modalité, moyennant une segmentation manuelle de la surface osseuse imagée, pouvait suffire au recalage submillimétrique de la stratégie planifiée avec les outils chirurgicaux, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives pour les GMCAO. Il est important de souligner qu'à cette même époque, l'assistance au geste chirurgical reposait en grande partie sur l'utilisation de marqueurs extrinsèques (Paul *et al.*, 1992) ou d'un palpeur / numériseur 3D (DiGioia *et al.*, 1998) pour le recalage peropératoire des images TDM. Bien que très précis, ce type d'approche souffre cependant de la nécessité d'exposer la structure osseuse d'intérêt, ce qui va à l'encontre de la volonté de réduire l'invasivité des interventions chirurgicales. C'est pourquoi l'échographie a rapidement trouvé un écho favorable en tant qu'alternative non-invasive pour la détection de la surface osseuse à recalcer.

Dans (Schmerber *et al.*, 1997), les auteurs ont ainsi proposé une nouvelle approche de numérisation transcutanée de la surface osseuse reposant sur l'utilisation d'une sonde US 1D en mode A (amplitude) composée d'un unique élément piézoélectrique. Le principe général consiste à déduire la profondeur à laquelle se situe la surface osseuse du temps de vol du signal réfléchi au niveau de l'interface tissu / os. Cette idée a été reprise plus tard dans (Moulder *et al.*, 2003) où les auteurs ont montré, sur un modèle synthétique de vertèbre humaine, que cette méthode de numérisation présentait des performances similaires aux techniques de détection surfacique plus conventionnelles par palpation. La même année, l'équipe dans (Amstutz *et al.*, 2003) a confirmé, avec une étude sur 12 patients, la faisabilité de la numérisation par échographie en mode A pour le recalage osseux avec un modèle TDM appliquée à chirurgie de la tête et du cou. Une première estimation du recalage était tout d'abord obtenue par minimisation (au sens des moindres carrés) de l'écart entre les repères anatomiques planifiés et ceux obtenus par palpation conventionnelle. Afin d'affiner l'alignement, entre 12 et 20 points situés sur la surface du crâne étaient ensuite acquis à l'aide de la sonde US 1D. Le recalage final était alors obtenu par minimisation itérative de la distance moyenne entre points acquis et la surface osseuse TDM.

Au-delà de ces exemples exploitant l'amplitude des signaux US émis depuis une sonde 1D, d'autres travaux s'appuyant sur l'échographie mode B, plus riche en information car fournissant une image en niveau de gris, ont également été réalisés pour le recalage osseux d'un modèle préopératoire TDM. À la manière des travaux présentés dans (Barbe *et al.*, 1993), les auteurs dans (Carrat *et al.*, 1998, Carrat *et al.*, 2000) sont ainsi parvenus à détecter la surface osseuse à recalcer moyennant une segmentation manuelle des images US recueillies. Bien que permettant une amélioration du positionnement des vis ilio-sacrées, ce type d'approche souffrait toutefois de la nécessité de segmenter manuellement les données peropératoires, ce qui se traduisait notamment par une augmentation significative du temps d'opération (> 20 minutes). Il faut alors attendre les travaux publiés dans (Amin *et al.*, 2003) avant que les premières

méthodes de segmentation automatiques ne voient le jour. Pour ce faire, les auteurs s'appuient sur un modèle du procédé de formation des images US afin de localiser la zone associée à la réflexion des ondes US au niveau de la surface osseuse. Ces régions sont ensuite recalées au modèle surface TDM à l'aide d'un algorithme itératif de point le plus proche (*Iterative Closest Point* (ICP) en anglais) qui permet d'atteindre une erreur de recalage moyenne de 0.5° en rotation et 0.5 mm en translation sur un bassin de synthèse. Le principal défaut de cette approche réside dans le fait que les performances de l'algorithme ICP dépendent fortement de l'estimation du recalage initial. Aussi, les auteurs dans (Moghari et Abolmaesumi, 2007) ont amélioré la précision ainsi que la stabilité de l'algorithme ICP grâce à l'implémentation d'un filtre de Kalman étendu (*extended Kalman filter* (EKF) en anglais) appliquée au recalage d'images US et TDM. L'étape de validation réalisée sur un os scaphoïde de synthèse a permis de mettre en évidence une erreur de recalage (TRE) estimée à 0.27 mm pour l'approche avec le filtrage EKF contre 2.37 mm avec un simple algorithme de type ICP. Cette technique souffre néanmoins également de la nécessité de segmenter manuellement les images US. Plus tard, (Rasoulia et al., 2010) ont proposé d'automatiser la segmentation des images US en ayant recours à la programmation dynamique. La méthode étudiée présente toutefois une faible précision de recalage, notamment au regard de la résolution des images TDM, avec une TRE de 2.47 mm obtenue sur vertèbres synthétiques. D'autres approches de segmentation automatique basées sur des modèles de mélanges gaussiens (Brounstein et al., 2011) ou sur l'exploitation du cône d'ombre formé par l'atténuation des ondes US (Pandey et al., 2018) ont également été étudiées sans pour autant réussir à améliorer de manière significative l'erreur de recalage.

Les performances obtenues avec les approches de recalage géométrique basées sur surface dépendent directement de la qualité de la segmentation de la surface osseuse qui, dans le cas des images US, s'avère complexe à réaliser à cause du bruit. À l'inverse, les approches de recalage iconique permettent de s'affranchir de cette étape de segmentation en comparant directement les intensités entre les deux images. Néanmoins, les mesures de similarité classiques telles que la corrélation croisée ou encore l'information mutuelle se montrent inefficaces pour l'analyse d'images issues de modalités reposant sur des principes physiques distincts comme l'US et la TDM. L'imagerie US s'appuie en effet sur la physique des ondes sonores tandis que la TDM se base sur la mesure de l'absorption des rayons X. Ainsi, une même zone anatomique à imager peut mener à des résultats très différents entre ces deux types d'imagerie. En effet, avec la TDM, les radiations ionisantes peuvent traverser la structure osseuse ce qui permet d'imager l'intégralité de l'échantillon anatomique étudié. Au contraire, à l'échographie, les ondes US sont fortement atténuées par l'os ce qui limite l'information acquise à la surface exposée à la sonde utilisée. Pour être comparable, l'information contenue dans les images acquises selon chacune des modalités doit donc être adaptée.

Face à ce constat, (Wein et al., 2008) ont proposé une alternative prometteuse basée sur la simulation d'images US à partir des données TDM et l'utilisation d'une nouvelle mesure de similarité adaptée aux images obtenues. Cette approche, initialement développée pour une application sur tissus mous, a plus tard été étendue au recalage osseux dans (Gill et al., 2012) où les auteurs ont rapporté une TRE de 1.25 mm mesurée sur des vertèbres animales. Bien que la simulation se veuille la plus réaliste possible en reproduisant les phénomènes de transmission et de réflexion des ondes US sur l'intégralité de la coupe transversale étudiée, la technique présentée souffre d'un temps

de calcul compris entre 14 et 43 minutes sur CPU selon la complexité de l'échantillon étudié qui est réduit à entre 11 secondes et 4 minutes sur GPU.

Dans les travaux de (Brendel *et al.*, 2002) et (Winter *et al.*, 2008), les auteurs ont développé une approche similaire appliquée à la chirurgie du rachis en limitant toutefois la simulation au niveau de l'interface osseuse, ce qui permet de réduire le temps de calcul par rapport à la méthode de simulation réaliste proposée dans (Gill *et al.*, 2012). Dans leur étude, (Winter *et al.*, 2008) ont, en effet, réussi à rapporter un temps de recalage de 5 seconde avec une erreur de recalage inférieure au millimètre. Cette dernière doit néanmoins être prise avec précaution car elle ne se base pas sur une évaluation objective de l'erreur de recalage comme il sera discuté au prochain chapitre.

Dans la suite de ce chapitre et afin de montrer la faisabilité du recalage US / TDM pour la navigation de la cochlée, nous nous inspirons de la technique de simulation surfacique développée dans (Winter *et al.*, 2008) basée sur une approche de recalage multimodale US natif / TDM simulé. Nous proposons ici de simplifier l'approche décrite par les auteurs en nous ramenant à un problème monomodal en recalant les volumes binarisés issus des deux modalités. De plus, une attention particulière sera portée à une analyse plus objective de l'erreur de recalage. Cette approche nous permet, à ce niveau d'avancement de la thèse, d'utiliser des mesures de similarité classiques et ainsi ne pas avoir à développer une nouvelle procédure de recalage tant que la preuve de concept du recalage US / TDM pour la navigation de la cochlée n'a pas été démontrée, ce que nous proposons de réaliser au chapitre 3. Dans les sections suivantes, nous décrivons en détail l'algorithme de recalage utilisé ainsi que le protocole expérimental adopté pour l'évaluation de notre approche.

2.3.2.2 Procédure de recalage proposée

La procédure de recalage que nous proposons d'implémenter dans la suite de ce chapitre s'articule en trois étapes que sont : (1) le prérecalage, (2) la simulation de la surface osseuse et enfin (3) le recalage à proprement parler. Dans un premier temps, nous présentons cette procédure dans le cas général puis l'appliquons au cas concret sur des échantillons anatomiques *ex vivo* de cochlées de cochons d'Inde.

- **Prérecalage.** Bien qu'automatiques, les méthodes de recalage iconique fonctionnent à partir d'un alignement initial "proche" de la solution optimale. Aussi, la première étape consiste à réaliser un *prérecalage* des deux modalités US et TDM utilisées en entrées. Pour chaque jeu de données, nous demandons donc à un chirurgien ORL de sélectionner quatre paires de points entre les deux volumes à recaler. De ces quatre paires de coordonnées, nous déterminons ensuite par minimisation par moindres carrés les paramètres de translation et rotation qui composent la transformation permettant de prérecaler les deux modalités. Dans la suite du traitement, nous désignons les volumes US et TDM comme étant respectivement les images fixes et mobiles pour l'étape de recalage.
- **Simulation de la surface osseuse.** Comme mentionné précédemment, l'information contenue dans le jeu de données pré et peropératoires d'une

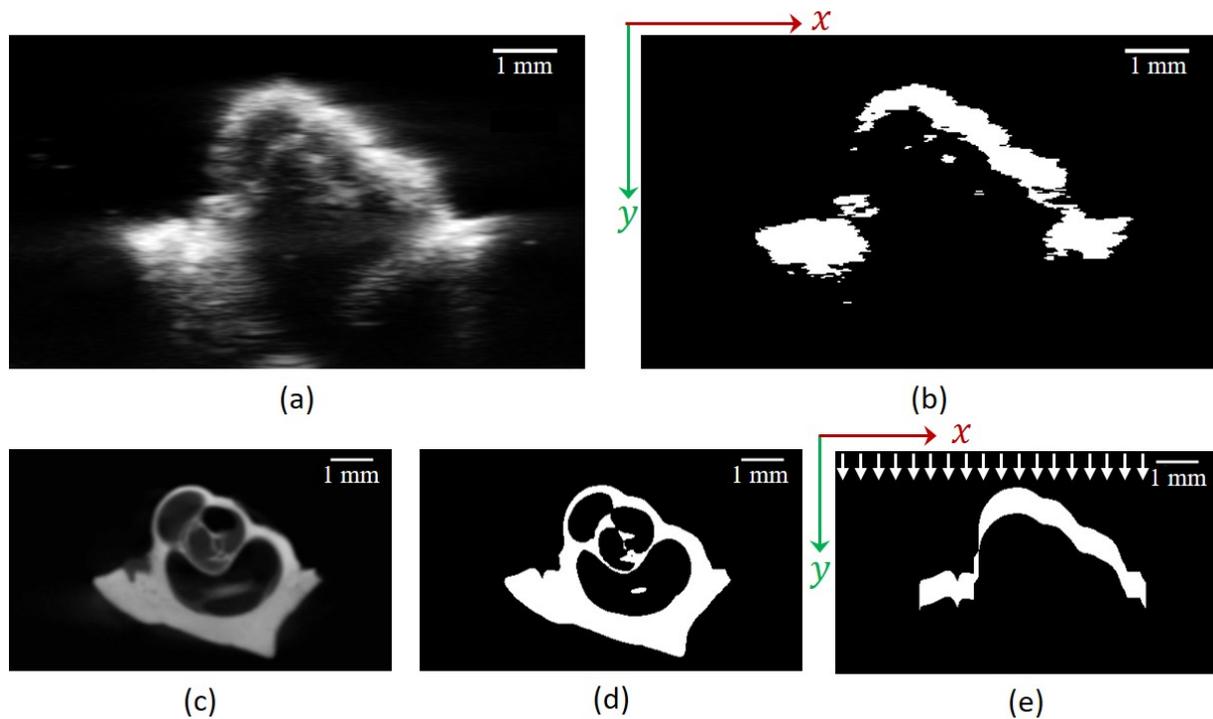


Figure 2.15 – Étapes de traitement : (a) image US native ; (b) image US binaire après seuillage ; (c) image TDM native ; (d) image TDM binaire après seuillage ; (e) image TDM binaire après simulation. Les flèches blanches indiquent la direction de projection des ondes ultrasonores virtuelles.

même structure osseuse n'est pas comparable à cause des différences fondamentales entre les principes physiques régissant les systèmes d'imagerie US et TDM. De fait, les mesures de similarité classiquement utilisées dans la littérature pour les problèmes de recalage multimodal tendent à échouer lors de leur application pour le recalage US / TDM sur l'os. Nous proposons ainsi de reproduire un problème de recalage monomodal en traitant les données acquises de façon à ce qu'elles se limitent toutes à une information anatomique en surface. Dans un premier temps, nous appliquons une segmentation par seuillage aux deux modalités (Fig. 2.15(a) et 2.15(c)) afin d'extraire la partie osseuse contenue dans chacune des images 3D (la plus échogène et la plus dense). En sortie, nous obtenons des images binaires (Fig. 2.15(b) et 2.15(d)) de sorte que les voxels blancs correspondent aux structures osseuses et les voxels noirs au reste du volume. Néanmoins, les deux volumes obtenus ne sont toujours pas comparables. L'image US segmentée contient l'information relative à une surface osseuse exposée à la sonde US utilisée tandis que l'image TDM segmentée se réfère à l'intégralité de l'anatomie imagée. La prochaine étape consiste donc à projeter sur le volume TDM segmenté des ondes US virtuelles afin de simuler la surface du volume binaire TDM qui devrait être visible à l'échographie (Fig 2.15(e)). Pour ce faire, nous reproduisons la direction de propagation des ondes US générées pour l'acquisition des volumes peropératoires qui, bien que nous anticipions sur la prochaine section, s'effectue à l'aide d'un balayage en translation d'une sonde linéaire réalisé selon l'axe z des images. Aussi, la procédure de simulation consiste plus simplement à générer un ensemble de

voxels blancs après avoir percuté le premier voxel correspondant à la structure osseuse extraite suivant l'axe y qui est défini comme l'axe en profondeur de l'image (Fig. 2.15(e)). Afin de gagner en cohérence entre les deux volumes traités, l'épaisseur de la surface simulée du volume binaire TDM est calculée à partir de celle de la surface extraite du volume US correspondant. Cette dernière est estimée comme la moyenne des épaisseurs de la surface osseuse mesurées le long de chaque colonne du volume US en question.

- **Recalage et fusion des données :** Enfin nous arrivons au coeur du traitement des données à savoir le *recalage*. Comme nous nous ramenons à un cas monomodal après simulation de la surface osseuse contenue dans le volume TDM, nous avons choisi d'utiliser la corrélation croisée normalisée (*Normalized Cross Correlation* (NCC) en anglais) comme mesure de similarité entre les volumes issus de l'étape précédente. Les deux images 3D à recaler étant binaires, la NCC permet, ici, de maximiser la superposition des voxels blancs associés à surface osseuse mais également des voxels noirs entre les deux modalités. D'un point de vue plus formel, la méthode de recalage proposée correspond au problème de maximisation suivant :

$${}^{US}\mathbf{T}_{TDM} = \arg \max_{\mathbf{T}} NCC(I_{US}^{bin}, \mathbf{T}(I_{TDM}^{bin+sim})) \quad (2.1)$$

où I_{US}^{bin} et $I_{TDM}^{bin+sim}$ désignent respectivement le volume binaire US et celui résultant de la procédure de simulation de la surface osseuse appliquée au volume binaire TDM après prérecalage. La transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}$ obtenue en sortie du recalage est ensuite utilisée pour rééchantillonner le volume natif TDM selon la fenêtre d'acquisition du volume natif US. L'image 3D recalée résultante $I_{TDM}^{recalé}$ est alors fusionnée avec le volume natif US pour permettre une appréciation qualitative de l'alignement obtenu.

Les étapes de prérecalage ainsi que de simulation de la surface osseuse depuis les volumes TDM ont été traitées à l'aide de la librairie open-source C++ CImg spécialement dédiée au traitement d'images. La technique de recalage et le rééchantillonnage des images traitées ont, quant à eux, été réalisés avec le logiciel FIJI[®]. Dans un souci de clarté, la procédure complète établie pour le recalage multimodal US / TDM est résumée à la figure 2.16.

2.3.3 Validation expérimentale

Afin de valider expérimentalement l'approche proposée, nous avons utilisé six cochlées *ex vivo* obtenues à partir de cochons d'Inde. Celles-ci présentent, en effet, une forte ressemblance avec le modèle humain et sont couramment utilisées pour les études portant sur les implants cochléaires. Les cochlées ont été extraites de cochons d'Inde femelles albinos (350 - 500 g) ne présentant aucun cas d'otite séreuse ou autre forme de maladie au niveau de l'oreille. Nos expériences ont été réalisées avec l'approbation du Comité d'éthique local pour la Protection des Personnes (CPP Sud Méditerranée IV, N°14461). Pour chacun des spécimens, une injection intrapéritonéale

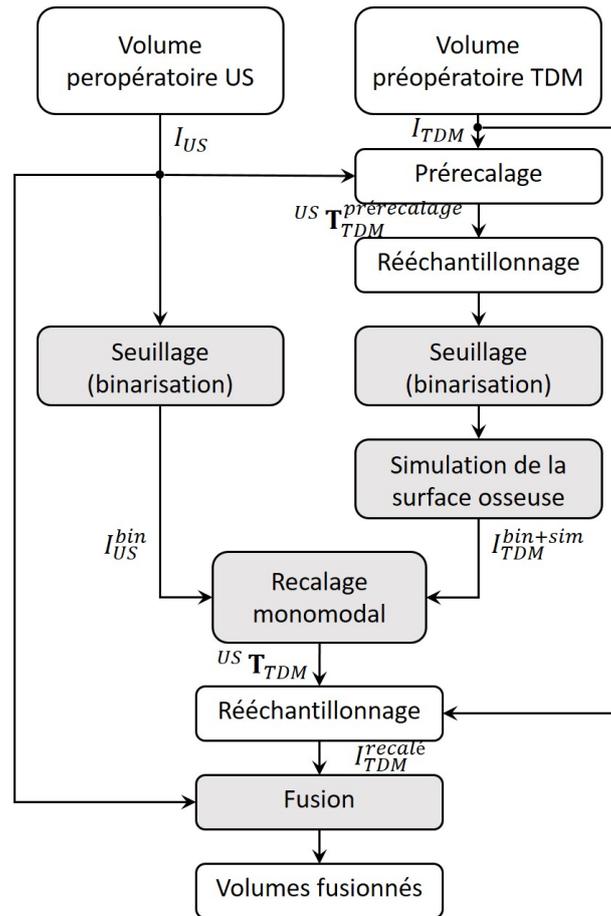


Figure 2.16 – Procédure complète pour le recalage multimodal des échantillons anatomiques.

létale de pentobarbital de sodium (300 mg.kg^{-1}) a été réalisée sous anesthésie générale gazeuse au sevoflurane. Les os temporaux gauches et droits ont ensuite été retirés sous microscope. Le soin et la manipulation des animaux se sont faits suivant les directives sur le bien-être animal de l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM) avec l'approbation du Ministère de l'Agriculture et de la Forêt.

2.3.3.1 Acquisitions pré et peropératoires

Pour l'acquisition préopératoire des données, nous avons choisi d'utiliser la microtomodensitométrie (μTDM) qui s'avère particulièrement adaptée pour l'étude de la cochlée (Braun *et al.*, 2012, Shin *et al.*, 2013) en offrant un rendu anatomique plus résolu (Buytaert *et al.*, 2013) ainsi qu'un rapport signal sur bruit plus élevé que la TDM conventionnelle. Pour chaque échantillon anatomique, une acquisition est réalisée à l'aide d'un EasyTom 150[®] qui fournit un volume de la cochlée avec une résolution isotropique de $42.34 \mu\text{m}$.

Pour les acquisitions peropératoires des cochlées, nous utilisons l'échographie haute fréquence ($> 20 \text{ MHz}$) afin de bénéficier d'une résolution spatiale de l'ordre de la dizaine de microns. Les données sont acquises à l'aide d'une sonde MX550D 40MHz connectée à une plateforme d'imagerie ultrasonore Vevo 3100 Imaging Platform[®] (FUJIFILM Visual Sonics Inc., Toronto Canada) qui permet d'atteindre une résolution ax-

iale de $40\ \mu\text{m}$. Afin d'obtenir des images 3D, la sonde utilisée est fixée à un étage motorisé (VS-20005, FUJIFILM Visual Sonics Inc.) permettant de réaliser un balayage en translation (Fig. 2.17). Pour chaque acquisition, l'échantillon est placé dans un récipient préalablement rempli d'eau afin d'assurer un couplage acoustique avec les ondes US émises. Grâce à un système de positionnement mécanique, la hauteur de la sonde fixée à l'étage motorisé est ensuite ajustée afin de centrer la région d'intérêt au niveau de la cochlée. La trajecte parcourue par la sonde consiste en une série de pas, perpendiculairement au plan d'imagerie, dont la distance est également paramétrée par l'opérateur afin de scanner l'intégralité de l'échantillon. À chaque pas, la sonde acquiert ainsi une coupe 2D avec une épaisseur fixe de $76\ \mu\text{m}$. Les images acquises sont ensuite combinées en un unique volume représentant la cochlée étudiée.

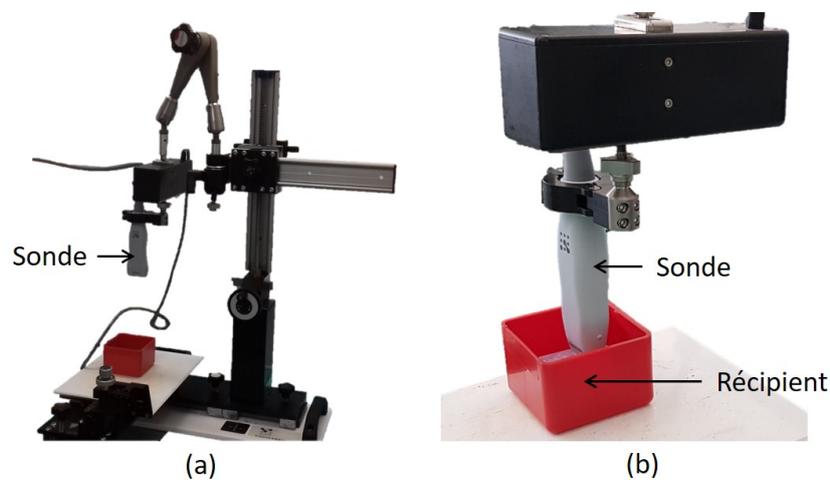


Figure 2.17 – Dispositif d'acquisition peropératoire : (a) système de positionnement mécanique supportant l'étage motorisé (boîte noire) auquel est montée la sonde échographique ; (b) scan d'un échantillon anatomique placé dans un récipient rempli d'eau pour le couplage acoustique.

2.3.3.2 Évaluation de l'erreur de recalage

L'évaluation de l'erreur de recalage s'effectue en deux temps. Pour chaque échantillon anatomique, une première estimation qualitative du recalage est, tout d'abord, réalisée par la fusion des volumes US et μTDM après rééchantillonnage. Cette comparaison visuelle permet de vérifier que la transformation obtenue en sortie de la procédure de recalage ne mène pas à un alignement aberrant entre les deux modalités. Le cas échéant, nous procédons ensuite à l'évaluation quantitative de l'erreur d'alignement. Toutefois, en l'absence de vérité terrain dans notre jeu de données, nous n'avons pu évaluer notre approche qu'en sélectionnant manuellement des paires de points remarquables entre les deux modalités recalées. Ainsi, nous avons demandé à deux chirurgiens ORL ayant différents niveaux d'expertise dans l'imagerie US de la cochlée de positionner six repères anatomiques dans les volumes US et μTDM après recalage. Ces repères ont été choisis pour leur capacité à être facilement identifiables dans les deux modalités. Après pointage, nous calculons l'erreur de recalage (TRE) comme la moyenne des distances entre les repères sélectionnés dans les volumes μTDM et US. Pour chacun des observateurs, nous avons reporté les différentes erreurs obtenues dans le tableau 2.1.

2.3.3.3 Résultats expérimentaux

Au total, les six jeux de données comprenant les volumes μ TDM après simulation et US après segmentation ont été recalés avec notre approche. Pour chaque échantillon, la procédure de recalage n'a duré que quelques secondes. Un exemple typique de rééchantillonnage puis fusion des données après recalage est présenté à la figure 2.18.

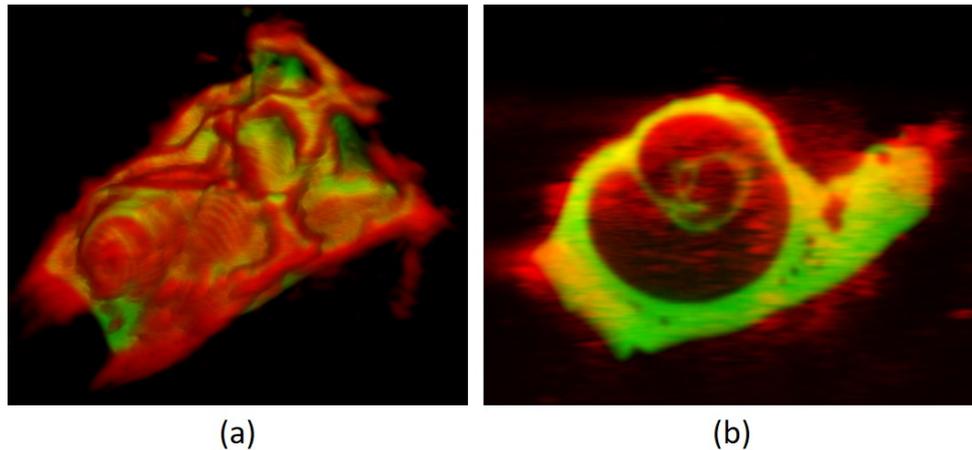


Figure 2.18 – Exemple d'alignement obtenu pour la cochlée n°6 après recalage et fusion des deux modalités (US en rouge et μ TDM en vert) : (a) rendu 3D et (b) coupe transversale.

Les erreurs de recalage les plus importantes sont obtenues sur la cochlée n°4 avec 0.32 ± 0.08 mm pour l'observateur n°1 et 0.50 ± 0.19 mm pour l'observateur n°2. À l'inverse, les erreurs de recalage les plus faibles sont obtenues sur la cochlée n°3 avec 0.17 ± 0.02 mm pour l'observateur n°1 et 0.23 ± 0.05 mm pour l'observateur n°2. En moyenne, l'erreur de recalage rapportée par l'observateur n°1 est plus faible (0.25 ± 0.04 mm) que celle rapportée par l'observateur n°2 (0.38 ± 0.10 mm). Dans l'ensemble, l'algorithme de recalage présenté atteint une TRE de 0.32 ± 0.05 mm. Les calculs et statistiques rapportés ont été réalisés à l'aide de Matlab®.

Cochlée	Observateur n°1	TRE (en mm)	
		Observateur n°2	Ensemble
1	0.25 ± 0.08	0.27 ± 0.17	0.26 ± 0.12
2	0.31 ± 0.13	0.23 ± 0.05	0.27 ± 0.10
3	0.17 ± 0.02	0.44 ± 0.30	0.32 ± 0.27
4	0.32 ± 0.08	0.50 ± 0.19	0.41 ± 0.17
5	0.18 ± 0.04	0.48 ± 0.24	0.34 ± 0.23
6	0.26 ± 0.11	0.36 ± 0.30	0.31 ± 0.22
Moyenne	0.25 ± 0.04	0.38 ± 0.10	0.32 ± 0.05

Tableau 2.1 – Erreur de recalage obtenue pour chaque échantillon à partir de repères anatomiques cochléaires

2.3.4 Analyse et discussion des résultats

Dans l'ensemble, la TRE est estimée à 0.32 ± 0.05 mm d'après le pointage réalisé par les deux chirurgiens ORL. En comparaison à d'autres travaux de recherche, l'approche proposée permet d'atteindre une plus grande précision de recalage. Pour ne citer que ces deux études, (Wein *et al.*, 2015) rapportent, en effet, une erreur de recalage de 3.7 mm sur fémur, tibia et péroné issus d'une jambe de cadavre tandis que (Pandey *et al.*, 2018) affichent une erreur de 2.44 mm sur un bassin de synthèse. L'erreur que nous avons obtenue doit cependant être interprétée au regard de la résolution spatiale des images utilisées qui, dans notre cas, s'avère largement supérieure à celles des systèmes d'acquisition des travaux que nous venons de citer, ce qui explique en partie sa faible valeur. Ainsi, ramenée à la résolution des volumes μ TDM, la TRE moyenne sur l'ensemble des échantillons anatomiques s'élève à 7.56 voxels.

Par ailleurs, l'absence de vérité terrain dans notre jeu de données suffit à remettre en cause le degré de précision revendiqué. Bien que nous ayons demandé à deux chirurgiens ORL familiers avec l'anatomie de la cochlée de participer au processus d'évaluation, les résultats rapportés à la section précédente suggèrent, en effet, que l'erreur obtenue dépend du niveau d'expertise de l'observateur impliqué dans la sélection de repères anatomiques homologues entre les deux modalités. Pour s'en convaincre, il suffit de comparer les TRE moyennes mesurées entre les deux chirurgiens. Ainsi, le chirurgien ORL n°1, qui se trouve être le plus expérimenté dans l'étude des structures cochléaires par imagerie US, présente une TRE moyenne de 0.25 ± 0.04 mm, largement inférieure à celle du chirurgien ORL n°2 estimée à 0.38 ± 0.10 mm.

Il convient toutefois de garder à l'esprit que l'objectif premier de ce travail n'est pas de fournir un recalage précis mais d'étudier la faisabilité de l'utilisation de l'échographie comme modalité peropératoire pour la navigation du système auditif. En nous appuyant sur les résultats obtenus à la section précédente, nous confirmons donc que l'imagerie US de l'oreille interne présente suffisamment d'information pour permettre un recalage effectif avec un volume TDM préopératoire à partir du seul contenu des images acquises. En fusionnant les deux modalités après recalage, nous pouvons alors naviguer au sein de la cochlée, c'est-à-dire localiser avec précision l'intégralité des structures visibles à l'imagerie préopératoire dans le repère des données peropératoires et, sous réserve d'une calibration du système d'acquisition US, dans le référentiel de la salle d'opération. En effet, comme le montre la figure 2.19, l'imagerie US ne permet de visualiser que les parties anatomiques les plus denses et les plus larges due à la distortion causée par la capsule otique. Dans notre cas, seul le modiulus est visible dans les différents échantillons. Au contraire, la TDM fournit une représentation volumique des cochlées dans laquelle les rampes vestibulaire et tympanique sont facilement identifiables. Ainsi, grâce à la fusion des données, il est possible d'identifier lesdites rampes dans les images US et par conséquent de les localiser en peropératoire (Fig. 2.19(II)). Il en est de même pour la membrane basilaire qui bien qu'absente des images préopératoires peut être située en considérant une autre structure d'intérêt visible dans le volume TDM à savoir la lame spirale osseuse. Cette dernière consiste en une extension osseuse triangulaire du modiulus qui est un des points de départ de la membrane en question. En se référant à la pointe de cette structures, il est donc également possible de déduire la localisation de la membrane

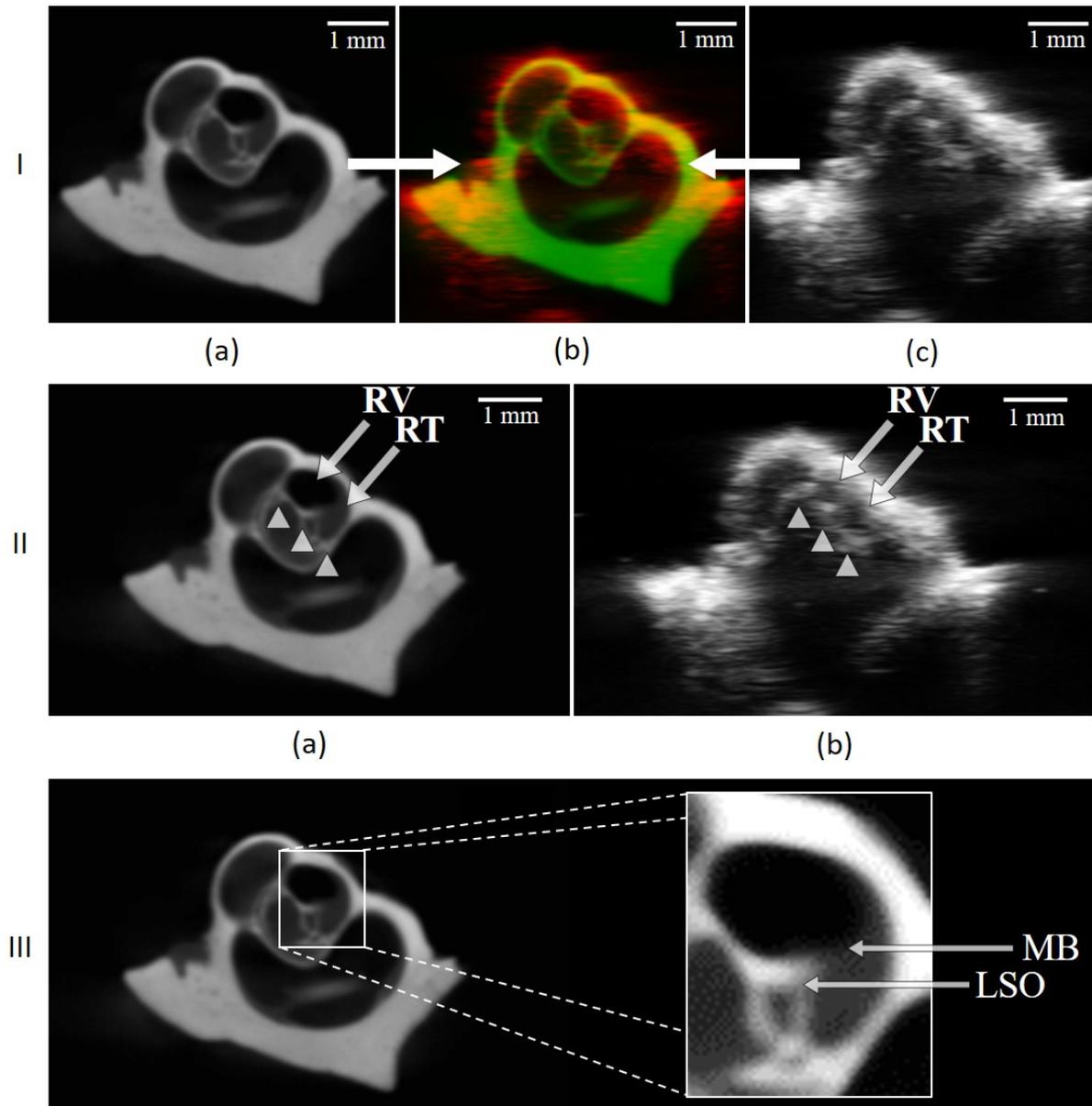


Figure 2.19 – Cochlée n°1 : I. Fusion des deux modalités après recalage : (a) coupe μ TDM après recalage ; (b) coupes US (rouge) et μ TDM (vert) fusionnées ; (c) coupe US native. II. Visualisation et identification des structures internes : modiolus (triangles blancs), rampes vestibulaire (RV) et tympanique (RT) depuis l'image μ TDM après recalage (a) et l'image US correspondante (b). III Visualisation de la lame spirale osseuse (LSO) permettant de déduire la localisation de la membrane basilaire (MB).

basilaire dans les images TDM (Fig. 2.19(III)) et par recalage dans les images US.

2.4 Conclusion

Dans la première partie de chapitre, nous avons introduit les concepts inhérents aux GMCAO puis présenté les différentes solutions technologiques existantes appliquées à la chirurgie otologique selon trois catégories : les PSI, les stations de navigation et

enfin les robots chirurgicaux. Cet état de l'art nous a permis de mieux situer chacun des systèmes au regard des enjeux actuels et futurs de l'implantation cochléaire.

En sont ressorties trois spécifications qui composent le cahier des charges pour le développement d'un système d'assistance à l'implantation cochléaire minimalement invasive qui concernent : (1) la fonctionnalité du dispositif envisagé (**navigation des instruments par rapport aux structures anatomiques**), (2) la précision (**erreur de positionnement inférieure à 0.5 ou 1 mm selon la zone de travail**) et (3) la nature du recalage (**recalage intrinsèque non-invasif compatible avec les contraintes du bloc opératoire**). Par "compatible", nous entendons que la solution envisagée doit être économique, disponible, facilement introduisible en salle d'opération, non-irradiante, etc.

En l'absence de système de GMCAO permettant de satisfaire ces trois spécifications, nous avons proposé dans la seconde partie de ce chapitre d'introduire une nouvelle modalité d'imagerie peropératoire jusqu'ici très peu explorée dans le cadre de la chirurgie ORL à savoir l'échographie. Afin d'évaluer la pertinence de cette approche pour la navigation chirurgicale, nous avons ensuite réalisé une étude de faisabilité sur des cochlées de cochons d'Inde qui présentent une forte similarité avec le modèle humain. Malgré des résultats tout à fait encourageants, notre approche se veut relativement simple et n'est pas applicable sur des données issues des modalités utilisées en clinique. En effet, la sonde US que nous avons utilisée présente des dimensions incompatibles avec une acquisition peropératoire non-invasive du système auditif ainsi qu'une haute fréquence d'imagerie (40MHz) qui est, en générale, restreinte aux acquisitions sur petit animal. Pour l'imagerie préopératoire, nous avons eu recours à la μ TDM qui, bien que permettant de bénéficier d'une meilleure résolution spatiale que la TDM conventionnelle, n'est pas applicable sur patient. La mesure de similarité entre les volumes étudiés est, par ailleurs, basée sur la corrélation croisée normalisée qui, appliquée à des images binaires, vise à maximiser la superposition à la fois des voxels noirs et blancs alors que l'information utile est limitée aux seuls voxels blancs.

Dans les prochains chapitres, nous contribuons à la résolution des problématiques liées aux aspects algorithmiques (Chapitre 3) et matériels (Chapitre 4) que nous venons d'évoquer en proposant une procédure de recalage US / TDM adaptée à une application clinique et en introduisant une nouvelle sonde écho-endoscopique compatible avec l'imagerie peropératoire non-invasive du système auditif. Une attention toute particulière sera portée au respect de la contrainte en précision du cahier des charges en établissant un protocole d'évaluation de l'erreur se voulant le plus objectif possible.

3

Méthode de recalage d'images échographique / tomодensitométrie adaptée à la navigation de l'os temporal

L'utilisation peropératoire de l'imagerie échographique s'inscrit dans la suite logique de l'évolution des systèmes de GMCAO vers des procédures moins invasives. Toutefois, l'aide au geste pour l'implantation cochléaire minimalement invasive se doit de respecter un certain nombre de contraintes (Section 2.2.3). Dans ce contexte, ce chapitre s'intéresse à développer et valider une procédure de recalage US / TDM intrinsèque iconique permettant de satisfaire une erreur de recalage inférieure au millimètre. La section 3.2 introduit une nouvelle méthode de recalage basée sur la simulation itérative d'images échographiques à partir d'un volume acquis par tomодensitométrie à faisceau conique. La recherche de la transformation optimale entre les deux modalités s'effectue en deux phases : une recherche globale à partir d'un algorithme d'optimisation stochastique suivie d'un affinement de la solution estimée par une méthode de descente de gradient. Face à une forte contrainte en précision, un nouveau protocole est également proposé à la section 3.3 pour la génération d'un recalage de référence qui servira de vérité de terrain pour l'étape de validation expérimentale sur pièces cadavériques présentée à la section 3.4. Celui-ci repose sur l'utilisation de marqueurs réalisés par fabrication additive qui sont visibles dans les deux modalités US et TDM. Enfin, nous concluons dans la section 3.5 quant à l'approche étudiée ainsi qu'aux perspectives à venir en vue d'une application clinique.

Sommaire

3.1	Introduction	65
3.2	Procédure de recalage basée sur la simulation itérative d'images US à partir d'un volume TDM	66
3.2.1	État de l'art	66
3.2.2	Simulation de la surface osseuse	68
3.2.3	Procédure de recalage	71
3.3	Protocole de génération du recalage de référence	75
3.3.1	Limites des méthodes de génération du recalage de référence issues de l'état de l'art	76
3.3.2	Élaboration d'un nouveau protocole pour l'estimation du recalage de référence	77

3.4	Validation expérimentale	80
3.4.1	Acquisitions des données US / TDM	80
3.4.2	Évaluation des modélisations surfaciques implémentées	82
3.4.3	Évaluation des performances du recalage	92
3.4.4	Discussion	96
3.5	Conclusion	97

3.1 Introduction

En comparaison à l'imagerie TDM conventionnelle, l'échographie offre une modalité sans danger car non-ionisante dont l'usage est largement répandu dans les structures médicales. Par ailleurs, son faible coût, aussi bien d'achat que d'utilisation, sa grande manipulabilité ainsi que son aspect temps-réel sont autant d'avantages qui en font une technique d'imagerie adaptée à une utilisation en salle d'opération. Aussi, bien qu'initialement prévue pour les procédures de diagnostic, l'imagerie US s'est rapidement imposée dans le domaine de la navigation chirurgicale (Chen *et al.*, 2012) comme alternative non-invasive aux fiduciaires ostéo-implantés pour le recalage des données préopératoires. Son champ d'application s'étend aujourd'hui à de nombreuses spécialités allant de la chirurgie orthopédique (Chen *et al.*, 2005, Yan *et al.*, 2011) à la neurochirurgie (Prada *et al.*, 2014) en passant la laparoscopie (Shen *et al.*, 2020) ainsi que les interventions cardiaques (Huang *et al.*, 2009) et digestives (Langø *et al.*, 2012). À notre connaissance, son utilisation pour la navigation de l'os temporal n'a toutefois jamais été rapportée. Au vu des dimensions des structures critiques qui dominent la base latérale du crâne (Section 1.1), l'absence de systèmes de navigation basés US pour ce type de chirurgie s'explique en partie par le manque de précision des procédures de recalage US / TDM mais également par l'absence de sonde adaptée à l'imagerie peropératoire minimalement invasive de l'os temporal. Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent (Section 2.2.3), la marge d'erreur maximale pour la navigation de l'os temporal s'élève à 1 mm au niveau des oreilles externe et moyenne et à 0.5 mm pour l'oreille interne. Or le recalage entre les données pré et peropératoires avec une erreur inférieure au millimètre s'avère particulièrement complexe à réaliser et fait actuellement toujours l'objet de recherches intensives. S'il est vrai que l'étape de recalage ne constitue pas la seule source d'erreur de navigation (calibration des instruments, systèmes de suivi, etc.) (Avrunin *et al.*, 2015), il convient toutefois de rappeler qu'une navigation chirurgicale précise passe nécessairement par un recalage précis des données pré et peropératoires (Fitzpatrick, 2010). En ce sens, l'erreur de recalage peut donc être perçue comme la limite inférieure en précision atteignable par un système de navigation.

Dans ce chapitre, nous proposons donc de développer une procédure de recalage basée échographie présentant une erreur de recalage inférieure au millimètre. Afin de permettre la comparaison du contenu des images issues des deux modalités, nous nous appuyons sur la simulation itérative de la surface osseuse du modèle préopératoire supposée visible à l'échographie. L'originalité de l'approche proposée réside également dans le processus de recherche de la transformation de recalage optimale que nous effectuons en deux phases séquentielles : une recherche globale par essais particuliers suivie d'une recherche locale plus fine par une méthode de descente de gradient. Afin de saisir au mieux la complexité du contexte anatomique de l'os temporal humain, la procédure en question est validée sur des échantillons cadavériques. Enfin, l'étape de validation se base sur un recalage de référence pour permettre une mesure objective de l'erreur de recalage. Ce travail expérimental constitue, à notre sens, un étape nécessaire au développement d'un système de navigation adapté à la chirurgie de l'os temporal.

Dans ce chapitre, nous faisons le choix d'utiliser l'imagerie TDM à faisceau

conique (CBCT) comme modalité préopératoire pour le recalage avec les données échographiques. Comme nous avons pu le voir à la section 2.3.1, celle-ci constitue aujourd'hui la modalité de référence pour la vérification postopératoire de la bonne insertion des implants cochléaires et son utilisation nous apparaît tout à fait indiquée pour l'imagerie de l'os temporal. Il est à noter que la procédure développée reste toutefois valable sur des volumes obtenus par TDM conventionnelle. Afin de rester le plus général possible, nous désignons donc par TDM, dans la suite du chapitre, l'ensemble des techniques d'imagerie regroupant la TDM conventionnelle et la TDM à faisceau conique.

3.2 Procédure de recalage basée sur la simulation itérative d'images US à partir d'un volume TDM

3.2.1 État de l'art

Les premiers travaux portant sur le recalage US / TDM se sont tout d'abord focalisés sur des approches géométriques basées surface nécessitant la segmentation manuelle de la surface osseuse des images US généralement représentée sous la forme de nuages de points (Barratt *et al.*, 2005). Bien que pertinent, ce type de stratégie mène le plus souvent à une augmentation non négligeable du temps d'intervention introduite par la nécessité de segmenter manuellement les données US. À titre d'exemple, dans (Carrat *et al.*, 2000), les auteurs ont rapporté une augmentation du temps de chirurgie de 25 minutes incluant les étapes d'acquisition, de segmentation et de recalage appliquée à la chirurgie du bassin à partir de nuages de points. Aussi, de nombreux efforts de recherche ont été investis dans l'automatisation de la segmentation osseuse. Le plus souvent, ces tentatives d'automatisation se traduisent toutefois par une erreur de recalage supérieure au millimètre comme dans (Rasoulouian *et al.*, 2010) où il a été proposé d'utiliser la programmation dynamique pour extraire automatiquement la surface osseuse des données US permettant ainsi d'obtenir une TRE de 2.47 mm sur des vertèbres de synthèse.

La littérature fait tout de même état de plusieurs travaux s'appuyant sur la segmentation automatique des images US qui présentent d'une erreur de recalage US / TDM inférieure au millimètre. Ainsi, dans (Hacihaliloglu *et al.*, 2012), les auteurs ont proposé une méthode de recalage pour la chirurgie du bassin permettant d'atteindre une TRE de 0.77 mm en représentant les surfaces extraites des données pré et peropératoires par des modèles de mélanges gaussiens. Plus récemment, les auteurs dans (Salehi *et al.*, 2017) ont rapporté une erreur de recalage inférieure au millimètre en segmentant la surface osseuse des données US à l'aide d'un réseau de neurones convolutifs. Néanmoins, selon la métrique utilisée, l'erreur de recalage passe de moins de 1 mm à plus de 2 mm. Malgré les résultats présentés dans (Hacihaliloglu *et al.*, 2012, Salehi *et al.*, 2017), la segmentation automatique des images US demeure une étape particulièrement complexe à mettre en oeuvre des données anatomiques. Aussi, comme nous le verrons dans la suite, les erreurs rapportées dans la littérature doivent être prises avec précaution.

À l'inverse, les méthodes de recalage iconiques fournissent une approche libre de toute segmentation en comparant directement les niveaux de gris entre les images étudiées. Dans le cas d'un recalage multimodal US / TDM pour lequel les modalités d'imagerie reposent sur des principes physiques bien distincts, cette comparaison nécessite l'introduction de nouvelles mesures de similarité. Dans (Penney *et al.*, 2006), les auteurs proposent une méthode de recalage pour la chirurgie orthopédique basée sur la corrélation croisée appliquée à des images de probabilité générées à partir de volumes US et TDM. Ces images représentent la probabilité pour chaque voxel d'appartenir à une interface osseuse. Leur génération passe cependant par une segmentation manuelle préalable des structures osseuses dans les deux modalités. Dans (Yan *et al.*, 2011), les auteurs se sont ramenés à un problème monomodal pour le recalage iconique d'images de vertèbres en simulant les surfaces osseuses issues des volumes US et TDM et ont ainsi réussi à atteindre une TRE de 0.94 mm. Comme nous avons pu le voir au chapitre précédent (Section 2.3.2.1), d'autres approches de simulation de la surface osseuse contenue dans le volume TDM ont également été proposées dans (Brendel *et al.*, 2002, Winter *et al.*, 2008, Gill *et al.*, 2012) afin d'améliorer la mise en correspondance avec les données US natives pour la chirurgie du rachis. Toutefois, seuls les auteurs dans (Winter *et al.*, 2008) sont parvenus à obtenir une TRE inférieure au millimètre sur des données cliniques.

La pertinence des performances rapportées, qu'il s'agisse d'une méthode recalage US / TDM géométrique ou iconique, doit cependant être interprétée au regard du protocole de validation expérimentale mis en place. Ainsi, en l'absence d'un standard de recalage pour une validation sur données cliniques, les auteurs dans (Hacihaliloglu *et al.*, 2012) ne rapportent une erreur submillimétrique, évaluée par rapport à une vérité de terrain, que dans le cas d'une évaluation sur fantôme. Or, la précision du recalage mesurée sur fantôme se situe, en général, en deçà de celle qu'il est possible d'obtenir sur des données proches du contexte opératoire. Ainsi, dans (Yan *et al.*, 2011) où une vérité de terrain est générée, la TRE se situe en dessous de 0.94 mm sur fantôme et atteint 1.6 mm sur échantillon animal. Enfin, la vérité de terrain utilisée dans (Winter *et al.*, 2008) pour l'évaluation de l'erreur de recalage est obtenue en appliquant cinquante fois l'algorithme de recalage présenté par les auteurs. Par définition, la vérité de terrain générée correspond donc au recalage optimal qui ne permet non pas de mesurer la précision mais la répétabilité de la méthode proposée.

Comme nous venons de le voir, la littérature actuelle ne permet pas de satisfaire simultanément une précision de recalage supérieure au millimètre évaluée sur des échantillons anatomiques ou des données cliniques à partir d'un recalage de référence. Si certains travaux parviennent à remplir plusieurs d'entre eux, l'absence de vérité de terrain justifie, selon nous, à remettre en question le protocole de validation expérimentale mis en place. Dans cette perspective, l'étude proposée dans (Gill *et al.*, 2012), basée sur la simulation itérative d'images US à partir d'un volume TDM pour recalage osseux présentée plus en détail à la section 3.2.3, offre un point de départ intéressant. En effet, l'étude rapporte sur cadavre animal une erreur de recalage proche du millimètre, mesurée relativement à un recalage de référence généré à l'aide de repères artificiels. Par rapport aux autres techniques de l'état de l'art, l'erreur rapportée dans (Gill *et al.*, 2012) est par ailleurs assez faible (1.25 mm) au regard de la résolution du volume TDM préopératoire (0.70 mm \times 0.70 mm \times 0.625 mm). Il nous semble donc raisonnable de penser que celle-ci pourrait être réduite en ayant recours pour la phase d'acquisition

préopératoire à l'imagerie TDM dont la résolution spatiale peut atteindre $0.15 \text{ mm} \times 0.15 \text{ mm} \times 0.15 \text{ mm}$ (Miracle et Mukherji, 2009b).

Cependant, le temps d'exécution de plus de 10 minutes que requiert cette approche entre en conflit avec notre motivation principale pour l'élaboration d'une aide au geste chirurgical, à savoir la réduction du temps d'opération. Bien que le temps de recalage doit être rapporté au gain de temps sur la chirurgie permis par les GMCAO, notre objectif consiste à réduire au minimum la durée de recalage des données peropératoires afin, par extension, de réduire au minimum la durée de l'intervention chirurgicale. Dans toute procédure de recalage, la principale source de calculs réside dans l'évaluation de la mesure de similarité. Celle présentée dans (Gill *et al.*, 2012) ne déroge pas à la règle. Leur mesure s'appuie sur le critère de corrélation linéaire introduit dans (Wein *et al.*, 2007, Wein *et al.*, 2008) dont l'évaluation exploite l'intégralité des voxels superposés entre les images US et celles issues du processus de simulation. Ce type de comparaison entre les images à recaler se justifie lorsque l'information anatomique visible à l'US ne se limite pas à la seule surface de l'os. Néanmoins, dans notre cas, l'imagerie du système auditif à travers la membrane tympanique comporte principalement des structures osseuses (Section 1.1). Une solution permettant de réduire de manière significative le temps de calcul serait donc de construire une mesure de similarité s'appuyant uniquement sur la surface osseuse contenue dans le volume TDM estimée visible à l'échographie comme présentée dans (Winter *et al.*, 2008) pour la chirurgie du rachis. Cette combinaison des techniques de recalage nous semble d'autant plus pertinente que le processus itératif de simulation proposée dans (Gill *et al.*, 2012) suffit à compenser le manque de précision dont souffre la méthode de simulation développée dans (Winter *et al.*, 2008) dans l'estimation de l'orientation de la sonde virtuelle par rapport à l'anatomie du patient.

3.2.2 Simulation de la surface osseuse

Comme nous venons de le voir, la simulation de la surface osseuse supposée visible à l'échographie peut être perçue comme une adaptation de l'information contenue dans l'imagerie TDM. Celle-ci constitue de fait une étape nécessaire à l'application d'une méthode de recalage iconique permettant de s'affranchir de la segmentation des données peropératoires. Par conséquent, la précision du recalage des surfaces osseuses dépend directement de la cohérence du processus de simulation. Bien que simplifiée par rapport à (Gill *et al.*, 2012), la méthode que nous proposons s'attache à reproduire le plus fidèlement possible la réalité d'acquisition tout en bénéficiant de la simplicité de traitement offerte par la technique introduite dans (Brendel *et al.*, 2002). Pour ce faire, celle-ci s'articule autour de grandes étapes. La première consiste à détecter l'interface osseuse du volume TDM exposée à l'imagerie US en projetant, depuis une sonde virtuelle, des rayons modélisant les ondes US générées au moment de l'acquisition. Pour chaque rayon projeté ayant percuté l'interface osseuse, la seconde étape consiste alors à modéliser la surface osseuse sous la forme d'une "couche" dont l'épaisseur et la complexité de représentation varient selon le degré de réalisme du modèle choisi.

3.2.2.1 Détection de l'interface osseuse par projection de rayons US virtuels

L'objectif premier de notre technique consiste à déterminer dans le volume TDM l'interface entre l'arrière-plan de l'image et la structure osseuse supposée visible à l'échographie. Pour ce faire, nous extrayons tout d'abord le volume osseux contenu dans les données préopératoires à l'aide d'une méthode de segmentation par seuillage. Dans le cas d'une acquisition par TDM conventionnelle, l'échelle Hounsfield (HU) fournit une description des niveaux de gris de l'image obtenue permettant de distinguer les différents matériaux imagés selon leur densité. Cette échelle ne s'applique cependant pas à l'imagerie TDM qui, pour un même tissu, fournit des valeurs HU différentes selon sa localisation au sein du volume scanné (De Vos *et al.*, 2009). Par conséquent, la valeur du seuil de segmentation devra être fixée de manière expérimentale comme nous le verrons plus loin dans le chapitre (Section 3.4.2.2).

Une fois le volume osseux extrait, la surface estimée visible à l'échographie dépend de la direction de propagation des ondes US. Nous appliquons alors la méthode de "ray-casting" introduite dans (Brendel *et al.*, 2002) qui consiste en la projection de rayons modélisant les ondes US générées à l'acquisition afin de percuter la surface osseuse représentative de l'imagerie US. Dans un souci de rester le plus cohérent possible avec la réalité d'acquisition, nous considérons également la géométrie de la sonde dans la détermination de la direction des rayons projetés. Nous retrouvons la prise en compte de la géométrie d'acquisition dans (Yan *et al.*, 2011) pour la projection des rayons US ainsi que dans (Wein *et al.*, 2008, Gill *et al.*, 2012) où la direction de propagation des ondes est intégrée aux équations permettant de générer les images US à partir d'un volume TDM. Ainsi, nous obtenons une méthode de simulation différente selon que la sonde utilisée est linéaire (Fig. 3.1(a)) ou convexe (Fig. 3.1(b)). En l'absence de précisions sur la méthode de projection des rayons US virtuels dans les travaux présentés, nous avons choisi d'implémenter l'algorithme optimisé de tracé de segment de Bresenham (Bresenham, 1965) qui permet une minimisation du temps de calcul pour cette étape de traitement.

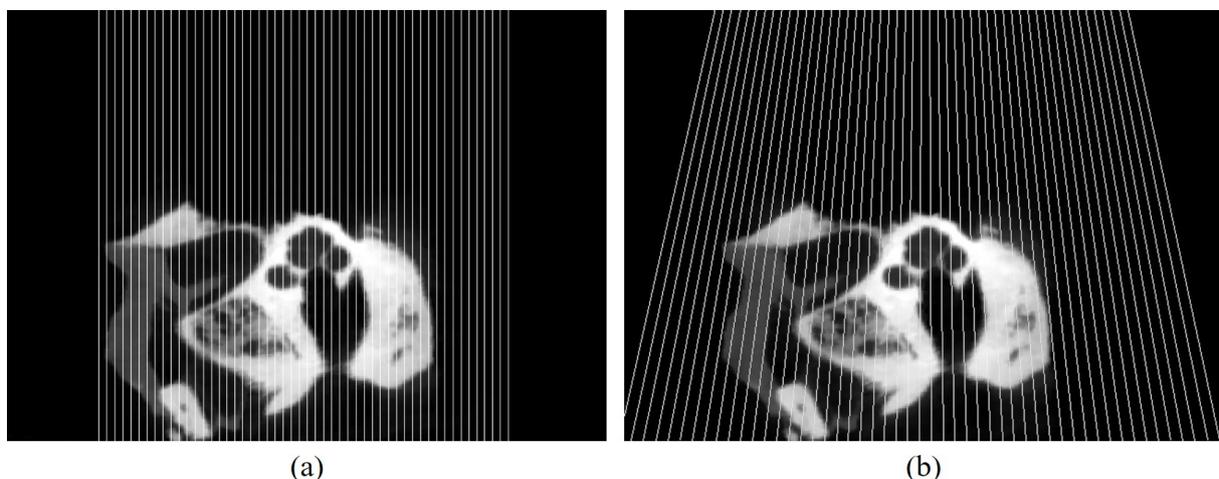


Figure 3.1 – Stratégies de propagation des rayons US virtuels en fonction de la géométrie de la sonde échographique : (a) linéaire et (b) convexe.

3.2.2.2 Modélisation de la surface osseuse

La seconde étape non séquentielle de la simulation consiste en la modélisation de l'information surfacique de la structure osseuse. Par surface, nous entendons toute couche surfacique de la structure osseuse étudiée qui peut présenter une épaisseur allant de un à plusieurs voxels. Dans les travaux (Brendel *et al.*, 2002, Winter *et al.*, 2008), cette dernière se restreint à une surface présentant une épaisseur limitée à un unique voxel. Cette stratégie souffre cependant d'un manque de cohérence spatiale avec les volumes US natifs pour lesquels la surface imagée s'étend sur plusieurs voxels. À notre sens, une alternative plus réaliste qui permettrait d'améliorer la correspondance spatiale entre les volumes TDM-simulé et US est de considérer le phénomène d'atténuation qui prévaut dans le cas de l'imagerie US de structures osseuses. Ainsi, l'information surfacique obtenue ne se limite non plus à un unique voxel en profondeur mais consiste en une couche de voxels dont les intensités décroissent à mesure que les rayons US virtuels pénètrent dans la structure osseuse. À notre connaissance, la prise en compte du phénomène d'atténuation combinée à la projection de rayons US virtuels n'a jamais été explorée dans la littérature correspondante. Cependant, nous retrouvons dans (Gill *et al.*, 2012) l'intégration de l'atténuation des ondes US dans les équations régissant la formation de coupes US à partir d'un volume TDM. Afin d'intégrer ce phénomène dans notre travail, nous nous appuyons sur la loi exponentielle caractéristique de la propagation des ondes US dans différents milieux décrite dans (Szabo, 2004, p. 73) qui fait intervenir la profondeur de pénétration p et la fréquence f de la sonde US utilisée :

$$I_{atténuation}(p) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot f^\beta \cdot p) \quad \text{pour } p \geq 0 \quad (3.1)$$

Ici, α et β désignent des constantes dont la valeur dépend du tissu imagé. Dans notre cas, $\alpha = 3.54 \text{ dB} \cdot \text{MHz}^{-\beta} \cdot \text{cm}^{-1}$ et $\beta = 0.9$ pour l'os (Szabo, 2004, p. 535). La constante I_0 représente quant à elle l'intensité en terme de niveau de gris de l'onde US virtuelle au niveau de l'interface de la structure osseuse qui constitue, par ailleurs, l'origine en profondeur $p = 0$. Afin de soulager la lecture du chapitre, la description détaillée de la modélisation de la surface osseuse avec atténuation est laissée en annexe A.



Figure 3.2 – Modélisations (a) basique et (b) avec atténuation de la surface osseuse supposée visible à l'échographie.

Toutefois, l'augmentation du réalisme de la modélisation surfacique n'est pas sans conséquence. Comme le montre la figure 3.2, celle-ci se traduit par un nombre de voxels de surface largement supérieur à celui issu de l'approche développée dans (Brendel *et al.*, 2002) qui revient donc à augmenter de manière significative le coût calculatoire de la mesure de similarité. Gardant à l'esprit un temps de recalage relativement faible nécessaire à une intégration au bloc opératoire, nous comparons plus loin (Section 3.4.2) les performances de chacune des méthodes de simulation que nous venons de décrire afin de sélectionner la plus adaptée à notre besoin. Dans la suite de ce chapitre, nous désignons les modèles de simulation résultant en une surface limitée à un voxel d'épaisseur et celui prenant en compte le phénomène d'atténuation sous les termes respectifs de *modèle basique* (Fig. 3.2(a)) et *modèle avec atténuation* (Fig. 3.2(b)).

3.2.3 Procédure de recalage

Comme nous l'avons déjà mentionné en fin d'introduction, la procédure sur laquelle nous basons nos travaux s'inspire de la méthode présentée dans (Gill *et al.*, 2012) qui consiste à simuler et recaliter itérativement la surface osseuse extraite du volume TDM avec le volume US natif. L'intérêt de cette approche itérative réside dans le fait qu'elle permet de compenser le manque de précision dans l'estimation initiale de l'orientation de la sonde virtuelle par rapport au patient. Notre procédure de recalage diffère cependant de celle présentée dans (Gill *et al.*, 2012) au niveau de la méthode de simulation que nous avons décrite à la section précédente. Celle-ci s'articule notamment autour de trois étapes que sont le **rééchantillonnage**, la **simulation** d'images US à partir du volume TDM et le **recalage** avec les données US natives.

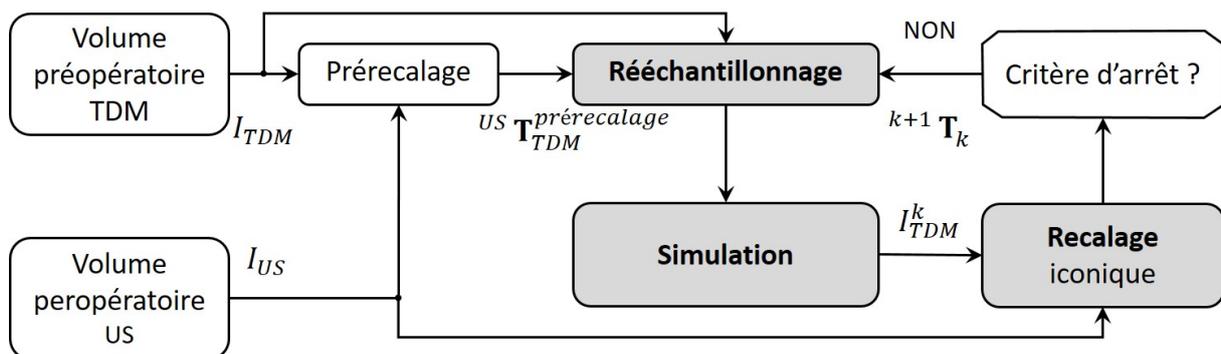


Figure 3.3 – Schéma présentant le principe général de la procédure de recalage proposée.

Dans un premier temps, nous rééchantillonnons le volume TDM natif suivant une transformation de prérecalage que nous déterminons manuellement à l'aide de points remarquables entre les modalités US et TDM. Ensuite, nous simulons la surface osseuse du volume TDM rééchantillonné puis calculons la transformation permettant de maximiser la superposition de la surface simulée avec le volume US natif par une méthode de recalage iconique. Enfin, nous actualisons la modélisation surfacique osseuse en prenant pour transformation de rééchantillonnage du volume TDM natif la composée des transformations de recalage et de prérecalage. Comme il s'agit d'un processus itératif, ces étapes sont répétées jusqu'à rencontrer un critère d'arrêt sur lequel nous reviendrons plus loin dans la section. La procédure est résumée dans le schéma

(Fig. 3.3).

Afin de formaliser plus rigoureusement notre approche, nous représentons les images 3D, codées sur 8 bits, associées aux volumes US et TDM par les applications respectives $I_{US} : \Omega_{US} \rightarrow \mathbb{N} \cap [0, 255]$ et $I_{TDM} : \Omega_{TDM} \rightarrow \mathbb{N} \cap [0, 255]$. Comme nous travaillons sur l'espace physique des images 3D, les supports Ω_{US} et Ω_{TDM} correspondent ici à des sous-ensembles de \mathbb{R}^3 . Dès lors, la procédure de recalage que nous proposons peut s'écrire sous la forme d'un système de suites récurrentes :

$$\begin{cases} {}^{k+1}\mathbf{T}_k &= \arg \max_{\mathbf{T}} m(I_{US}, I_{TDM}^k, \mathbf{T}) \\ I_{TDM}^k &= s({}^k\mathbf{T}_{k-1} \circ \dots \circ {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{prérecalage}} \circ I_{TDM}) \end{cases} \quad (3.2)$$

La première ligne de ce système représente l'étape de recalage qui consiste à maximiser une mesure de similarité m faisant intervenir le volume US natif I_{US} , la modélisation surfacique actuelle I_{TDM}^{k-1} ainsi qu'une transformation \mathbf{T} à optimiser. À l'exception de ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{prérecalage}}$ qui correspond à la transformation permettant d'exprimer les données TDM dans le repère du volume US après prérecalage, chaque ${}^{k+1}\mathbf{T}_k$ représente la transformation optimale permettant de maximiser m à l'itération k de la procédure de recalage. La seconde ligne correspond à l'actualisation de la modélisation surfacique I_{TDM}^k à partir du volume TDM natif I_{TDM} . Celle-ci est réalisée en composant les différentes transformations obtenues à chaque itération puis en appliquant une des méthodes de simulation s définies précédemment.

Dans notre cas, la mesure de similarité m s'inspire de celle développée dans (Brendel et al., 2002, Winter et al., 2008) pour la modélisation surfacique basique. Afin de présenter une version qui soit également compatible avec la modélisation surfacique avec atténuation, nous proposons d'inclure dans m une pondération des niveaux de gris des voxels de I_{US} avec les valeurs d'intensités des voxels superposés de I_{TDM}^k :

$$m(I_{US}, I_{TDM}^k, \mathbf{T}) = \frac{\sum_{\vec{x} \in \Omega_{\text{recalage}}^k} I_{US}(\mathbf{T} \cdot \vec{x}) \cdot I_{TDM}^k(\vec{x})}{255^2 \cdot |\Omega_{\text{recalage}}^k|} \quad (3.3)$$

où \mathbf{T} désigne la transformation à optimiser et $\Omega_{\text{recalage}}^k$ correspond à l'ensemble des points \vec{x} sur l'ensemble de définition Ω_{TDM}^k du modèle simulé actuel I_{TDM}^k pour lesquels les valeurs de gris sont non nulles : $\Omega_{\text{recalage}}^k = \{\vec{x} \in \Omega_{TDM}^k \mid I_{TDM}^k(\vec{x}) \neq 0\}$. Sachant que les images I_{US} et I_{TDM} se limitent à des structures osseuses qui sont supposées ne pas se déformer entre les phases d'acquisition pré et peropératoire, T consiste ici en une transformation rigide 3D. Ainsi, l'espace de recherche comporte six paramètres à optimiser : trois rotations et trois translations (une pour chaque direction). Dans l'image I_{US} , les niveaux de gris associés aux points de $\Omega_{\text{recalage}}^k$ obtenus après application de la transformation T sont déterminés par interpolation trilineaire qui fournit un bon compromis entre qualité de reconstruction et temps de calcul (Thévenaz et al., 2000). Le dénominateur permet de normaliser l'expression afin que la mesure de similarité soit toujours comprise en 0 et 1, ce qui, pour notre application, présente un intérêt pour la définition du critère de convergence (Éq. 3.5).

Par ailleurs, la formulation de la mesure de similarité avec pondération des niveaux de gris des voxels US (Éq. 3.3) permet d'accorder une plus grande importance à l'alignement des voxels situés en superficie de la modélisation surfacique I_{TDM}^k qu'à

celui des autres voxels. Bien que ces derniers aident à renforcer la cohérence spatiale entre les deux modalités, leur importance décroît de manière exponentielle avec la profondeur (Éq. 3.1).

Cette mesure de similarité présente l'avantage d'être compatible avec les deux modélisations de la surface osseuse décrites précédemment. Toutefois, dans le cas du modèle surfacique basique, l'information contenue dans I_{TDM}^k se limite à deux niveaux d'intensité : 255 pour la surface osseuse et 0 pour l'arrière-plan, ce qui permet de simplifier l'équation 3.3 de la façon suivante :

$$m(I_{US}, I_{TDM}^k, \mathbf{T}) = \frac{\sum_{\vec{x} \in \Omega_{recalage}^k} I_{US}(\mathbf{T} \cdot \vec{x})}{255 \cdot |\Omega_{recalage}^k|} \quad (3.4)$$

Cette écriture réduit donc le coût calculatoire par rapport à l'expression 3.3. Aussi, selon le modèle surfacique choisi à la section 3.4.2, notre procédure de recalage s'appuiera sur la mesure de similarité définie à l'équation 3.3 pour le modèle avec atténuation ou l'équation 3.4 pour le modèle basique.

Afin de déterminer la transformation de recalage optimale ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{opt}$, nous avons opté pour une stratégie de recherche en deux phases que nous pouvons comparer à une approche macro / micro (Fig. 3.4). Dans un premier temps, nous réalisons une recherche globale (macro) reposant sur la combinaison du recalage multi-simulations (itératif) résumé aux figure 3.3 et équation 3.2 avec une méthode d'optimisation globale. Cette première phase permet de localiser la solution globale mais sans nécessairement l'atteindre avec précision. Aussi, dans un second temps, nous proposons d'affiner la recherche (micro) autour de la solution globale estimée à l'étape précédente ${}^{macro}\mathbf{T}_{prérecalage}$ à l'aide d'un algorithme d'optimisation par descente de gradient. Nous notons ${}^{micro}\mathbf{T}_{macro}$ la transformation obtenue en sortie de cette second phase.

Concernant la recherche globale, nous utilisons un algorithme d'optimisation par essais particuliers (*Particle Swarm Optimisation* (PSO) en anglais) (Kennedy et Eberhart, 1995), qui consiste en un algorithme de recherche stochastique dont la progression vers l'optimum global s'effectue de manière itérative. Contrairement aux méthodes plus classiques par descente de gradient, le PSO ne nécessite pas que la fonction de coût soit différentiable, qui correspond ici à la mesure de similarité m . Cette caractéristique, qui s'étend plus généralement aux métaheuristiques, en fait une méthode particulièrement adaptée à la résolution de problèmes d'optimisation difficiles (Garcia-Gonzalo et Fernandez-Martinez, 2012), ce qui est généralement le cas des problèmes de recalage multimodaux. Le choix du PSO a été également motivé par la disponibilité de l'algorithme dans l'environnement de développement que nous avons utilisé. Bien entendu, il aurait également été possible d'utiliser d'autres algorithmes d'optimisation globaux qui auraient néanmoins nécessité du temps de développement supplémentaire.

Pour chaque recalage de la surface osseuse I_{TDM}^k avec $k \geq 0$, la recherche par PSO de la transformation optimale ${}^{k+1}\mathbf{T}_k$ permettant de maximiser m est stoppée au bout de 100 itérations. Cette valeur a été déterminée de manière expérimentale afin de fournir un compromis entre le temps de calcul et la recherche de la solution globale, ce qui nous a permis de limiter le temps total d'exécution de la procédure de recalage macro / micro à une trentaine de secondes (Section 3.4.3.2).

La phase de recalage itérative multi-simulations, quant à elle, se poursuit jusqu'à convergence de la modélisation surfacique que nous considérons atteinte lorsque le critère c_k passe en-dessous de 1 %. Cette valeur a été fixée de manière expérimentale afin de garantir un temps raisonnable d'exécution de la procédure de recalage. De manière plus concrète, le critère c_k est défini comme la variation relative de l'information apportée par l'actualisation de la modélisation surfacique. À l'itération k , cette information est estimée à l'aide de la mesure de similarité m en sortie du $k - 1^{\text{ème}}$ recalage juste avant actualisation de la surface osseuse $m(I_{US}, I_{TDM}^{k-1, k} \mathbf{T}_{k-1})$ puis directement après avoir actualisé la modélisation surfacique $m(I_{US}, I_{TDM}^k, Id_{\mathbb{R}^3})$ où $Id_{\mathbb{R}^3}$ désigne l'application identité sur \mathbb{R}^3 de sorte que :

$$c_k = \left| \frac{m(I_{US}, I_{TDM}^k, Id_{\mathbb{R}^3}) - m(I_{US}, I_{TDM}^{k-1, k} \mathbf{T}_{k-1})}{m(I_{US}, I_{TDM}^{k-1, k} \mathbf{T}_{k-1})} \right| \quad \text{pour } k \geq 1 \quad (3.5)$$

En cas de convergence de la modélisation surfacique, la valeur m estimée en sortie du recalage doit tendre vers celle obtenue après actualisation, ce qui implique que c_k doit tendre vers 0. Dans le cas où la modélisation surfacique ne convergerait pas, nous fixons le nombre maximum de simulations $n_{max} = 3$ pour le recalage multi-simulations. Nous avons observé expérimentalement qu'au-delà de trois itérations du processus de recalage multi-simulations, la modélisation surfacique cessait d'évoluer. Ainsi l'itération maximale k_{max} avant passage à la recherche locale est définie telle que :

$$k_{max} = \min(n_{max}; k \text{ si } c_k \leq 1) \quad (3.6)$$

Concernant la recherche locale (micro), nous proposons d'affiner la recherche de la transformation globale de recalage ${}^{macro}\mathbf{T}_{prérecalage}$ à partir du modèle surfacique $I_{TDM}^{k_{max}}$ obtenu par recalage itératif multi-simulations avec PSO (macro). Pour cela, nous changeons de stratégie de recherche d'optimum en appliquant la méthode d'optimisation par descente de gradient Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno à mémoire limitée (*Limited Memory Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno Optimization* (L-BFGSO) en anglais) (Liu et Nocedal, 1989) qui fournit en sortie la transformation ${}^{micro}\mathbf{T}_{macro}$. Pour que notre mesure de similarité m soit compatible avec cet algorithme, nous avons implémenté une approche de différentiation numérique pour le calcul du gradient de m . Tout comme pour le PSO, le choix du L-BFGSO a été également motivé par la disponibilité de l'algorithme dans l'environnement de développement que nous avons utilisé. Un autre algorithme d'optimisation par descente de gradient aurait aussi pu être utilisé.

À l'issue de ces phases de recherche, la transformation optimale de recalage entre les modalités US et TDM s'écrit alors :

$${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{opt} = {}^{micro}\mathbf{T}_{macro} \circ {}^{macro}\mathbf{T}_{prérecalage} \circ {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{prérecalage} \quad (3.7)$$

Dans un souci de clarté, le déroulé de la procédure complète de recalage est résumé à la figure 3.4.

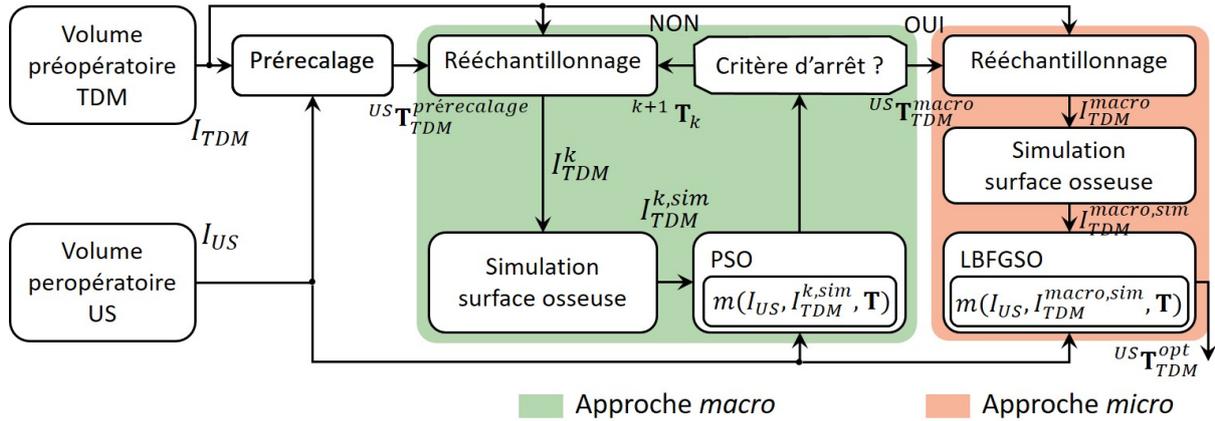


Figure 3.4 – Procédure itérative de recalage des volumes pré et peropérateur.

3.3 Protocole de génération du recalage de référence

Après avoir présenté en détail ce qui faisait l'originalité de notre approche, la suite de ce chapitre s'intéresse à la validation expérimentale de la procédure de recalage proposée. Comme discuté à la section 3.1, notre principale motivation dans ce chapitre est de parvenir à atteindre une erreur de recalage inférieure au millimètre. Nous n'avons, en effet, pas imposé de contrainte en temps pour le recalage puisqu'il sera toujours possible d'optimiser l'implémentation de la procédure de recalage proposée et / ou de la porter sur carte graphique (GPU) dans une perspective de réduction du temps d'exécution total. En conséquence, l'analyse quantitative des performances de notre procédure doit donc s'appuyer sur une méthode objective pour l'évaluation de la précision du recalage. Dans le domaine du recalage d'images, l'évaluation objective de la précision repose sur une métrique que nous avons déjà rencontrée au chapitre 2 : la Target Registration Error (TRE). Cette dernière est communément admise dans la littérature comme la mesure exacte de l'erreur de recalage en ce qu'elle permet de rendre compte de l'écart dans l'espace d'arrivée entre la position exacte et celle estimée par la procédure de recalage d'un point cible de l'espace de départ (Fig. 3.5). Dans notre cas, les espaces de départ et d'arrivée correspondent respectivement aux espaces physiques associés aux volumes TDM et US, ce qui, pour tout point ${}^{TDM}\vec{p} \in \Omega_{TDM}$ exprimé dans le repère R_{TDM} associé au volume TDM, nous permet d'exprimer mathématiquement la TRE comme suit :

$$TRE({}^{TDM}\vec{p}) = \| {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref} \cdot {}^{TDM}\vec{p} - {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{opt} \cdot {}^{TDM}\vec{p} \| \quad (3.8)$$

où ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref}$ désigne la transformation de référence entre les modalités US et TDM. Cette dernière correspond plus concrètement à la transformation permettant de faire correspondre de manière idéale chaque point de I_{TDM} à son équivalent exact dans I_{US} . En règle générale, la transformation optimale ne coïncide que très rarement, voire jamais, avec la transformation de référence. Aussi, il est essentiel de bien saisir la distinction entre les recalages optimal et de référence qui, en cas de confusion, pourrait mener à une évaluation erronée de l'erreur de recalage. À titre d'exemple, les auteurs dans (Winter et al., 2008) proposent, en l'absence de vérité de terrain sur des données patient, de générer la transformation de référence en appliquant cinquante fois leur algorithme de recalage. Par définition, cette transformation générée reste cependant

une solution optimale du problème de recalage et ne correspond donc pas à une vérité de terrain. En conséquence, la métrique utilisée dans cet article ne permet non pas d'évaluer l'erreur de recalage (*accuracy*) mais plutôt la répétabilité des résultats (*precision*).

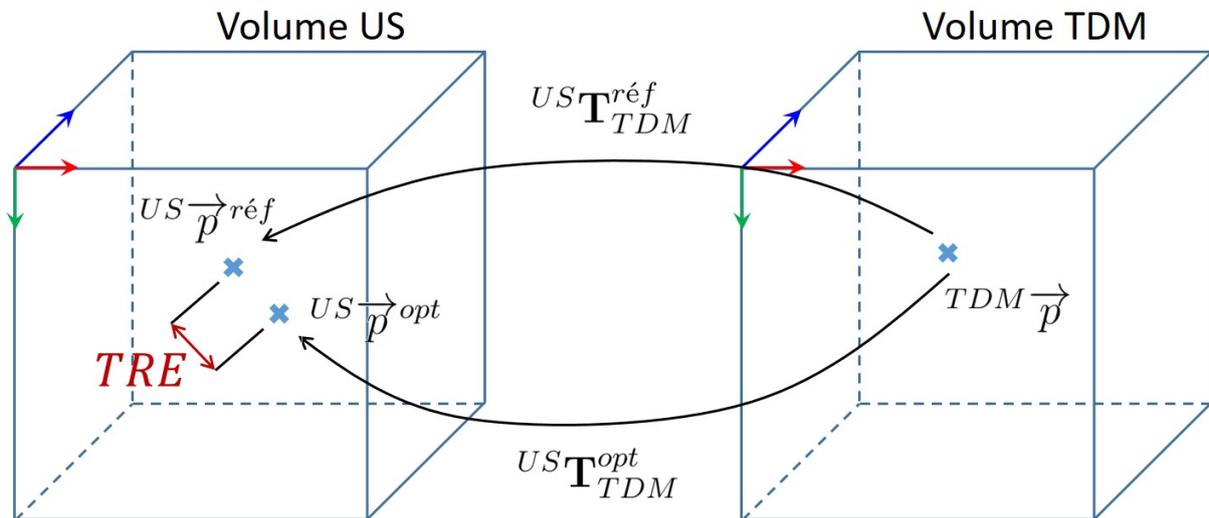


Figure 3.5 – Illustration du calcul de la Target Registration Error (TRE) pour un point donné du volume TDM.

3.3.1 Limites des méthodes de génération du recalage de référence issues de l'état de l'art

Comme nous venons de le voir à la section précédente, la transformation de référence joue un rôle essentiel dans le processus d'évaluation objectif de l'erreur de recalage. Celle-ci s'avère cependant complexe à déterminer pour des pièces anatomiques ou des données cliniques. Aussi, la plupart des méthodes de recalage se limitent à une évaluation de la précision sur des fantômes de synthèse pour lesquels il est plus simple de déterminer le recalage de référence en y intégrant notamment des repères artificiels. Les seuls travaux présentés à la section 3.2.1 à avoir généré une transformation de référence sur des données précliniques (pièces anatomiques *ex vivo*) sont ceux présentés dans (Yan *et al.*, 2011, Gill *et al.*, 2012, Salehi *et al.*, 2017). Par ailleurs, ne disposant pas de repères anatomiques fiables visibles dans les deux modalités, ces travaux s'appuient tous sur l'implantation de marqueurs artificiels radio-opaques au niveau des échantillons étudiés. La première étape consiste tout d'abord à extraire en préopératoire la position des marqueurs des images TDM. L'appariement avec l'espace physique associé à la salle d'opération est ensuite réalisé par pointage du centre de ces marqueurs à l'aide d'un stylet repéré par un système de suivi optique. Enfin, le lien avec les images US s'effectue grâce à l'intégration d'un marqueur optique à la sonde US, qui après calibration, permet d'exprimer les données US acquises dans le référentiel du localisateur optique, généralement appelé repère "monde", confondu avec celui de la salle d'opération.

Ce type d'approche présente cependant l'inconvénient d'introduire de nombreuses sources d'erreur dans la localisation des centres de chaque marqueur (*Fiducial Local-*

ization Error (FLE) en anglais) (Fitzpatrick *et al.*, 1998). Celles-ci peuvent être d'origine mécanique comme évoqué dans (Yan *et al.*, 2011) où deux types de marqueurs nécessitent d'être insérés au même endroit entre les acquisitions pré et peropératoires ou encore dues à des incertitudes de mesure inhérentes à l'utilisation de localisateurs optiques (Elfring *et al.*, 2010). Enfin, les calibrations géométriques du pointeur optique et de la sonde échographique sont autant de sources supplémentaires de FLE. Toutes ces incertitudes dans la localisation des marqueurs tendent ainsi à dégrader la précision du recalage de référence généré qui n'est rien de plus qu'une estimation de la transformation idéale de recalage.

Face aux différentes sources d'erreur que nous venons de décrire, les procédures de génération du recalage de référence décrites dans (Yan *et al.*, 2011, Gill *et al.*, 2012, Salehi *et al.*, 2017) nous apparaissent peu adaptées à l'évaluation de l'erreur de recalage pour des applications où celle-ci passerait en dessous du millimètre, ce qui est notamment recherché en chirurgie otologique. Dans ce contexte, nous proposons donc d'élaborer un nouveau protocole pour l'estimation de la transformation de référence permettant de s'affranchir d'un quelconque système de localisation et par conséquent de leurs erreurs.

3.3.2 Élaboration d'un nouveau protocole pour l'estimation du recalage de référence

L'approche que nous proposons repose sur un changement de paradigme au niveau de la technique de recalage utilisée. L'idée générale consiste à substituer la méthode géométrique basée sur l'utilisation de marqueurs optiques comme dans (Yan *et al.*, 2011, Gill *et al.*, 2012, Salehi *et al.*, 2017) par une méthode iconique. Cette dernière permet, en effet, de s'affranchir des étapes de calibration du stylet et de la sonde US ainsi que de l'utilisation d'un localisateur optique en ne s'appuyant que sur le contenu des images acquises.

Dans cette optique, nous avons donc cherché à concevoir des marqueurs fabriqués par impression 3D, que nous qualifions de *marqueurs structuraux* (MS), offrant un fort contraste aussi bien à l'imagerie TDM qu'à l'échographie. La principale difficulté étant de réussir à visualiser l'intégralité du MS à l'échographie, nous avons comparé par inspection visuelle différentes structures géométriques sur la seule base de la qualité du rendu dans les images US pour ne finalement retenir que les deux modèles avec le plus fort caractère discriminant. Après cette étape de validation, les deux MS sont fixés à chaque échantillon anatomique à l'aide d'une colle cyanoacrylate. La figure 3.6 montre les deux géométries retenues que nous désignons dans la suite de ce chapitre par *MS1* (Fig. 3.6(a)) et *MS2* (Fig. 3.6(b)).

Afin de permettre de recalibrer les deux modalités sur la seule base des MS, il nous faut toutefois extraire l'information relative à ces marqueurs qui se trouve localisée dans une région bien précise des images étudiées. Pour éviter toute segmentation des données US, nous proposons ici d'introduire des recalages intermédiaires basés sur l'alignement des masques binaires associés à chacun des MS retenus avec les modalités US et TDM. Pour la génération des masques binaires, nous utilisons le logiciel

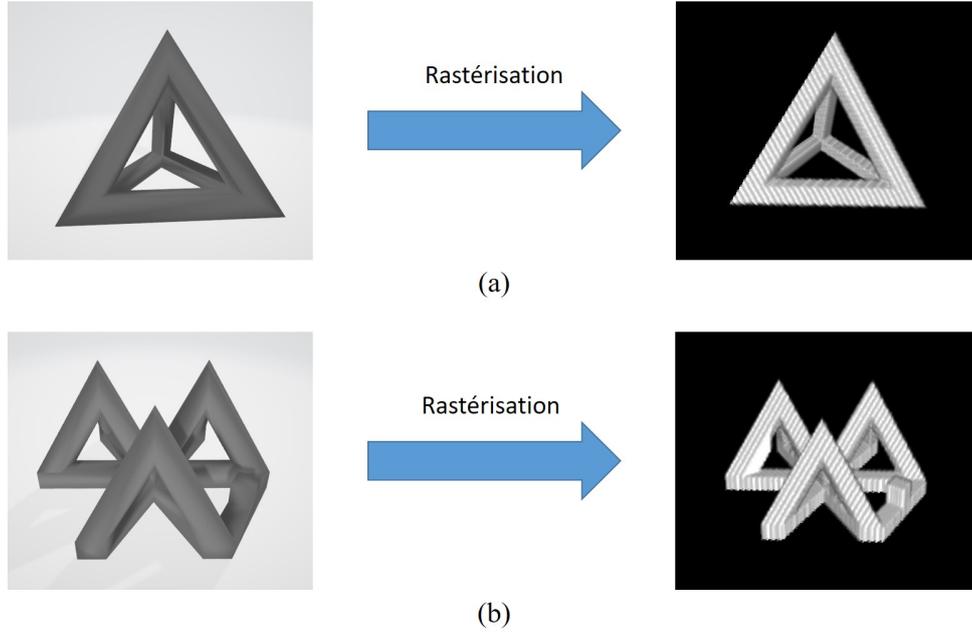


Figure 3.6 – De gauche à droite : modèles de conception assistée par ordinateur et masques binaires obtenus par rastérisation des marqueurs (a) MS1 et (b) MS2.

*binvox*¹ qui, par procédé de rastérisation (Nooruddin et Turk, 2003), permet de convertir un modèle 3D obtenu à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur en une matrice de voxels binaires. Une fois les masques associés aux marqueurs MS1 et MS2 générés (Fig. 3.6), le calcul de la transformation de référence relative à chaque échantillon anatomique s'articule en deux étapes :

1. Recalages TDM / MS1 et TDM / MS2. Dans un premiers temps, nous cherchons à aligner chacun des marqueurs MS avec son homologue dans le volume TDM. Aussi, pour la procédure de recalage qui va suivre, nous définissons les masques binaires I_{MS1} et I_{MS2} associés respectivement aux marqueurs MS1 et MS2 comme étant les images mobiles et I_{TDM} l'image fixe. Tout d'abord, nous déterminons la transformation de prérecalage ${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}^{prérecalage}$ par minimisation des moindres carrés entre les images I_{TDM} et I_{MS1} de trois paires de points remarquables sélectionnés manuellement. Cette transformation nous sert d'estimation initiale pour l'alignement spatial entre les deux images. Ensuite, nous affinons l'alignement spatial par une méthode de recalage iconique combinée à l'algorithme L-BFGSO. Dans ce contexte, nous proposons de réutiliser la mesure de similarité définie par l'équation 3.4 permettant ainsi de maximiser la superposition du masque binaire avec son homologue contenu dans le volume TDM :

$${}^{recalage}\mathbf{T}_{prérecalage} = \arg \max_{\mathbf{T}} m(I_{TDM}, I_{MS1}^{prérecalage}, \mathbf{T} \circ ({}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}^{prérecalage})) \quad (3.9)$$

La transformation ${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}$ permettant d'aligner le marqueur MS1 avec le volume TDM revient alors à composer les transformations de prérecalage et de recalage obtenues de sorte que :

$${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1} = ({}^{recalage}\mathbf{T}_{prérecalage}) \circ ({}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}^{prérecalage}) \quad (3.10)$$

1. <http://www.patrickmin.com/binvox>

La procédure est ensuite répétée pour le marqueur MS2. Une fois ${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}$ et ${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS2}$ calculées, les masques I_{MS1} et I_{MS2} sont rééchantillonnées selon leur transformation respective afin de former une nouvelle image binaire $I_{\{MS1+MS2\},TDM}$ comprenant les deux marqueurs alignés par rapport au volume TDM. L'image résultante nous sert alors d'entrée pour l'étape de recalage suivante. Un exemple des masques rééchantillonnés après recalage est représenté à la figure 3.7(c).

2. Recalage US / {MS1 + MS2}. Nous cherchons cette fois à aligner l'ensemble formé des deux marqueurs {MS1 + MS2} avec son homologue dans les données US. L'image obtenue à l'étape précédente $I_{\{MS1+MS2\},TDM}$ est ainsi définie comme l'image mobile tandis que I_{US} correspond à l'image fixe. Par la suite, la démarche adoptée reprend celle de l'étape précédente. Tout d'abord, nous déterminons par minimisation des moindres carrés la transformation de prérecalage ${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}^{prérecalage}$ à l'aide de six points remarquables sélectionnés manuellement. De la même manière que précédemment, nous affinons l'alignement spatial par une méthode de recalage iconique combinée à l'algorithme L-BFGSO se basant sur la mesure de similarité m définie à l'équation 3.4 :

$${}^{recalage}\mathbf{T}_{prérecalage} = \arg \max_{\mathbf{T}} m(I_{US}, I_{\{MS1+MS2\},TDM}, \mathbf{T} \circ ({}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}^{prérecalage})) \quad (3.11)$$

La transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}$ permettant d'aligner l'ensemble {MS1 + MS2} contenue dans le volume TDM avec les données US s'obtient alors par composition des transformations de prérecalage et de recalage de sorte que :

$${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM} = ({}^{recalage}\mathbf{T}_{prérecalage}) \circ ({}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}^{prérecalage}) \quad (3.12)$$

Un exemple de l'alignement de l'ensemble {MS1 + MS2} obtenu après rééchantillonnage selon la transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}$ est représenté à la figure 3.7(d). Comme la transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}$ permet d'aligner le contenu relatif aux marqueurs dans le volume TDM avec celui des données US, celle-ci correspond exactement à la transformation de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$ recherchée. Par conséquent :

$${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf} = {}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM} \quad (3.13)$$

Ce type d'approche pour la génération du recalage de référence présente cependant un inconvénient majeur. En effet, l'utilisation de structures artificielles introduit dans les images TDM et US du contenu extrinsèque relatif aux marqueurs MS1 et MS2 constituant ainsi un biais potentiel dans l'évaluation de la mesure de similarité et, par conséquent, dans la recherche de la transformation optimale.

Pour y remédier, une solution consiste à retirer cette information additionnelle des volumes pré et peropérateur après avoir déterminé la transformation de référence associée. Afin d'éviter de segmenter les données US, nous nous appuyons une nouvelle fois sur l'exploitation des masques binaires. Toujours à l'aide du programme *binvox*, nous générons tout d'abord les masques binaires I_{MS1}^{conv} et I_{MS2}^{conv} associés cette fois aux enveloppes convexes des marqueurs MS1 et MS2 que nous déduisons des modèles 3D obtenus par conception assistée par ordinateur. Ensuite, pour le masque I_{MS1}^{conv} , nous appliquons dans l'ordre les transformations ${}^{TDM}\mathbf{T}_{MS1}$ puis ${}^{US}\mathbf{T}_{\{MS1+MS2\},TDM}$ afin d'aligner l'enveloppe convexe avec le contenu US à extraire. Enfin, nous supprimons les niveaux de gris US associés au marqueur par simple soustraction du masque

I_{MS1}^{conv} après alignement et répétons cette même procédure pour le marqueur MS2. La suppression du contenu s'applique ici aux seules images US. Les marqueurs utilisés présentent une densité bien inférieure à celle de la structure osseuse imagée qui les rend ainsi "invisibles" à la segmentation par seuillage nécessaire à l'estimation de la surface osseuse à partir du volume TDM. Un exemple de recalage de référence avec suppression du contenu des marqueurs structuraux au sein des données peropératoires est présenté à la figure 3.7(f).

3.4 Validation expérimentale

Dans cette section, nous proposons d'évaluer expérimentalement la capacité de la procédure de recalage proposée à atteindre une erreur de recalage inférieure au millimètre. Pour ce faire, nous testons notre approche en laboratoire sur un total de quatre pièces anatomiques issus de cadavres humains : deux os temporaux gauches et deux os temporaux droits. Pour chaque échantillon, nous générons par ailleurs la transformation de recalage de référence suivant le protocole basés sur les MS décrit précédemment. Les expériences que nous présentons dans la suite de cette section sont réalisées avec l'approbation du comité d'éthique local de la faculté de médecine de Montpellier. L'oreille interne étant profondément ancrée dans la base de l'os temporal, un chirurgien ORL est tout d'abord chargé d'isoler la capsule otique de chacun des os en question en retirant le conduit auditif externe, la chaîne ossiculaire ainsi que les canaux semi-circulaires tout en s'assurant de préserver l'intégrité de la cochlée. Avant de procéder aux acquisitions pré et peropératoires, les marqueurs MS1 et MS2 sont fixés de manière rigide à chacun des échantillons anatomiques à l'aide d'une colle cyanoacrylate.

3.4.1 Acquisitions des données US / TDM

Pour l'acquisition des données TDM préopératoires, nous utilisons un scanner Cone Beam Planmeca ProMax[®] 3D Mid (Planmeca, Helsinki, Finlande). La fenêtre d'acquisition consiste en un cube de 8 cm^3 qui permet d'obtenir pour chaque pièce anatomique un volume de $454 \times 454 \times 454$ voxels avec une résolution isotropique de 0.15 mm.

Pour l'acquisition des données US peropératoires, chaque échantillon est tout d'abord placé dans un récipient rempli d'eau afin d'assurer un couplage acoustique avec la sonde échographique utilisée. En l'absence d'une sonde compatible avec l'imagerie peropératoire minimalement invasive du système auditif humain, nous nous restreint à l'utilisation d'une sonde disponible au laboratoire. Dans notre cas, il s'agit du modèle 4DL14-5/38 qui est une sonde linéaire 2D motorisée permettant l'acquisition d'images US en 3D par un balayage en rotation. Celle-ci est par ailleurs connectée au système d'échographie Sonix Touch[®] (BK Medical anciennement Ultrasonix, Peabody, États-Unis) et est réglée à la fréquence centrale de 10 MHz. Un support compatible avec l'organe terminal d'un robot collaboratif PANDA[®] à 7 DDL (Franka

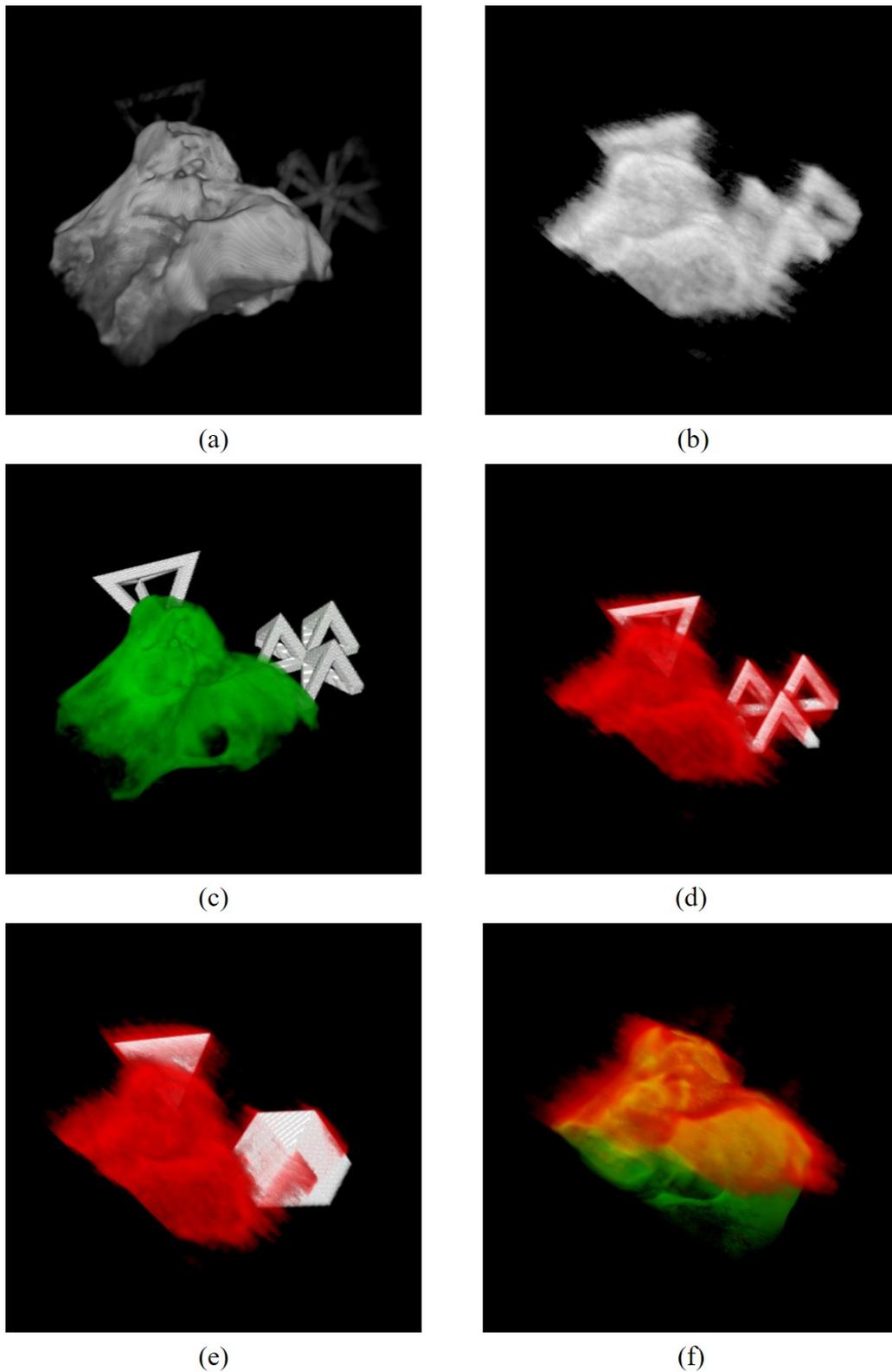


Figure 3.7 – Rendu 3D des étapes du protocole de génération du recalage de référence : (a) volume peropératoire I_{TDM} ; (b) volume peropératoire I_{US} ; (c) recalage des masques binaires des marqueurs avec I_{TDM} (vert) ; (d) recalage des masques binaires des marqueurs avec I_{US} (rouge) ; (e) recalage des masques binaires associés aux enveloppes convexes des marqueurs avec I_{US} ; (f) recalage de référence entre I_{US} (rouge) et I_{TDM} (vert).

Volume US n°	Dimensions (voxels)			Taille (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
1	248	412	482	37.20	61.80	72.15
2	223	445	499	33.45	66.75	74.70
3	251	439	496	37.65	65.85	74.25
4	248	398	474	37.20	59.70	70.95

Tableau 3.1 – Caractéristiques des volumes d'acquisition peropératoires.

Emika GmbH, Munich, Allemagne) a été spécialement conçu pour maintenir en position la sonde qui doit rester parfaitement immobile tout au long d'une acquisition par balayage. Ce dispositif expérimental (Fig. 3.8) présente par ailleurs l'avantage d'offrir une plus grande manipulabilité pour l'utilisateur qui peut ajuster la hauteur de la sonde par rapport à la zone à imager tout en assurant son maintien en position. Chaque acquisition volumique résulte en un total de 103 images 2D US qui sont ensuite rééchantillonnées selon une grille 3D avec une résolution isotropique de 0.15 mm grâce à un algorithme de *scan-conversion*. Cet algorithme sera présenté en détail au chapitre 4. La région d'intérêt variant selon les pièces anatomiques imagées, nous résumons les dimensions des volumes reconstruits dans le tableau 3.1.

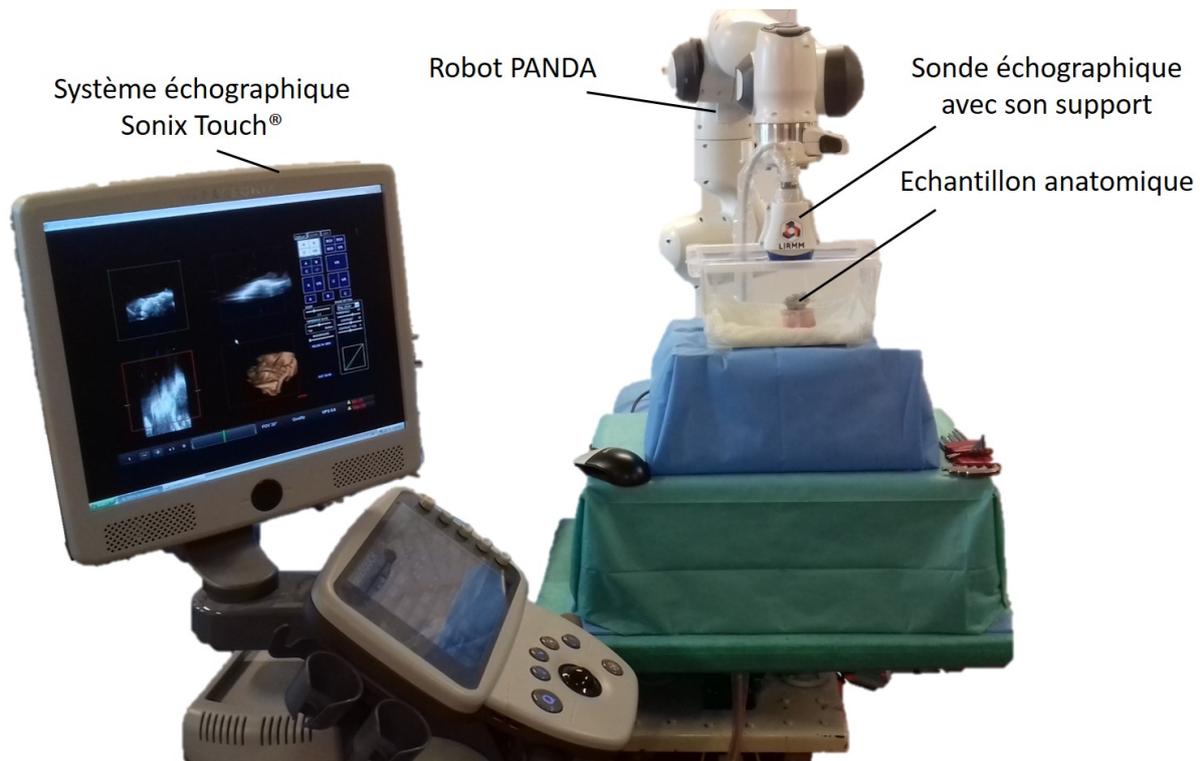


Figure 3.8 – Dispositif d'acquisition des données peropératoires.

3.4.2 Évaluation des modélisations surfaciques implémentées

Avant d'aller plus loin dans l'analyse quantitative des performances du recalage, il nous faut tout d'abord déterminer la modélisation de la surface osseuse simulée du

volume TDM la plus adaptée à la procédure que nous proposons. Nous rappelons qu'à la section 3.2.2, nous avons introduit deux modèles surfaciques qui présentent tous un intérêt au regard de la mesure de similarité m (Éq. 3.3). Avec le modèle basique, l'information générée se limite à une couche surfacique d'un seul voxel d'épaisseur c qui se traduit par un coût calculatoire relativement faible pour chaque évaluation de m . Par ailleurs, l'information présente dans l'image est limitée ce qui, selon nous, introduit plus de minima locaux autour du recalage de référence. À l'inverse, l'augmentation du réalisme de la surface avec le modèle avec atténuation est supposée renforcer la cohérence spatiale avec les images US qui, du point de vue de m , suppose une réduction de nombre d'optima locaux autour du maximum global recherché aux dépens du temps de calcul.

Afin de déterminer la meilleure stratégie pour notre application, une approche naïve de comparaison consiste à rapporter les performances de recalage pour chacune des deux modélisations surfaciques proposées et de conclure quant à la plus pertinente. D'une manière générale, la transformation optimale obtenue en sortie de recalage dépend à la fois de la mesure de similarité, qui dans notre cas dépend de la modélisation surfacique choisie, ainsi que de la méthode d'optimisation. Par conséquent, il est difficile, pour ne pas dire impossible, de déterminer si l'erreur obtenue en sortie de recalage trouve son origine dans le calcul de la mesure de similarité ou dans l'algorithme d'optimisation. À titre d'exemple, il suffit d'imaginer que la mesure de similarité choisie soit inadaptée au problème étudié et présente un maximum global pour lequel la transformation de recalage associée mène à une erreur d'alignement supérieure au millimètre. Sous réserve d'utiliser un optimiseur parfait qui garantit une convergence globale, l'optimisation de la mesure de similarité précédente mènera nécessairement à une erreur d'alignement également supérieure au millimètre. À l'inverse, nous pouvons obtenir une erreur d'alignement similaire si la mesure de similarité choisie est parfaitement adaptée mais que l'optimiseur utilisé ne permet de converger vers la solution optimale.

3.4.2.1 Protocole d'évaluation des modélisations surfaciques implémentées

Dans la suite, nous proposons donc d'étudier le comportement de la mesure de similarité indépendamment de l'optimisation pour choisir la modélisation surfacique la plus adaptée à notre problème. L'étude approfondie sur le choix de l'optimiseur ne sera cependant pas traitée dans cette thèse. Pour cela, nous nous inspirons des travaux présentés dans (Skerl *et al.*, 2006) où un protocole expérimental permettant de sélectionner, pour un problème de recalage donné et indépendamment de l'optimisation, la meilleure stratégie parmi plusieurs mesures de similarité. Celui-ci consiste en trois étapes : (1) la normalisation puis l'échantillonnage de l'espace des paramètres associés aux transformations de recalage, (2) le calcul des valeurs de la mesure de similarité pour chaque échantillon et enfin (3) l'analyse des propriétés de la mesure de similarité à partir de ces valeurs.

1. Normalisation et échantillonnage de l'espace des paramètres. D'un point de vue formel, le recalage intrinsèque entre deux images I_A (fixe) et I_B (mobile) consiste à déterminer la transformation ${}^A T_B$ permettant de maximiser une mesure de similarité

m entre les images étudiées de sorte que :

$${}^A\mathbf{T}_B = \arg \max_{\mathbf{T}} m(I_A, I_B, \mathbf{T}) \quad (3.14)$$

Dans le cas général, les images à recaler I_A et I_B ne varient pas, ce qui implique que la mesure de similarité m n'est fonction que de la transformation \mathbf{T} appliquée à l'image mobile I_B . Pour une application donnée, l'étude du comportement d'une mesure de similarité autour du recalage de référence entre les deux images consiste donc à faire varier \mathbf{T} autour de ${}^A\mathbf{T}_B^{réf}$. Pour un problème de recalage rigide 3D, cette étape passe cependant par l'exploration de chacun des douze coefficients (neuf en rotation et trois en translation) qui définissent la transformation homogène \mathbf{T} . En utilisant une notation plus compacte, cette transformation peut toutefois être décrite plus simplement à l'aide du 6-uplet $\vec{x} = (\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z)$ telle que :

$$\mathbf{T}(\vec{x}) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\theta_z) \cdot \mathbf{R}_y(\theta_y) \cdot \mathbf{R}_x(\theta_x) & [\mathbf{I}_{3 \times 3} - \mathbf{R}_z(\theta_z) \cdot \mathbf{R}_y(\theta_y) \cdot \mathbf{R}_x(\theta_x)] \cdot \vec{c} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

où θ_x, θ_y et θ_z désignent les angles d'Euler associés aux rotations respectives $\mathbf{R}_x, \mathbf{R}_y$ et \mathbf{R}_z autour des axes Ox, Oy, Oz et t_x, t_y et t_z les paramètres de translations selon les axes Ox, Oy et Oz . Le vecteur position \vec{c} représente le centre de rotation que nous définissons comme le centre physique de l'image I_{US} .

Suivant cette description de la transformation homogène de recalage (Éq. 3.15), la première étape du protocole présenté dans (Skerl *et al.*, 2006) consiste donc à échantillonner l'espace des paramètres formé du 6-uplet $(\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z)$ autour de $\vec{x}_{réf}$ défini tel que ${}^A\mathbf{T}_B^{réf} = \mathbf{T}(\vec{x}_{réf})$.

Au préalable, les auteurs dans (Skerl *et al.*, 2006) proposent cependant de normaliser l'espace des paramètres de façon à ce que la variation d'une unité selon chacun des six paramètres de transformation, dans l'espace normalisé, génère le même décalage moyen d_{moy} du contenu de l'image. Cette étape préliminaire est réalisée en déterminant six paramètres de normalisation $\theta_x^{norm}, \theta_y^{norm}, \theta_z^{norm}, t_x^{norm}, t_y^{norm}$ et t_z^{norm} qui permettent pour tout point \vec{x} de l'espace des paramètres de définir son homologue \vec{x}_{norm} dans l'espace normalisé suivant la relation :

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} \theta_x^{norm} & & & & & \\ & \theta_y^{norm} & & & & \\ & & \theta_z^{norm} & & & \\ & & & t_x^{norm} & & \\ & & & & t_y^{norm} & \\ & & & & & t_z^{norm} \end{pmatrix} \cdot \vec{x}_{norm} \quad (3.16)$$

Afin de soulager le lecteur, nous laissons la description détaillée de la procédure de recherche des paramètres de normalisation en annexe B. L'objectif affiché de travailler dans l'espace des paramètres normalisé est qu'il est ainsi possible d'appliquer la norme Euclidienne usuelle $\|\cdot\|_2$ afin de mesurer la distance entre deux transformations $\mathbf{T}_2 = \mathbf{T}(\vec{x}_2)$ et $\mathbf{T}_1 = \mathbf{T}(\vec{x}_1)$ (Éq. 3.15) telle que :

$$d(\mathbf{T}_1, \mathbf{T}_2) = \|\vec{x}_{1,norm} - \vec{x}_{2,norm}\|_2 \cdot d_{moy} \quad (3.17)$$

À l'aide de cette formulation de la distance entre deux transformations, nous pouvons alors définir le domaine d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T}} \subset \mathbb{R}^6$ de l'espace des paramètres comme l'ensemble des \vec{x} dont la distance par rapport à $\vec{x}_{réf}$ est inférieure à une valeur d_{Ω} à fixer. Par ailleurs, comme les paramètres normalisés ont la même influence sur le décalage du contenu de l'image, l'étape de normalisation permet de passer, pour le domaine d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T}}$, d'une patatoïde à une hypersphère centrée en $\vec{x}_{réf}$ dont le rayon R est tel que $R \cdot d_{moy} = d_{\Omega}$ (Fig. 3.9).

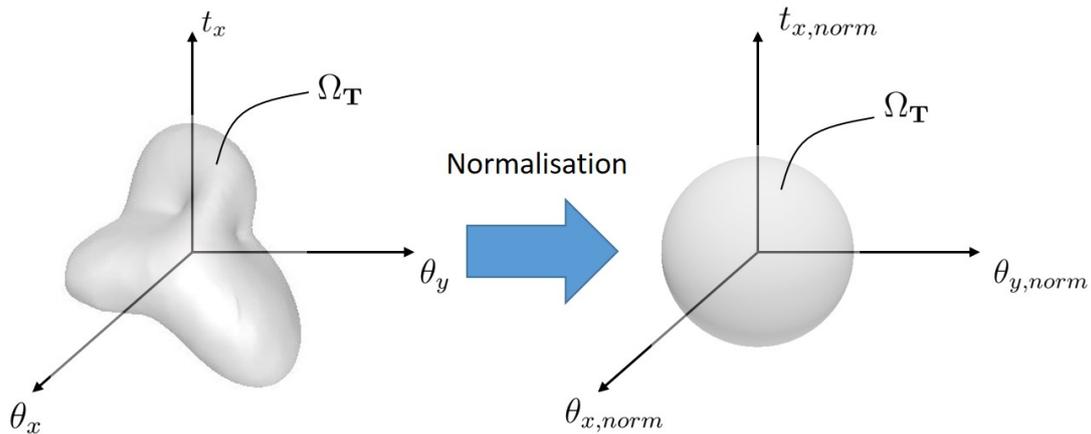


Figure 3.9 – Représentation 3D du domaine d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T}}$ avant et après normalisation de l'espace des paramètres.

Ainsi, l'étape d'échantillonnage de l'espace des paramètres s'effectue en générant un ensemble de points appartenant au domaine de l'espace normalisé défini par l'hypersphère de rayon R qui est ensuite projeté dans l'espace des paramètres non-normalisé à l'aide de l'équation 3.16. Dans (Skerl *et al.*, 2006), les différents points d'échantillonnage $\vec{x}_{n,m}$, avec $n = 1, 2, \dots, N$ et $m = -M/2, \dots, M/2$, sont répartis, dans l'espace normalisé, sur un total de N diamètres de l'hypersphère de centre $\vec{x}_{réf}$ et de rayon R , chacun comprenant $M + 1$ points régulièrement espacés tels qu'illustrés dans la figure 3.10. Pour une description plus détaillée de la génération des points d'échantillonnage de l'espace des paramètres, nous renvoyons le lecteur en annexe B.

2. Calcul des valeurs de la mesure de similarité pour chaque échantillon. Une fois l'espace des paramètres échantillonné, la seconde étape du protocole présenté dans (Skerl *et al.*, 2006) consiste ensuite à calculer les valeurs $m_{n,m}$ de la mesure de similarité étudiée pour l'ensemble des transformations $\mathbf{T}_{n,m}$ associées aux échantillons $\vec{x}_{n,m}$ générés précédemment, avec $n = 1, 2, \dots, N$ et $m = -M/2, \dots, M/2$.

3. Analyse des propriétés de la mesure de similarité. Enfin, la dernière étape consiste à analyser les propriétés de la mesure de similarité étudiée sur la base des valeurs $m_{n,m}$ calculées pour chaque échantillon $\vec{x}_{n,m}$ de l'espace des paramètres, avec $n = 1, 2, \dots, N$ et $m = -M/2, \dots, M/2$. Pour cela, six métriques sont proposées dans (Skerl *et al.*, 2006). Toutefois, pour notre application, nous nous limitons aux métriques permettant d'évaluer la précision (*accuracy* (ACC) en anglais) ainsi que la capacité à converger localement de la mesure de similarité :

- La précision *ACC* est définie comme la moyenne quadratique des distances $d(\mathbf{A}^{\mathbf{T}_B^{réf}}, \mathbf{T}_{n,max})$, au sens de l'équation 3.17, entre la transformation de référence

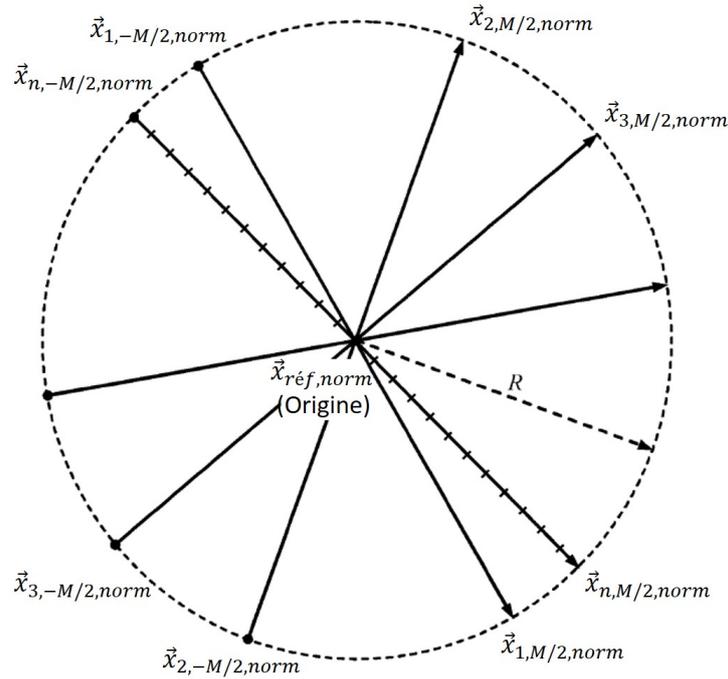


Figure 3.10 – Exemple d'échantillonnage en 2D de l'espace des paramètres normalisé selon des diamètres aléatoires de l'hypersphère de rayon R (modifié de (Skerl et al., 2006)).

${}^A\mathbf{T}_B^{ref}$ et la transformation $\mathbf{T}_{n,max}$ permettant de maximiser le profil de la mesure de similarité sur chaque diamètre n avec $n = 1, 2, \dots, N$ (Fig. 3.11) :

$$ACC = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (d({}^A\mathbf{T}_B^{ref}, \mathbf{T}_{n,max}))^2} \quad (3.18)$$

Cette valeur correspond, plus simplement, à la précision moyenne par rapport à ${}^A\mathbf{T}_B^{ref}$ qu'il est possible d'atteindre sur l'ensemble des diamètres échantillonnés.

- La capacité à converger localement est définie comme le nombre total de maxima locaux obtenus sur chacun des N diamètres de l'hypersphère (Fig. 3.11). Plus ce nombre est élevé et plus l'algorithme d'optimisation choisi pour maximiser la mesure de similarité a de probabilité de tomber dans un maximum local et donc de converger localement.

Néanmoins, dans notre cas, le problème de recalage que nous cherchons à résoudre diffère de celui étudié dans (Skerl et al., 2006). En reformulant notre procédure de recalage pour une unique simulation de la surface osseuse, celle-ci s'écrit en effet :

$$\begin{cases} \text{recalage } \mathbf{T}_{\text{présimulation}} &= \arg \max_{\mathbf{T}} m(I_{US}, I_{TDM}^{sim}, \mathbf{T}) \\ I_{TDM}^{sim} &= s({}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{présimulation}} \circ I_{TDM}) \end{cases} \quad (3.19)$$

Ainsi, pour un jeu de données I_{US} et I_{TDM} fixe, l'équation 3.19 montre que notre mesure de similarité n'est pas uniquement fonction de la transformation \mathbf{T} mais également de la modélisation surfacique I_{TDM}^{sim} qui, elle-même, dépend de la transformation

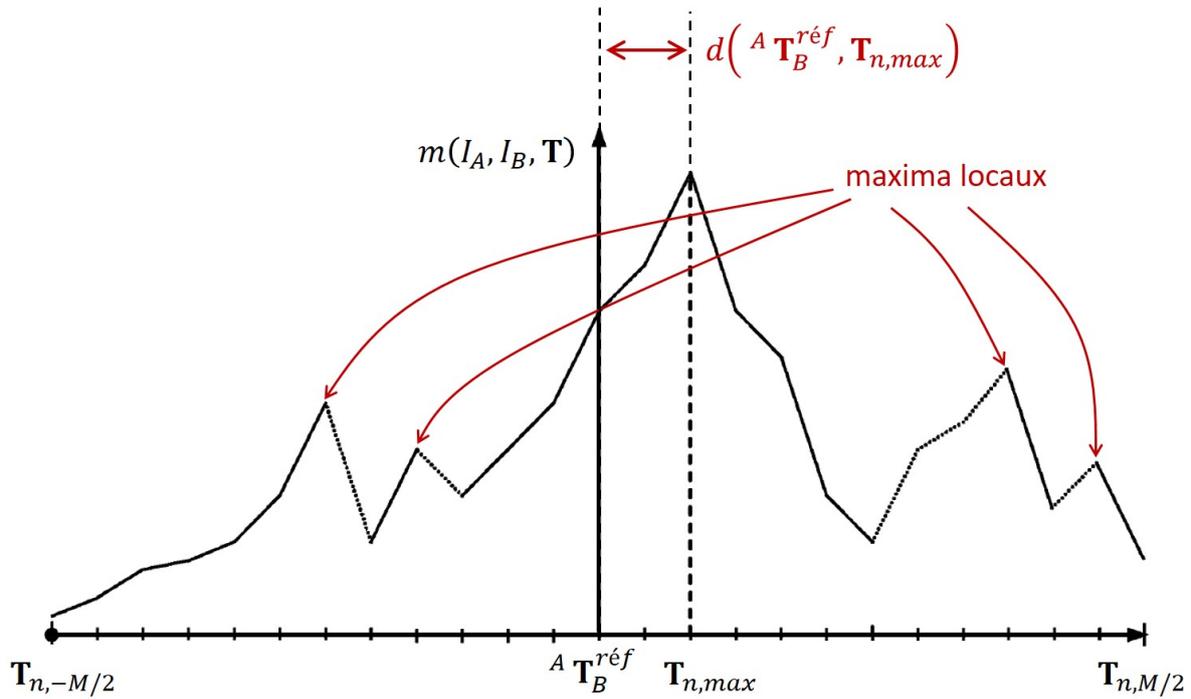


Figure 3.11 – Profil de la mesure de similarité m le long d'un diamètre de l'hypersphère mettant en évidence la transformation $\mathbf{T}_{n,max}$ permettant de maximiser m , la transformation de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$ ainsi que les maxima locaux (modifié de (Skerl et al., 2006)).

${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$. Par conséquent, l'étude du comportement de la mesure de similarité autour du recalage de référence pour chacun des modèles de simulation implémentés nécessite de faire varier à la fois \mathbf{T} et ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ autour de ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$.

Une approche naïve reprenant le déroulé du protocole d'évaluation décrit dans (Skerl et al., 2006) consisterait, pour chaque échantillon $\vec{x}_{n,m}$ de l'espace des paramètres, à simuler la surface osseuse correspondante $I_{TDM}^{sim,n,m}$ après rééchantillonnage du volume TDM I_{TDM} selon la transformation de présimulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,n,m} = \mathbf{T}(\vec{x}_{n,m})$ puis d'étudier le comportement de chaque mesure de similarité $m_{n,m}(\mathbf{T}) = m(I_{US}, I_{TDM}^{sim,n,m}, \mathbf{T})$ autour de la transformation de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$ selon ces mêmes échantillons, avec $n = 1, 2, \dots, N$ et $m = -M/2, \dots, M/2$.

Par rapport à la démarche initiale, nous passons ainsi de l'étude du comportement de une à $N(M + 1)$ mesures de similarité par modèle de la surface osseuse simulée. Soit une pour chaque transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,n,m}$ appliquée à I_{TDM} avant simulation, ce qui tend à faire exploser le temps de calcul nécessaire à l'évaluation d'un total de $N^2(M + 1)^2$ valeurs de mesure de similarité. Pour en donner un ordre de grandeur, nous supposons que le calcul de chaque valeur s'effectue en $10\mu s$. Dans notre cas, ce temps correspond au temps minimal observé expérimentalement pour une évaluation de la mesure de similarité avec le modèle basique. En fixant $N = 40$ qui est la valeur minimale indiquée par les auteurs dans (Skerl et al., 2006) et $M = 200$ la valeur recommandée, nous obtenons ainsi un total de 64 641 600 valeurs calculées en un peu plus de sept jours. Cette valeur constitue bien entendu une borne inférieure du temps d'analyse de chaque modélisation surfacique en ce qu'elle ne tient pas compte du temps nécessaire au rééchantillonnage et à la simulation du volume natif TDM pour

chaque ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,n,m}$.

Aussi, afin de permettre une comparaison des modèles surfaciques en un temps raisonnable, nous proposons de réduire de manière significative le nombre de transformations avant simulation générées et, par conséquent, le nombre de mesures de similarité à analyser. Pour cela, nous définissons $N_{hypersphères}$ hypersphères intermédiaires de rayon croissant R_i qui nous permettent de contrôler l'écart entre les transformations avant simulation générés et celle de référence. Comme le montre la figure 3.12, pour chaque hypersphère de rayon R_i , avec $i = 1, \dots, N_{hypersphère}$, le domaine d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T},i}$ pour la génération des échantillons $\vec{x}_{n,m}$ de l'espace des paramètres est alors délimité par sa surface qui sert également à définir le domaine $\Omega_{{}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation},i}$ pour la génération de $N_{présimulation}$ transformations avant simulation.

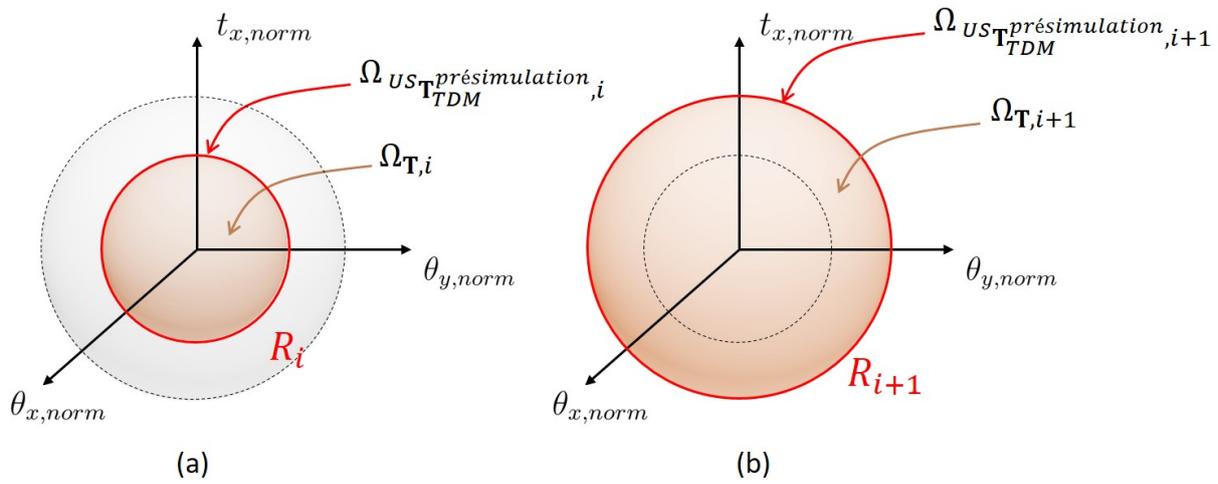


Figure 3.12 – Représentation 3D des domaines d'échantillonnage $\Omega_{\mathbf{T},i}$ des transformations de perturbation et $\Omega_{{}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation},i}$ des transformations avant simulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,n,m}$ définis à partir des hypersphères (a) de rayon R_i et (b) de rayon R_{i+1} .

Pour chaque transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,i,j}$ générée à partir de l'hypersphère de rayon R_i , avec $j = 1, \dots, N_{présimulation}$, nous rééchantillons tout d'abord le volume TDM natif selon ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,i,j}$ et simulons la surface osseuse supposée visible à l'échographie. L'image simulée obtenue $I_{TDM}^{sim,i,j}$ est ensuite de nouveau alignée avec l'image US native I_{US} en appliquant la transformation de présimulation inverse $({}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,i,j})^{-1}$. Après, nous calculons les valeurs de la mesure de similarité $m_{i,j}(\mathbf{T})$ définie telle que

$$m_{i,j}(\mathbf{T}) = m(I_{US}, I_{TDM}^{sim,i,j}, \mathbf{T} \circ ({}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation,i,j})^{-1}) \quad (3.20)$$

en faisant varier \mathbf{T} selon l'ensemble des transformations $\mathbf{T}_{n,m}$ associées aux échantillons $\vec{x}_{n,m}$ générés à partir de l'hypersphère de rayon R_i . Enfin, nous estimons la précision moyenne ainsi que le nombre de maxima locaux moyens par hypersphère à partir des valeurs des mesures de similarité $m_{i,j}$ pour $j = 1, \dots, N_{présimulation}$. Le protocole d'analyse des performances pour une transformation de présimulation est résumé dans le schéma 3.13.

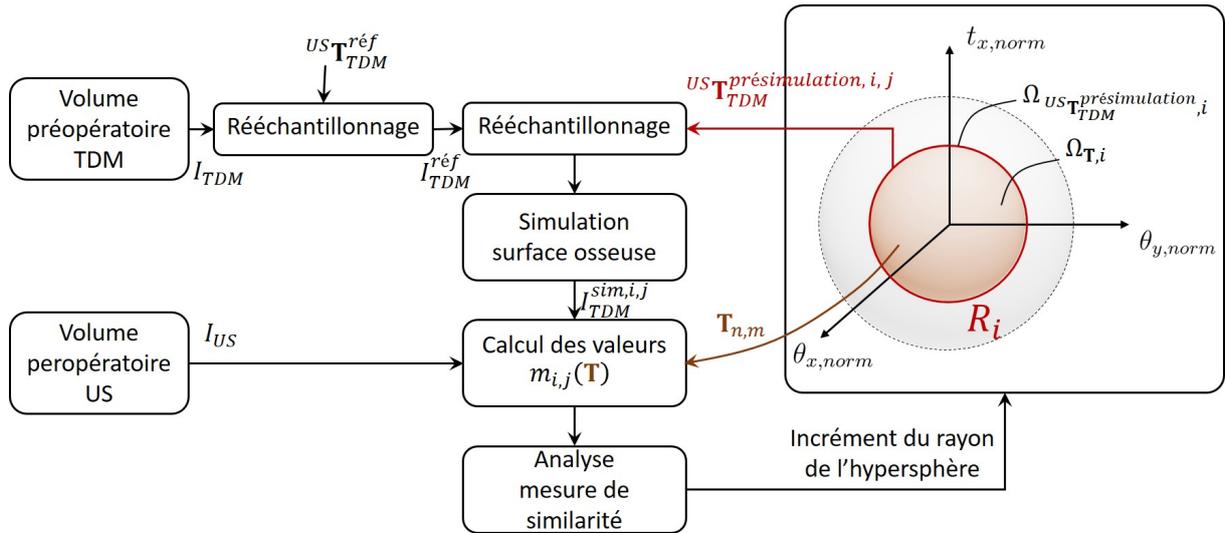


Figure 3.13 – Schéma de principe du protocole d'évaluation du comportement de la mesure de similarité implémentée en fonction des modélisations surfaciques étudiées.

3.4.2.2 Résultats expérimentaux

L'intégralité de la procédure d'évaluation des modélisations surfaciques implémentées (Fig. 3.4) a été implémentée en C++ à l'aide de la bibliothèque Insight Tool Kit (ITK). Pour chaque modèle de simulation, le niveau de seuillage nécessaire à la détection de la surface osseuse supposée visible à l'échographie a été fixé à 80.

Afin de déterminer la modélisation surfacique la plus adaptée à notre problème de recalage, le protocole expérimental que nous venons de décrire a été appliqué aux quatre jeux de données US et TDM issus des acquisitions sur os temporaux (Section 3.4.1). Pour chaque jeu de données, le recalage de référence $US\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$ associé a été généré suivant la méthode décrite à la section 3.3.2 reposant sur l'utilisation de marqueurs structuraux. Les performances obtenues pour chacune des modélisations surfaciques implémentées suivant le protocole établi à la section précédente sont présentées à la figure 3.14. Ces résultats ont été obtenus en fixant le nombre de diamètres N générés par hypersphère à 40 et le nombre de points échantillonnés par diamètre à 200, ce qui fait un total de $N.(M + 1)$ échantillons en incluant le centre de l'hypersphère.

Afin d'étudier l'influence de la transformation $US\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ appliquée avant simulation de la surface osseuse du volume TDM, nous avons fixé l'écart maximal séparant les transformations $US\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ et $US\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$, et par extension les images I_{TDM}^{sim} et $I_{TDM}^{réf}$, à 20 mm qui est une valeur communément utilisée dans la littérature (Yan *et al.*, 2011, Gill *et al.*, 2012). Grâce à l'unité de décalage moyen d_{moy} qui, pour notre application, a été fixée à 3.6 mm, cette valeur est rapportée dans l'espace des paramètres normalisé ce qui donne environ 5.5 unités. Comme décrit précédemment, les transformations $US\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ appliquées avant simulation ont été générées de manière itérative à partir de six hypersphères dont le rayon augmente de manière régulière jusqu'au rayon maximal (5.5 unités). Le nombre total d'hypersphères a été fixé expérimentalement afin de limiter le temps total de calcul à une nuit. Les rayons des hypersphères dans l'espace des paramètres normalisés sont par ordre croissant : 0.0,

1.1, 2.2, 3.3, 4.4, 5.5 ce qui correspond aux écarts respectifs en mm entre les images I_{TDM}^{sim} et $I_{TDM}^{réf}$: 0.00, 3.96, 7.92, 11.88, 15.84, 19.8. Comme nous ne pouvons pas générer d'échantillons à l'intérieur de l'hypersphère de rayon nul, ce dernier a été placé à la moitié des rayons intermédiaires soit 0.55 unités ou 1.98 mm. Enfin, le nombre de transformations de présimulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ par hypersphère est expérimentalement fixé à $N_{présimulation} = 12$, également afin de pouvoir réaliser l'ensemble des calculs en moins d'une nuit.

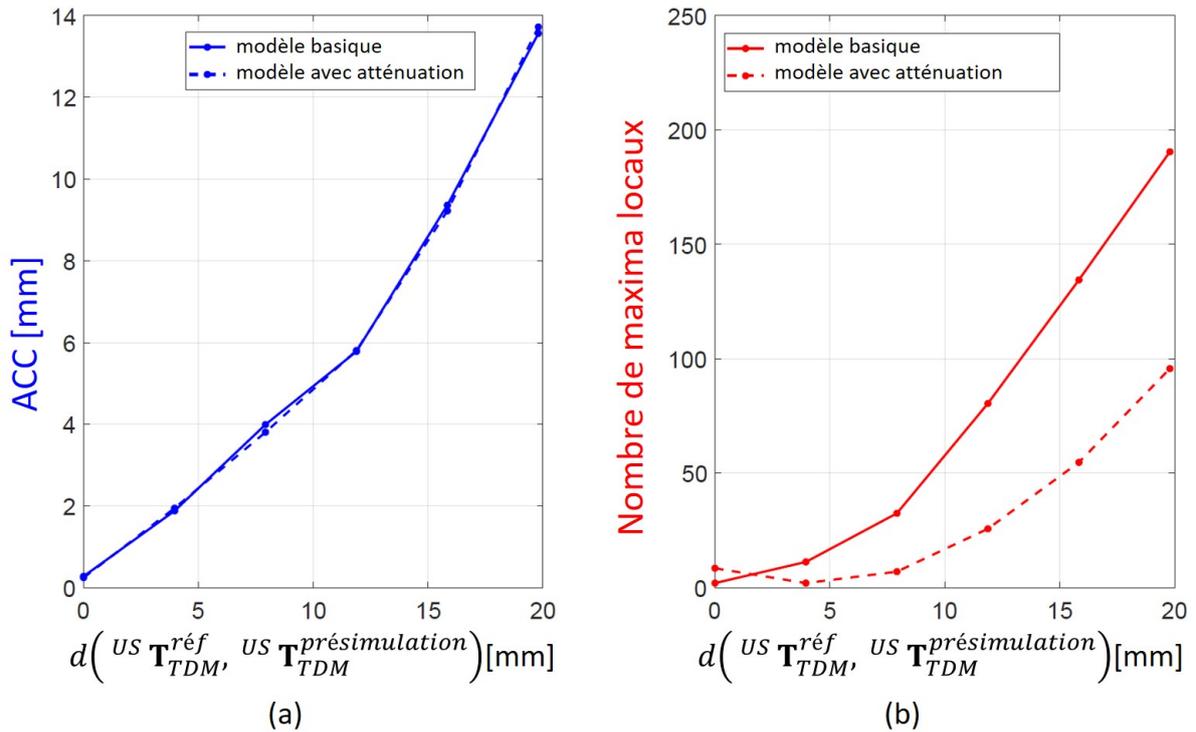


Figure 3.14 – Performances de la mesure de similarité définie par l'équation 3.3 obtenues pour les modélisations surfaciques basique et avec atténuation en fonction de l'écart entre les transformations de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}$ et de présimulation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$: (a) précision et (b) nombre de maxima locaux.

Sur la figure 3.14(a), nous avons représenté la précision définie à l'équation 3.18 en fonction de l'écart $d({}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{réf}, {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation})$, au sens de l'équation 3.17, qui correspond également aux rayons des hypersphères utilisées pour la génération des transformations ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{présimulation}$ appliquées avant simulation. Comme nous pouvons le voir, aucune des modélisations surfaciques implémentées ne se démarque de manière significative, ce qui laisse penser que la répartition des maxima globaux dans l'espace des paramètres est similaire entre les deux modèles surfaciques. Néanmoins, la métrique utilisée pour l'évaluation de la précision (ACC) ne tient pas compte de la capacité de chaque stratégie à converger localement ce qui nous amènera à analyser le nombre de maxima locaux.

Si on transpose cette analyse sur la précision à notre procédure de recalage itérative, l'axe des abscisses doit être interprété comme la transformation de rééchantillonnage appliquée avant simulation de la surface osseuse. L'axe des ordonnées correspond quant à lui au résultat obtenu en sortie du recalage. Comme la méthode est itérative, ce dernier sera réinjecté ensuite comme entrée de la transformation de rééchantillon-

nage et ainsi de suite. Ainsi, en partant de ${}^0\mathbf{T}$, nous obtenons en sortie de la première itération du recalage la transformation ${}^1\mathbf{T}_0$. Cette dernière est ensuite définie comme le point de départ pour une nouvelle itération de recalage ainsi de suite jusqu'à convergence de la modélisation surfacique osseuse. Un schéma résumant cette approche itérative est présenté à la figure 3.3.

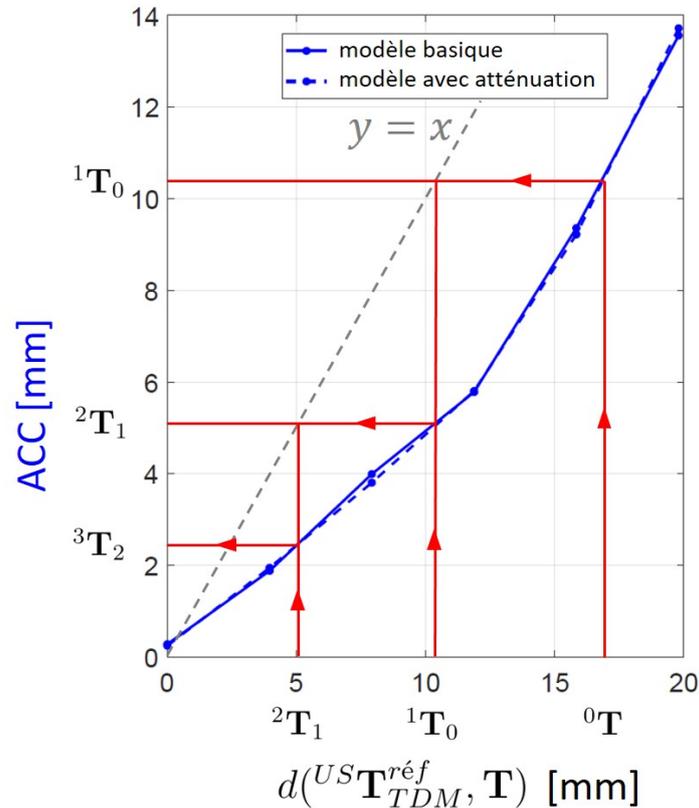


Figure 3.15 – Illustration de l'intérêt de la simulation itérative pour la convergence du recalage.

Sur la figure 3.14(b), nous avons représenté le nombre de maxima locaux obtenus sur chaque hypersphère en fonction de l'écart $d({}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref}, {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{presimulation})$. Indépendamment de l'écart par rapport à l'alignement de référence, la mesure de similarité calculée à partir du modèle avec atténuation bénéficie d'un nombre plus faible de maxima locaux comparé au modèle basique, ce qui confirme notre prévision initiale. Par conséquent, la recherche de la transformation de recalage en utilisant le modèle avec atténuation est moins sujette à une convergence locale qu'avec le modèle basique. Cependant, comme nous avons déjà pu le mentionner à la section 3.2.2, la modélisation avec atténuation induit un coût de calcul non négligeable de la mesure de similarité. Celle-ci s'avère, par conséquent, difficilement conciliable avec une recherche globale par PSO, qui pour être efficace, nécessite un nombre conséquent d'évaluations de la mesure de similarité. Cette notion de temps sera traitée à travers le nombre moyen d'évaluations de la mesure de similarité à la fin de la section 3.4.3.2.

Afin de tirer profit des avantages de chacune des modélisations surfaciques, nous proposons d'implémenter une approche de modélisation de la surface osseuse simulée, que nous qualifions d'*hybride*, permettant un juste compromis entre le temps de calcul et la convergence globale. Ainsi, comme montré dans la figure 3.16 pour l'étape de recalage itérative multi-simulations (macro), nous utilisons le modèle basique qui génère

un coût de calcul de la mesure de similarité relativement faible. Pour le recalage affiné (micro), nous appliquons ensuite le modèle avec atténuation afin de réduire le risque de convergence locale avec l'algorithme L-BFGSO.

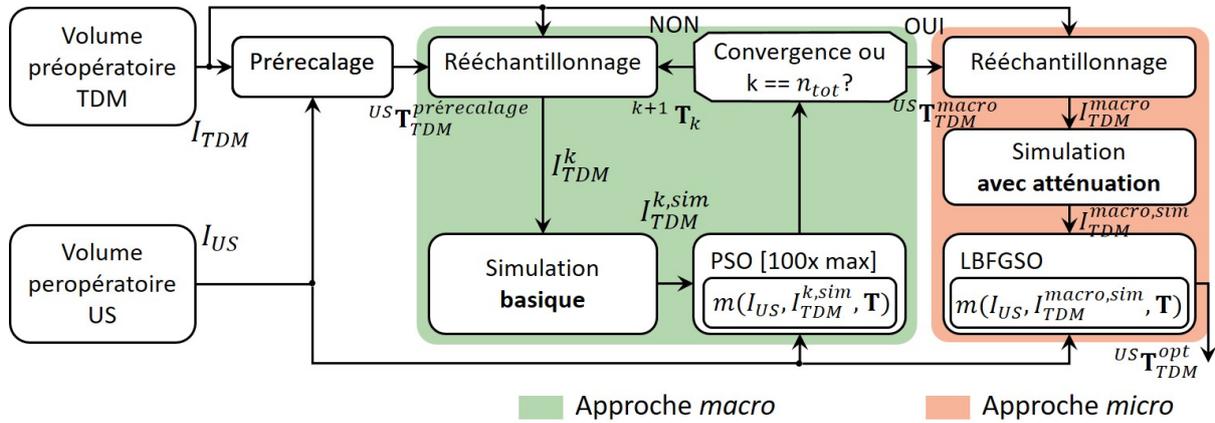


Figure 3.16 – Procédure hybride de recalage des volumes pré et peropérateur.

3.4.3 Évaluation des performances du recalage

Après avoir défini la stratégie optimale qui, pour application, correspond à une utilisation combinée des modélisations surfaciques osseuses, nous pouvons maintenant procéder à l'analyse quantitative des performances du recalage. Pour ce faire, nous proposons de réaliser cent recalages par échantillon anatomique, soit un total de quatre cents recalages sur l'ensemble des quatre jeux de données. Pour chaque recalage, nous générons tout d'abord une transformation de prérecalage ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{prérecalage}}$ obtenue à partir d'une perturbation aléatoire \mathbf{T}^{pert} appliquée par rapport au recalage de référence ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{réf}}$ telle que :

$${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{prérecalage}} = \mathbf{T}^{\text{pert}} \circ {}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{réf}}. \quad (3.21)$$

Le vecteur $\vec{x} = (\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z)$ associé à la transformation de perturbation \mathbf{T}^{pert} est généré aléatoirement selon une loi uniforme de sorte que chacun des paramètres soit compris entre -10 et $+10$ mm en translation et entre -10 et $+10^\circ$ en rotation. L'image mobile $I_{TDM}^{\text{prérecalage}}$ obtenue après rééchantillonnage de I_{TDM} suivant la transformation ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{\text{prérecalage}}$ est ensuite recalée avec l'image fixe I_{US} selon la procédure résumée à la figure 3.16.

Enfin, nous rapportons les performances obtenues pour chacun des quatre cents recalages réalisés à l'aide des métriques définies dans la section suivante.

3.4.3.1 Métriques pour l'évaluation des performances

Erreur de recalage

Comme nous avons pu le voir à la section 3.3.1, l'évaluation de la précision du recalage en un point ${}^{TDM}\vec{p}$ de l'image mobile I_{TDM} repose sur la TRE définie par :

$$TRE({}^{TDM}\vec{p}) = \|\mathbf{T}_{TDM}^{ref} \cdot {}^{TDM}\vec{p} - \mathbf{T}_{TDM}^{opt} \cdot {}^{TDM}\vec{p}\|$$

où ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{ref}$ correspond à la transformation de référence entre les modalités US et TDM obtenue suivant le protocole défini à la section 3.3.2 et ${}^{US}\mathbf{T}_{TDM}^{opt}$ à la transformation optimale obtenue en sortie de la procédure de recalage. Afin de rendre compte de l'écart résiduel au niveau des structures d'intérêt, l'évaluation de l'erreur de recalage ne doit cependant pas se limiter à quelques points. Dans un souci de cohérence avec l'application clinique envisagée, nous proposons de focaliser l'évaluation de l'erreur au niveau de la cochlée qui constitue la structure d'intérêt pour notre application. Bien que visibles dans les deux modalités, nous écartons le calcul de l'erreur se basant sur les marqueurs artificiels MS1 et MS2 car ceux-ci se trouvent trop éloignés de la cochlées. Ainsi, nous décidons d'évaluer la moyenne quadratique de la TRE (RMS TRE) obtenue en chacun des points composant la cochlée que nous devons extraire au préalable de l'image I_{TDM} .

Pour ce faire, nous appliquons une segmentation par méthode des ensembles de niveaux (*level set* en anglais) (Sethian, 1999) dont les principales étapes sont décrites ci-après. Tout d'abord, nous générons une image $I_{TDM}^{sigmoïde}$ présentant un meilleur contraste au niveau des contours délimitant la cochlée que l'image native I_{TDM} en appliquant sur chaque voxel une fonction sigmoïde :

$$I_{TDM}^{sigmoïde}(\vec{x}) = (I_{max}^{sigmoïde} - I_{min}^{sigmoïde}) \cdot \frac{1}{1 + e^{-\frac{I_{TDM}(\vec{x}) - \beta}{\alpha}}} + I_{min}^{sigmoïde} \quad (3.22)$$

où $I_{min}^{sigmoïde}$ et $I_{max}^{sigmoïde}$ correspondent aux niveaux d'intensité minimum et maximum de l'image de sortie $I_{TDM}^{sigmoïde}$ et α et β définissent respectivement la largeur associée à la plage d'intensité de l'image d'entrée I_{TDM} et le centre de la plage en question. Nous appliquons ensuite un algorithme de *fast marching* (Sethian, 1999) qui consiste à faire se propager au cours du temps une surface fermée à partir d'un point d'initialisation \vec{x}_{init} . L'image $I_{TDM}^{sigmoïde}$ sert ici à coder la vitesse de propagation de la surface en question de façon à privilégier une expansion rapide pour les voxels de faible intensité et lente voire nulle pour ceux de forte intensité. Afin de s'assurer que la surface se propage effectivement le long de la cochlée, le point d'initialisation est sélectionné manuellement au niveau de l'apex du conduit cochléaire. Pour éviter toute propagation indéfinie, l'algorithme requiert également une valeur d'arrêt $v_{arrêt}$ à partir de laquelle la surface s'arrête de croître. À l'issue de la méthode de *fast marching*, une segmentation par seuillage (de seuil S) est réalisée sur l'image de sortie afin d'obtenir une représentation binaire de la cochlée $I_{TDM}^{cochlée}$. Les valeurs des paramètres utilisés pour l'étape de segmentation de la cochlée contenue dans le volume TDM ont été déterminées de manière expérimentale. Un exemple typique de segmentation de cochlée est présenté à la figure 3.17.

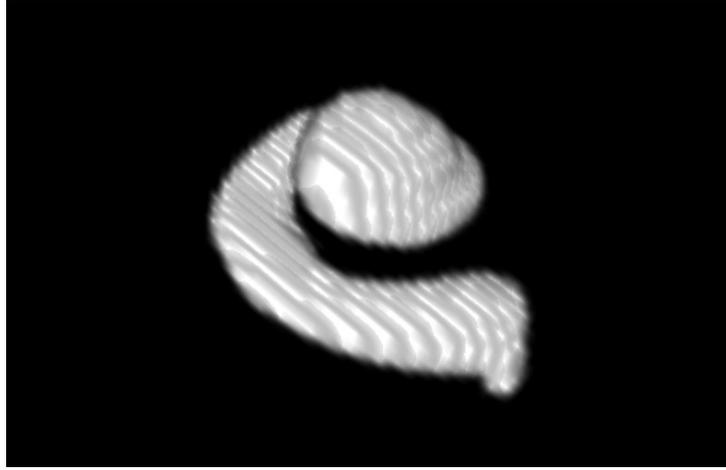


Figure 3.17 – Rendu 3D après segmentation de la cochlée n°1.

En considérant $\Omega_{TDM}^{cochlée}$ défini comme l'ensemble de points \vec{p} appartenant au support $\Omega_{TDM}^{cochlée}$ du modèle binaire de la cochlée $I_{TDM}^{cochlée}$ pour lesquels les valeurs de gris sont non nulles : $\Omega_{TDM}^{cochlée} = \{\vec{p} \in \Omega_{TDM}^{cochlée} \mid I_{TDM}^{cochlée}(\vec{p}) \neq 0\}$, la RMS TRE estimée par rapport à la cochlée s'écrit alors :

$$RMS\ TRE = \sqrt{\frac{1}{|\Omega_{TDM}^{cochlée}|} \sum_{\vec{p} \in \Omega_{TDM}^{cochlée}} \|T_{TDM \rightarrow US}^{réf} \cdot \vec{p} - T_{TDM \rightarrow US}^{recalage} \cdot \vec{p}\|} \quad (3.23)$$

Les valeurs des paramètres utilisées pour la segmentation des cochlées contenues dans les données préopératoires de chaque échantillon anatomique sont rapportées dans le tableau 3.2.

Volume TDM n°	α	β	$\vec{x}_{init}(voxels)$	$v_{arrêt}$	S
1	-7.5	42.5	(190, 307, 166)	19	19
2	-6.67	30	(224, 217, 155)	145	145
3	-5.83	17.5	(221, 262, 198)	24	24
4	-7.5	42.5	(226, 194, 115)	18	18

Tableau 3.2 – Paramètres de la procédure de segmentation de cochlée à partir du volume TDM.

Taux de recalage

Afin de mesurer la reproductibilité en terme de précision des recalages obtenus par notre approche, nous proposons de calculer le taux de recalage qui est défini comme le pourcentage de recalages "réussis" par rapport au total de recalages effectués sur le jeu de données étudié. Au regard de notre objectif en précision, un recalage est qualifié de "réussi" lorsque l'erreur en précision associée (Éq. 3.23) est inférieure à 1 mm, de sorte que :

$$\text{taux de recalage} = \frac{\text{nombre de recalages "réussis"} (RMS\ TRE \leq 1mm)}{\text{nombre total de recalages du jeu de données}} \quad (3.24)$$

Temps de recalage

Le temps nécessaire au recalage entre les modalités US et TDM est défini comme la durée mesurée entre le lancement de la phase de recalage multi-simulation et l'arrêt de la phase de recalage affiné. Comme cette valeur dépend de la puissance de calcul de la machine de traitement utilisée, nous rapportons également le nombre d'évaluations de la mesure de similarité pour chacune des phases de recalage qui constitue, à notre sens, une estimation objective du coût de calcul nécessaire à notre approche.

3.4.3.2 Résultats expérimentaux

L'intégralité de la procédure de recalage (Fig. 3.4) ainsi que les différentes métriques décrites précédemment sont implémentées en C++ à l'aide de la bibliothèque Insight Tool Kit (ITK). Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau 3.3 ainsi qu'à la figure 3.18.

Échantillon anatomique n°	Recalage macro		Recalage macro + micro	
	RMS TRE (mm)	Taux de recalage (%)	RMS TRE (mm)	Taux de recalage (%)
1	0.44	95	0.76	98
2	0.68	97	0.63	99
3	1.15	31	1.02	87
4	1.06	86	0.63	93
Moyenne	0.83	77.25	0.76	94.25

Tableau 3.3 – Performances de la procédure de recalage obtenues après recalage macro et après recalage macro + micro.

Dans le tableau 3.3, nous avons choisi de rapporter les performances obtenues en sortie du recalage macro ainsi qu'en sortie du recalage macro + micro afin de pouvoir évaluer la pertinence de la stratégie de recherche macro + micro. Comme nous pouvons le voir, la phase de recalage micro permet d'améliorer la précision ainsi que le taux de recalage obtenus en sortie du recalage macro pour les échantillons n°2, 3 et 4. Pour l'échantillon n°1, la phase de recalage micro permet uniquement d'améliorer le taux de recalage qui passe de 95 % à 98 %. À l'inverse, la précision est dégradée passant de 0.44 mm à 0.76 mm mais elle reste toutefois sous la barre des 1 mm.

Du point de vue de la procédure de recalage macro + micro, les meilleures performances sont obtenues pour l'échantillon n°2 pour lequel nous rapportons une précision de 0.63 mm ainsi qu'un taux de recalage de 99 %. Les performances les moins bonnes sont obtenues pour l'échantillon n°3 pour lequel nous observons une précision de 1.02 mm ainsi qu'un taux de recalage de 87 %. Sur l'ensemble des quatre cents recalages, la procédure proposée permet d'atteindre une précision de 0.76 mm avec un taux de recalage de 94.25 %.

Dans la figure 3.18, nous avons représenté la répartition des erreurs de recalage (RMS TRE) obtenues en sortie de la procédure de recalage macro + micro pour chaque

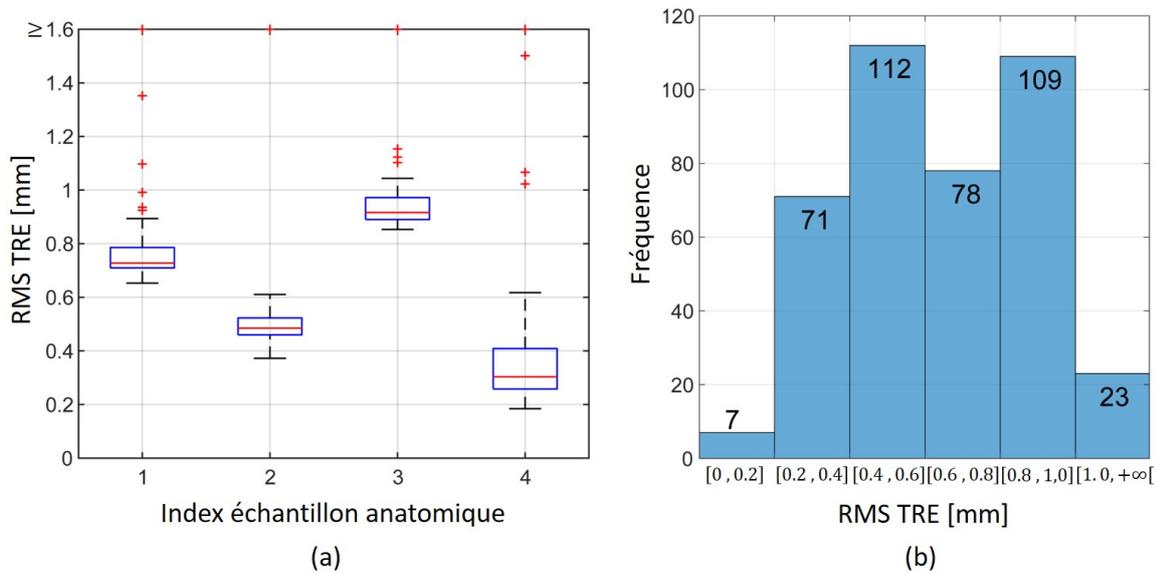


Figure 3.18 – Représentations graphiques de l'erreur de recalage (RMS TRE) obtenue en sortie du recalage macro + micro : (a) boîtes à moustache et (b) histogramme.

échantillon anatomique (Fig. 3.18(a)) ainsi que pour l'ensemble des jeux de données (Fig. 3.18(b)). La répartition sous forme d'histogramme confirme que l'erreur de recalage moyenne se situe bien autour de 0.6 mm avec un pic en fréquence dans l'intervalle [0.4, 0.6] mm avec 112 recalages sur un total de 400 suivi par un second pic dans l'intervalle [0.8, 1.0] mm avec 109 recalages. Ceci conforte que les conclusions formées à partir du tableau 3.3 concernant le taux de recalage (RMS TRE < 1 mm) estimé à 94.25 % ainsi qu'une RMS TRE moyenne de 0.76 mm. Malgré la présence de recalages aberrants, la figure 3.18(a) montre bien qu'environ 95 % des recalages effectués présentent une RMS TRE inférieure à 1 mm, avec toutefois une très faible modulation pour l'échantillon n°3, ce qui rejoint encore une fois les conclusions tirées plus haut concernant le taux de recalage ainsi que la RMS TRE moyenne.

Le temps moyen d'exécution de la procédure de recalage macro + micro nécessaire à l'alignement des volumes I_{US} et I_{TDM} est de 29.29 s sur une machine équipée d'un processeur Intel® Xeon™ i7-8750H 2.20 GHz. Le nombre moyen d'évaluations de la mesure de similarité est de 9664 pour la phase de recalage multi-simulation et de 214 pour la phase de recalage affiné.

3.4.4 Discussion

Dans la section précédente, nous avons présenté une validation expérimentale de la procédure de recalage proposée à la section 3.2.3. Les résultats obtenus sur pièces anatomiques humaines *ex vivo* confirment la pertinence de l'utilisation de cette procédure pour le développement d'une station de navigation appliquée à l'os temporal en ce que qu'elle permet d'atteindre une erreur de recalage inférieure au millimètre. Comme discuté à la section 2.3.4 du chapitre précédent, l'erreur obtenue doit cependant être ramenée à la résolution des images utilisées pour pouvoir être comparée aux

techniques de recalage issues de l'état de l'art. Ce qui, pour une résolution isotropique de 0.15 mm nous amène à une RMS TRE de 5.07 voxels. Au-delà de la question de la précision, l'approche en deux phases de recherche de la transformation optimale d'alignement s'avère également pertinente en ce qu'elle permet une amélioration significative de la répétabilité des résultats de recalage.

Cette approche combinée à l'utilisation hybride des modélisations surfaciques basique et avec atténuation conduit cependant à un coût de calcul conséquent ce qui se traduit par un temps moyen de recalage plus long par rapport à d'autres travaux portant sur le recalage US / TDM de structures osseuses (Gueziri *et al.*, 2019, Brounstein *et al.*, 2011). Ces résultats sont toutefois à analyser au regard de la précision ainsi que du taux de recalage rapportés. Ainsi dans (Gueziri *et al.*, 2019), les auteurs font état d'un temps d'exécution de 11 s pour une erreur moyenne ainsi qu'un taux de recalage respectivement de 1.48 mm et de 84.42 %. Dans (Brounstein *et al.*, 2011), celui-ci s'élève à 2.11 s pour une erreur de recalage en surface de 0.63 mm. Par ailleurs, l'évaluation quantitative de la précision reste, dans ce cas, à nuancer puisqu'elle a été réalisée sur des données cliniques pour lesquelles aucun recalage de référence n'a été généré. Ainsi, de notre point de vue, la grande précision et la forte capacité à atteindre une erreur de recalage submillimétrique que permet notre méthode suffisent à justifier un temps de recalage plus important qui, par ailleurs, se trouve être du même ordre de grandeur que celui présenté dans (Gueziri *et al.*, 2019). Enfin, une implémentation sur carte graphique est laissée en perspective dans le cas où le temps d'exécution rapporté serait incompatible avec une application clinique.

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une méthode de recalage reposant sur la simulation itérative de la surface osseuse estimée visible à l'échographie à partir d'un volume préopératoire de l'imagerie TDM pour la réalisation d'une station de navigation adaptée à la chirurgie de l'os temporal. Deux modélisations surfaciques de la structure osseuse étudiée ont ainsi été proposées pour l'évaluation de la similarité entre les volumes à recalage. Le premier modèle, que nous qualifions de *basique*, se limite à une surface binaire d'une épaisseur de 1 voxel à l'interface os / arrière-plan. Le seconde, qualifié de modèle avec *atténuation*, améliore la correspondance spatiale avec les images peropératoires en prenant en compte le phénomène d'atténuation dans l'estimation de la surface osseuse aux dépens du temps de calcul de la mesure de similarité. Après avoir comparé leur influence sur le comportement de la mesure de similarité utilisée, nous avons choisi d'adopter une stratégie hybride combinant les avantages de chacune des modélisations surfaciques et permettant un juste compromis entre temps de calcul et convergence globale.

Afin de permettre une évaluation quantitative objective des performances de la procédure proposée, nous avons également présenté un nouveau protocole pour la génération de la transformation de référence permettant d'aligner les volumes US et TDM s'appuyant sur une méthode de recalage basée intensité ainsi que des marqueurs structuraux fabriqués par impression 3D. Les résultats obtenus sur pièces anatomiques

humaines *ex vivo* confirment la pertinence de notre approche qui permet d'atteindre dans 94.25 % des cas une erreur de recalage inférieure au millimètre avec un temps d'exécution moyen estimé à environ 30 s.

L'utilisation de cette méthode de recalage pour l'élaboration d'une station de navigation appliquée à la chirurgie de l'os temporal reste cependant conditionnée par l'acquisition peropératoire d'un volume de la capsule otique de manière minimale-ment invasive. Dans ce contexte, nous introduisons, au prochain chapitre, une nouvelle sonde écho-endoscopique miniature spécialement conçue pour l'imagerie de l'oreille et présentons les différentes étapes de développement nécessaires à son intégration à une station de navigation.

4

Nouvelle sonde écho-endoscopique pour l'imagerie du système auditif humain

Les performances obtenues avec la procédure de recalage présentée au chapitre précédent confirment la pertinence de l'échographie pour la fusion des données peropératoires US avec le modèle anatomique du patient obtenu par TDM. L'applicabilité de cette méthode pour la navigation de l'os temporal reste cependant conditionnée par la possibilité d'acquérir un volume peropératoire de la capsule otique de manière minimalement invasive. En réponse à cette problématique, ce chapitre présente le développement et la mise en oeuvre d'une nouvelle sonde écho-endoscopique permettant l'imagerie de l'oreille moyenne et de l'oreille interne depuis le conduit auditif externe. Après une brève description de la phase de conception de la sonde à la section 4.2 et de sa motorisation à la section 4.3, une procédure pour la reconstruction d'images 3D à partir d'une série d'acquisitions de coupes échographiques est présentée puis validée expérimentalement sur une tête de cadavre à la section 4.4. Dans la perspective de développer une station de navigation, une méthode de calibration géométrique basée sur la procédure d'acquisition de volumes précédemment décrite est ensuite proposée à la section 4.5.

Sommaire

4.1	Introduction	101
4.2	Développement d'une nouvelle sonde écho-endoscopique miniature	102
4.2.1	Définition des spécifications techniques	102
4.2.2	Conception de la sonde	105
4.3	Manipulation robotisée de la sonde	106
4.3.1	Utilisation du robot PANDA®	107
4.3.2	Utilisation du robot RobOtol®	107
4.3.3	Validation préliminaire	107
4.4	Acquisition de coupes 2D et reconstruction volumique	109
4.4.1	Méthode de reconstruction volumique par balayage	109
4.4.2	Protocole de validation expérimentale	111
4.4.3	Résultats	115

4.5	Calibration géométrique du porte-sonde robotisé	120
4.5.1	Procédure de calibration géométrique	121
4.5.2	Validation expérimentale	125
4.6	Conclusion	126

4.1 Introduction

L'étude réalisée au chapitre précédent confirme l'intérêt que présente l'échographie pour la fusion des données pré et peropératoires pour la navigation de l'os temporal. La faible profondeur de pénétration des ultrasons au niveau des structures osseuses rend cependant inenvisageable l'application de cette modalité depuis l'os temporal pour l'imagerie de l'oreille interne qui se trouve être profondément ancrée dans la base du crâne (Section 1.1). Comme nous avons pu le voir au chapitre 2, une alternative proposée dans (Landry *et al.*, 2015, Rainsbury *et al.*, 2016) consiste à imager le système auditif depuis la membrane tympanique qui constitue l'unique point d'accès naturel à la caisse du tympan (Section 1.1.2). Pour être applicable dans un contexte clinique, ce type d'approche nécessite cependant la miniaturisation des dispositifs échographiques actuels sous la forme d'une sonde endoscopique pouvant être insérée le long du conduit auditif externe.

L'étude présentée dans (Brown *et al.*, 2009) est la première à avoir fait mention de l'utilisation d'une sonde miniature pour l'imagerie du système auditif humain. Malgré l'acquisition d'images échographiques hautes fréquences (50 MHz), la largeur totale du dispositif présenté (~ 6 mm) n'est toutefois pas compatible avec la taille du conduit auditif externe d'un adulte moyen. En effet, le diamètre maximal des caméras endoscopiques utilisées en chirurgie transtympanique minimalement invasive pour adultes est de 4 mm (Tarabichi,). De nombreux travaux couvrant d'autres applications médicales telles que la biopsie mammaire (Cummins *et al.*, 2016, McPhillips *et al.*, 2017) ou encore la neurochirurgie (Schivavone *et al.*, 2017) ont depuis réussi à atteindre un diamètre de miniaturisation de moins de 2 mm pour des sondes linéaires¹ La largeur du champ de vision de ce type de sonde reste néanmoins contraint à la longueur de la barrette, ce qui, en cas de miniaturisation, réduit considérablement les possibilités d'imagerie. Afin d'élargir le champ de vision, une solution consiste à défléchir les ondes ultrasonores générées en modifiant la courbure de la barrette d'éléments. Ces dispositifs se présentent notamment sous la forme de sondes convexes comme dans (Peng *et al.*, 2017) où la fabrication d'une sonde curviligne de 64 éléments de 10 mm de diamètre a été présentée ou comme dans (Lay *et al.*, 2018) où une sonde annulaire de 5 mm de diamètre comprenant 512 éléments a été étudiée en simulation. Une autre possibilité permettant l'acquisition d'images sectorielles à partir d'une sonde linéaire consiste à contrôler électroniquement la déflexion des ondes émises en jouant sur le déphasage entre les différents éléments qui composent la barrette. Le cas de miniaturisation de cette technologie rapporté dans (Bezanson *et al.*, 2014) souffre cependant d'un temps d'acquisition incompatible avec une application *in vivo*. En effet, le dispositif développé dans ce travail consiste en une sonde endoscopique de 2.5 mm \times 3.1 mm comprenant 64 éléments pour une fréquence centrale de 40 MHz qui nécessite cependant un temps pouvant aller de 20 minutes à 6 heures pour la formation d'images selon la stratégie choisie pour la déflexion des ondes US.

Comme nous venons de le voir, l'évolution des techniques de fabrication permet aujourd'hui la réalisation de sondes endoscopiques pouvant être insérées le long

1. Une sonde linéaire désigne tout dispositif pour lequel les différents transducteurs piézoélectriques ou éléments responsables à la fois de l'émission et de la réception des ondes ultrasonores sont répartis le long d'une barrette linéaire.

du conduit auditif externe. Néanmoins, l'intégralité des travaux que nous venons de citer se limitent à l'acquisition de coupes échographiques tandis que la méthode de recalage proposée au chapitre précédent requiert un volume en entrée. Face à cette problématique, les sondes matricielles apparaissent comme une solution idéale pour l'acquisition en temps réel de volumes échographiques. Comme leur nom l'indique, ces dispositifs reposent sur une matrice 2D d'éléments qui permet la formation d'images 3D à partir du même procédé de balayage électronique décrit plus haut. L'augmentation du nombre d'éléments nécessaire à cette technologie (N pour une sonde 2D contre N^2 pour une sonde matricielle) rajoute toutefois à la complexité du processus de miniaturisation qui s'effectue le plus souvent aux dépens de la largeur du champ de vision, de la fréquence et, par conséquent, de la résolution spatiale (Light et Smith, 2004, Dausch *et al.*, 2014). Plus récemment, l'étude dans (Latham *et al.*, 2020) a rapporté la fabrication d'une sonde matricielle haute fréquence (30 MHz) sous la forme d'un endoscope miniature. Malgré une prouesse technologique, cette dernière présente néanmoins des dimensions (6 mm × 5 mm) du même ordre de grandeur que celles de la sonde décrite dans (Brown *et al.*, 2009) et s'avère donc incompatible avec une acquisition *in vivo* du système auditif humain de manière minimalement invasive.

En l'absence d'une sonde matricielle dont la taille est compatible avec le conduit auditif externe, une solution consiste à motoriser une sonde 2D endoscopique adaptée à l'imagerie du système auditif pour l'acquisition d'un volume US de la capsule otique. Dans ce chapitre, nous proposons donc de développer une sonde écho-endoscopique spécialement conçue pour l'imagerie de l'oreille en terme de dimensions et de résolution puis de mettre en oeuvre une procédure d'acquisition de volumes US basée sur la manipulation robotisée de la sonde. Afin de conclure quant à l'applicabilité de cette méthode d'acquisition pour la navigation chirurgicale, la deuxième partie de ce chapitre présente la mise en place de la calibration géométrique de la sonde nécessaire à la localisation du volume opératoire au sein de la salle d'opération.

4.2 Développement d'une nouvelle sonde écho-endoscopique miniature

4.2.1 Définition des spécifications techniques

Le développement d'une nouvelle sonde écho-endoscopique doit s'appuyer sur un cahier des charges bien précis que nous proposons de définir dans cette section. Ce travail a été réalisé au cours de l'année 2019 par Guillaume Aiche, ingénieur de recherche au LIRMM, en collaboration avec le Pr. Frédéric Venail, chirurgien ORL à l'hôpital Gui de Chauliac et également co-porteur des projets Optifusion (Fondation pour l'Audition) et RobEcho (FEDER).

Diamètre de la sonde

Notre motivation principale pour l'élaboration de cette sonde est de permettre l'imagerie du système auditif humain depuis l'unique point d'accès naturel à l'oreille moyenne que représente la membrane tympanique. En ce sens, la partie endoscopique de la sonde doit présenter un diamètre qui soit compatible avec une insertion le long du conduit auditif externe. Afin de permettre l'acquisition d'images au plus proche de l'oreille interne, celle-ci doit également pouvoir être insérée sous le tympan tout en préservant l'intégrité de la chaîne ossiculaire. Sur la base de l'expérience chirurgicale du Pr. Venail, le diamètre maximal permettant de satisfaire ce type d'insertion a été estimé à $\phi_{sonde} = 4$ mm. Cette valeur correspond, plus précisément, au diamètre maximal des instruments chirurgicaux et des endoscopes utilisés en ORL devant être introduits dans le conduit auditif (Miroir *et al.*, 2008).

Champ de vision

Afin de déterminer les caractéristiques du champ de vision requis pour l'imagerie de la capsule otique depuis le conduit auditif, un modèle numérique de la partie endoscopique de la sonde, que nous représentons par un simple cylindre de diamètre ϕ_{sonde} , est ensuite confronté à l'anatomie du système auditif à l'aide de volumes reconstruits à partir de scanners de patients anonymisés (Fig. 4.1(a)). Au-delà de permettre l'analyse du champ de vision, ce modèle sert également à confirmer la compatibilité du diamètre de la partie endoscopique pour une insertion le long du conduit auditif externe. Pour être le plus cohérent avec la réalité d'acquisition clinique, l'insertion de la sonde modélisée a été réalisée selon l'axe du conduit auditif externe (Fig. 4.1(b)). Enfin, nous extrayons le labyrinthe osseux des images scanners tout en conservant la configuration de la sonde par rapport à l'anatomie du patient puis déterminons quantitativement les dimensions du volume d'acquisition nécessaire à l'imagerie de l'intégralité de la capsule otique. Les caractéristiques du champ de vision requis pour cette sonde sont résumées à la figure 4.2.

Fréquence d'imagerie

La fréquence d'imagerie de la sonde doit permettre un juste compromis entre la résolution spatiale et la profondeur de pénétration des structures osseuses imagées. Celle-ci n'est généralement pas fixe et peut être réglée selon une certaine plage de fréquences autour d'une valeur centrale que nous devons définir. Pour notre application, la valeur centrale de la fréquence est fixée à 18 MHz de façon à bénéficier d'une grande résolution spatiale ($\sim 70 \mu\text{m}$) tout en gardant la possibilité d'explorer des fréquences du même ordre de grandeur que celle utilisée pour l'acquisition des os temporaux au chapitre 3 (10 MHz). Pour le choix de la fréquence, il est, en effet, essentiel de garder à l'esprit le compromis entre la profondeur de pénétration et la résolution spatiale. Par ailleurs, le système échographique Sonix Touch[®] utilisé au laboratoire possède une fréquence d'acquisition maximale de 20 MHz qui constitue, par conséquent, la borne supérieure pour les fréquences d'imagerie.

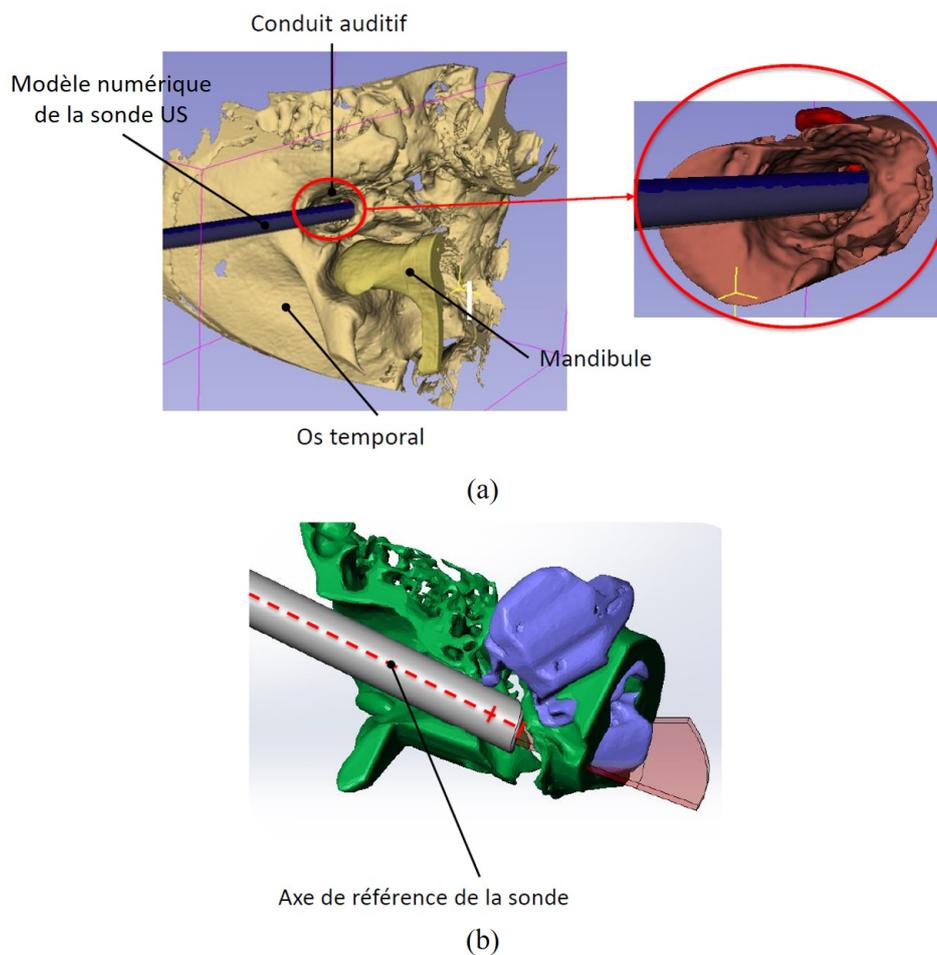


Figure 4.1 – Étapes de dimensionnement de la sonde pour l'imagerie du système auditif : (a) vérification de la compatibilité d'une sonde endoscopique présentant un diamètre distal de 4 mm avec une insertion le long du conduit auditif externe ; (b) estimation du champ de vision (en rouge) requis pour l'imagerie de la caspule otique contenant le labyrinthe osseux (en bleu).

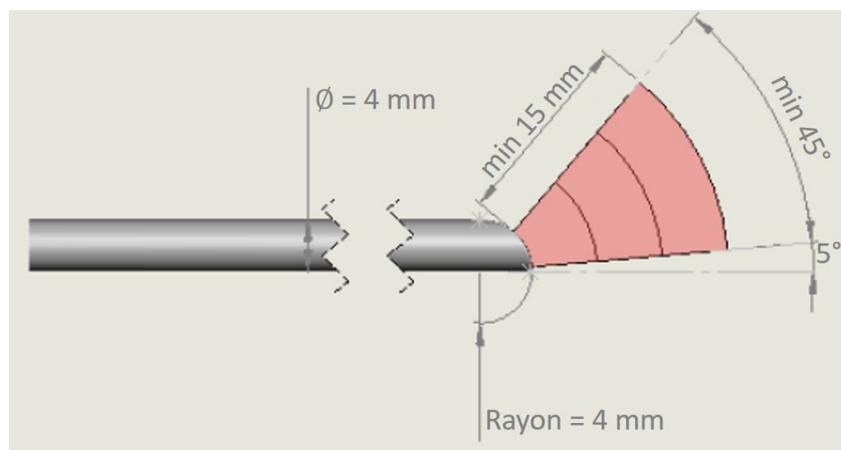


Figure 4.2 – Caractéristiques géométriques requises pour l'imagerie du système auditif humain.

4.2.2 Conception de la sonde

Après la définition du cahier des charges, la conception et la réalisation de la sonde ont ensuite été confiées à la société française Vermon, spécialisée dans la fabrication de transducteurs pour l'imagerie échographique médicale. Toutefois, à cause de la pandémie mondiale de Covid-19 au début de l'année 2020, la société a dû faire face à de nombreux problèmes dans sa chaîne d'approvisionnement qui ont retardé la fabrication de la sonde. Aussi, la sonde finale dont l'envoi était initialement prévu pour la fin du mois de mars 2020 n'a finalement pu être réceptionnée qu'au début du mois d'octobre 2020. En accord avec notre cahier des charges, la partie endoscopique de la sonde finale présente un diamètre de 4 mm et permet l'acquisition d'images sectorielles selon un champ de vision de 47.55° d'ouverture à une fréquence centrale de 18 MHz avec une tolérance de $\pm 10\%$. Afin de respecter les contraintes sur le diamètre, la fréquence et le champ de vision définies précédemment, une sonde conçue présente une géométrie convexe comportant un total de 24 éléments de 1.5 mm de largeur (*elevation*) dont les centres entre deux éléments successifs sont séparés par 0.1 mm (*pitch*). La sonde est équipée d'un connecteur compatible avec le système d'échographie Sonix Touch® utilisé au chapitre précédent qui permet l'acquisition en temps réel de coupes échographiques sectorielles (Fig. 4.4).

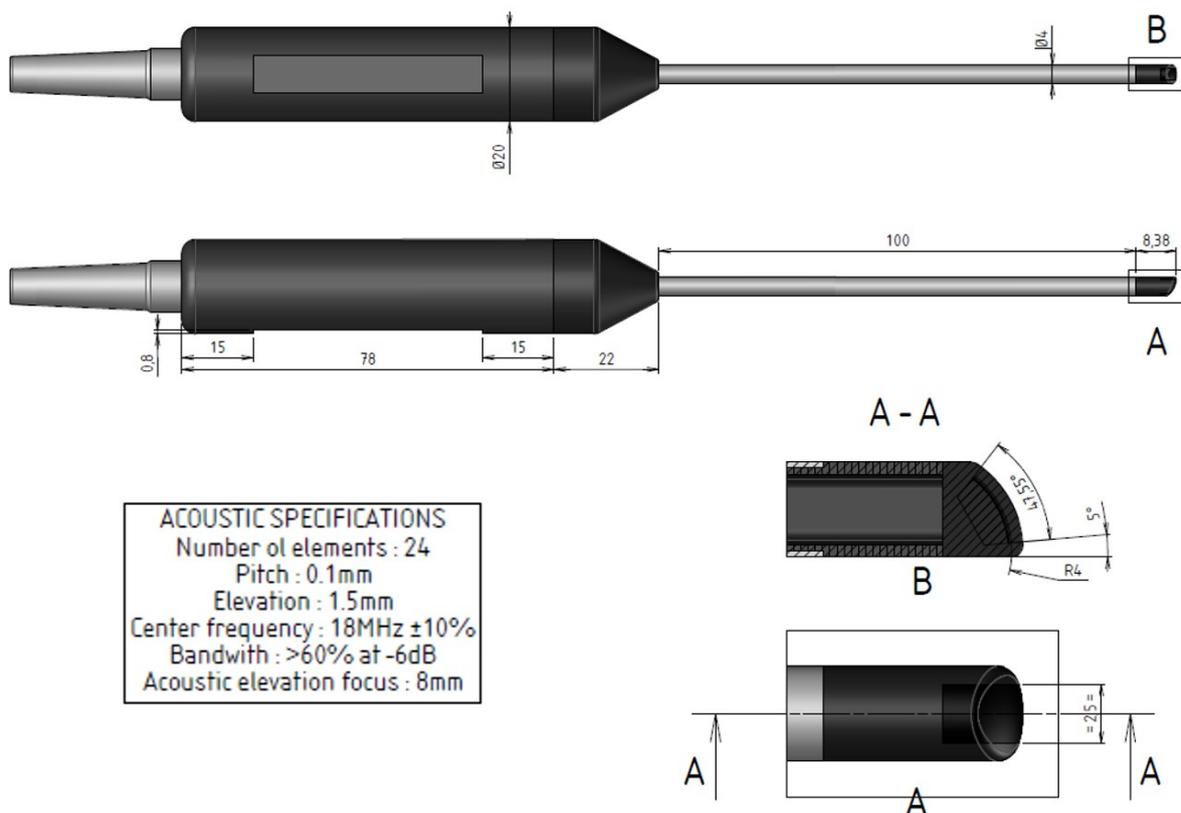


Figure 4.3 – Caractéristiques techniques de la sonde écho-endoscopique.

Comme nous venons de voir, cette nouvelle sonde écho-endoscopique présente des dimensions qui sont compatibles avec une insertion le long du conduit auditif. Toutefois, celle-ci ne permet que l'acquisition de coupes US tandis que la procédure de recalage développée au chapitre précédent requiert des volumes en entrées. Afin de garantir une acquisition volumique peropératoire à partir de cette sonde, une solution

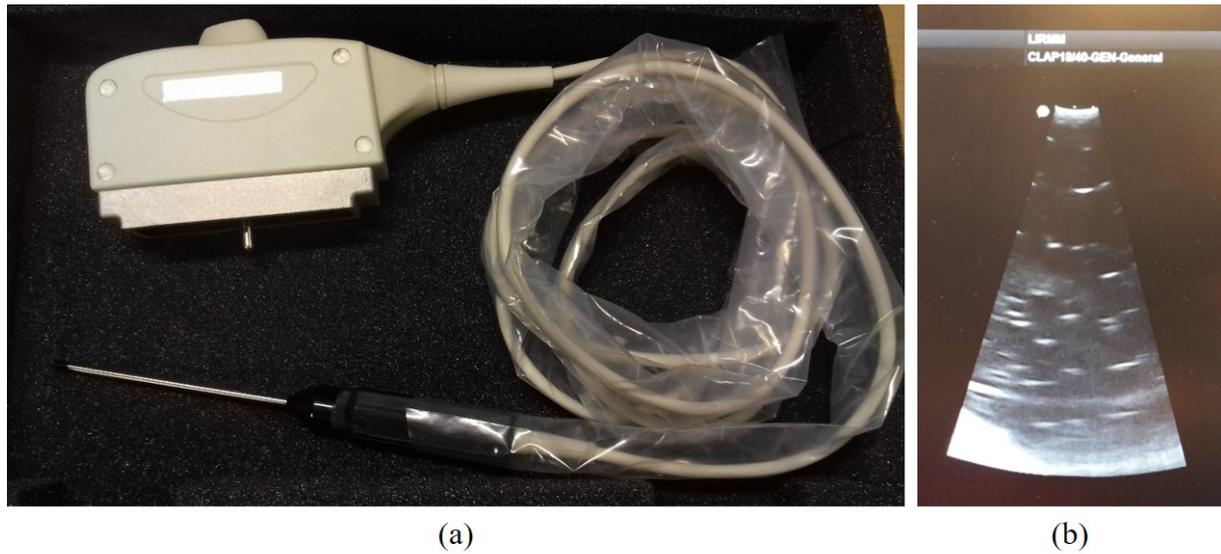


Figure 4.4 – (a) Sonde écho-endoscopique finale ; (b) Image sectorielle reconstruite à partir du système échographique Sonix Touch®.

consiste à reconstruire un volume US à partir d'une série d'images 2D US obtenues pour différentes orientations φ de la sonde comme illustré à la figure (Fig. 4.5). Dans la section suivante, nous proposons d'actionner la rotation de la sonde autour de son axe propre afin de réaliser l'acquisition d'une série de coupes US par balayage en rotation.



Figure 4.5 – Illustration du balayage en rotation de la sonde pour l'acquisition de coupes échographiques selon différentes orientations φ_i , φ_{i+1} et φ_{i+2} .

4.3 Manipulation robotisée de la sonde

Afin de permettre un balayage en rotation de la sonde autour de son axe propre, deux dispositifs d'acquisition basés sur l'utilisation de bras robotisés sont proposés cette section. Le premier repose sur le robot collaboratif PANDA® qui, bien que pensé pour des applications générales, présente l'avantage de pouvoir être comanipulé par le chirurgien. À l'inverse, le second dispositif utilise le système téléopéré RobOtol®

dédié à la chirurgie de l'oreille moyenne. Ce dernier a été acquis grâce au projet FEDER RobEcho afin de porter nos travaux en salle d'opération. Ces deux systèmes permettent un contrôle précis du balayage en rotation de la sonde endoscopique qui s'avère nécessaire à la reconstruction volumique des coupes US acquises. Les travaux présentés dans cette section ont été réalisés avec l'aide du Dr. João Cavalcanti Santos.

4.3.1 Utilisation du robot PANDA[®]

Le robot collaboratif PANDA[®] présente un intérêt pour notre dispositif d'acquisition car il peut être utilisé en comanipulation par le chirurgien qui peut alors facilement guider le prépositionnement de la sonde. Cependant, l'architecture de ce robot est incompatible avec un contrôle précis du positionnement en rotation de la sonde à partir du seul mouvement de son organe terminal. Afin de maximiser la qualité de la reconstruction 3D, nous avons, en effet, défini expérimentalement l'écart angulaire minimum entre deux acquisitions 2D successives à 0.05° . Or, il s'avère qu'à l'inverse du robot RobOtol[®] qui, étant dédié à la microchirurgie de l'oreille, permet un contrôle en rotation inférieur à 0.001° (Miroir *et al.*, 2008), le robot PANDA[®] présente une précision théorique de 0.1° sur l'axe de rotation utilisé. Ainsi, un système mécanique motorisé compatible avec l'organe terminal du robot PANDA[®] présenté à la figure 4.6 a été conçu afin de déporter la motorisation de l'orientation de la sonde et répondre à notre besoin en terme de précision de positionnement angulaire. Ce porte-sonde motorisé comprend un codeur de haute résolution (0.043°) positionné dans l'axe de rotation de la sonde qui permet de contrôler précisément l'angle φ des coupes US. À l'exception du moteur ainsi que des roulements à billes, la structure a été réalisée par fabrication additive.

4.3.2 Utilisation du robot RobOtol[®]

Le robot RobOtol[®] est un système commercial de téléopération spécialement conçu pour la chirurgie de l'oreille moyenne comprenant un bras sériel à 7 ddl (3 rotations, 3 translations et 1 actionnement distal). Comme le montre la figure 4.7(a), le dernier ddl en rotation est adapté au contrôle de l'orientation de la sonde US qui est couplée mécaniquement au robot par l'intermédiaire d'un fourreau réalisé par fabrication additive. Ce dernier comprend deux chemises qui permettent de compenser la différence de diamètre entre les différentes parties (Fig. 4.7).

4.3.3 Validation préliminaire

Afin de valider qualitativement la cohérence de la reconstruction volumique réalisée suivant chacun des dispositifs présents, nous avons effectué des essais de reconstruction 3D préliminaires sur une grille régulière (Fig. 4.8). Pour chaque manipulateur robotique, un volume est ainsi reconstruit à partir de la série de coupes US acquises suivant la méthode présentée dans la prochaine section puis comparé visuellement

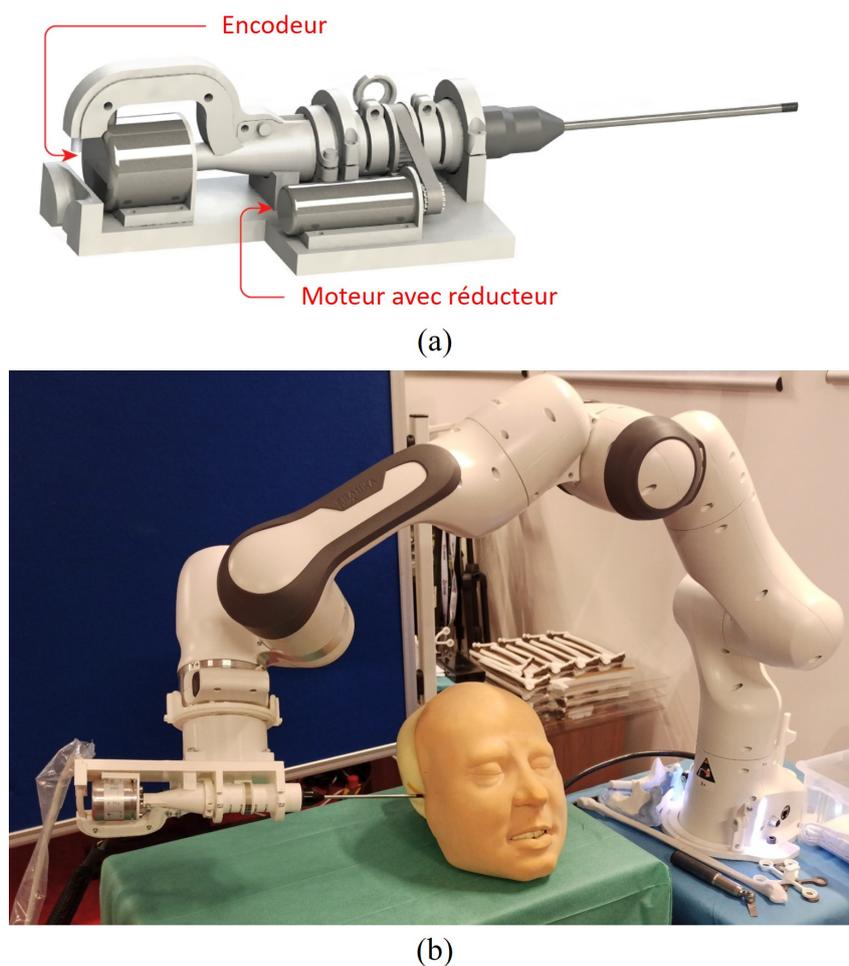


Figure 4.6 – Dispositif d’acquisition utilisant le robot PANDA[®] : (a) porte-sonde motorisé porté par l’organe terminal du robot ; (b) installation du porte-sonde sur le robot PANDA[®].

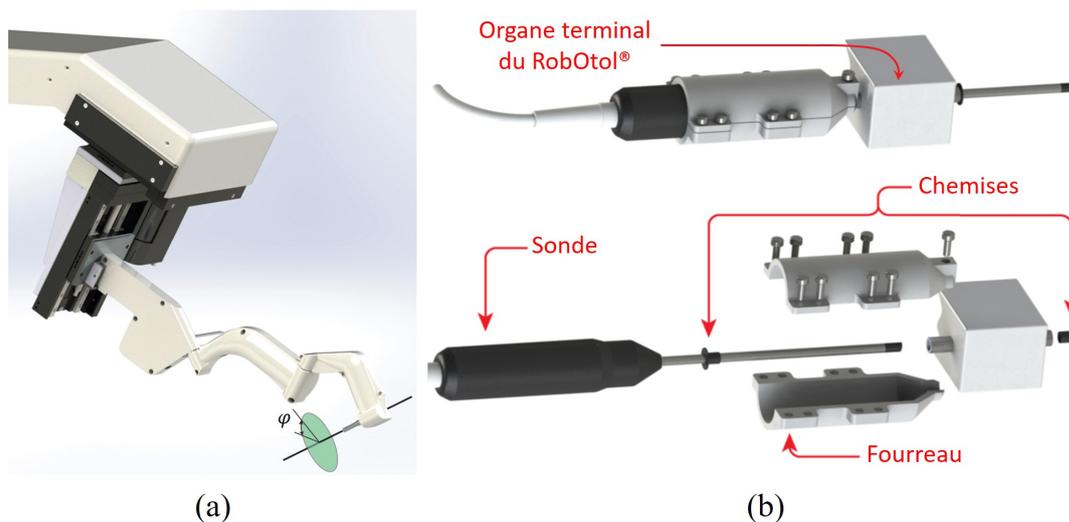


Figure 4.7 – Dispositif d’acquisition utilisant le robot RobOtol[®] : (a) illustration de l’utilisation du dernier ddl en rotation pour le contrôle de l’orientation de la sonde ; (b) schéma de principe présentant une vue détaillée de l’assemblage mécanique de la sonde avec l’axe distal du robot.

à l'aide d'un rendu 3D. Comme nous pouvons le voir à la figure 4.8(a), les résultats obtenus montrent que l'acquisition volumique réalisée à l'aide du dispositif utilisant le robot PANDA[®] n'est pas cohérente avec la réalité. D'importantes distortions apparaissent, en effet, lorsque les structures imagées sont situées proches de l'axe de rotation de la sonde. En l'absence d'artéfacts similaires dans le volume obtenu lorsque la sonde est portée par le robot RobOtol[®] (Fig. 4.8(b)), nous supposons que les distortions en question sont causées par des erreurs dans la fabrication additive des pièces composant le porte-sonde motorisé. Après avoir inspecté visuellement le bout de la sonde au cours d'un balayage en rotation, il s'est, en effet, avéré que l'axe propre de la sonde n'était pas parfaitement aligné avec l'axe de motorisation. Comme la compensation de cette erreur d'alignement nécessiterait de repenser entièrement l'assemblage du porte-sonde motorisé, nous avons remis à plus tard l'utilisation du robot PANDA dans les délais imposés par la thèse et le projet FEDER RobEcho sur lequel nous travaillons avec le Dr. J. Cavalcanti Santos.

Dans la suite du chapitre, nous avons donc réalisé l'intégralité des acquisitions volumiques avec le robot RobOtol[®].

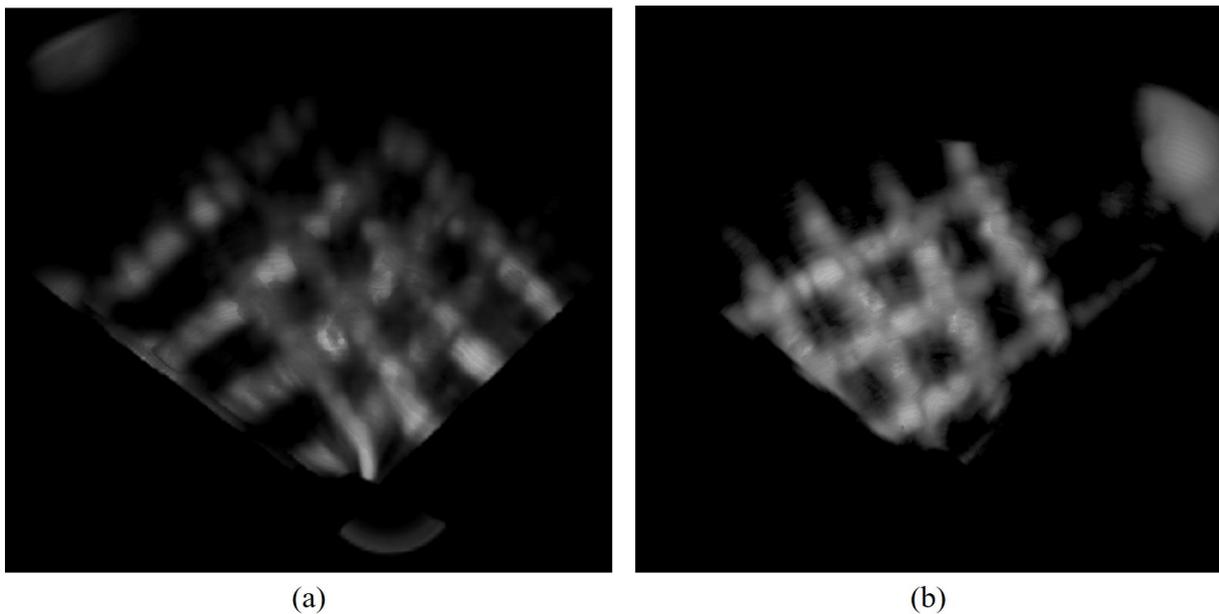


Figure 4.8 – Rendus 3D d'une grille régulière reconstruite à partir d'une série de coupes échographiques acquises avec les dispositifs (a) basé PANDA[®] et (b) basé RobOtol[®].

4.4 Acquisition de coupes 2D et reconstruction volumique

4.4.1 Méthode de reconstruction volumique par balayage

Dans la littérature, la reconstruction de volumes US à partir d'une série de coupes US acquises de manière régulière s'effectue suivant la méthode de reconstruction par balayage (*scan-conversion* (SC) en anglais) (Duan *et al.*, 2003, Zhuang *et al.*, 2009, Pospisil

et al., 2010). Cette technique consiste à rééchantillonner les coupes US acquises selon une grille Cartésienne en utilisant un système d'équations de transformation de coordonnées obtenu à partir de la géométrie de la sonde utilisée. La procédure de reconstruction peut se résumer en trois étapes (Fig. 4.9) :

1. Pour chaque voxel ou échantillon du volume Cartésien à reconstruire, il faut tout d'abord déterminer le point correspondant dans la pile d'images composée des coupes US. Pour cela, nous appliquons un système d'équations, appelé *modèle inverse*, déduit à partir de la géométrie de la sonde US utilisée qui permet de passer des coordonnées de l'espace physique à celles de l'espace d'acquisition de la sonde. Le détail du calcul du modèle inverse est présenté en annexe C.
2. Dans le cas où le point obtenu ne se situe pas sur la grille d'échantillonnage associée aux données avant conversion, l'estimation de la valeur de gris correspondante est ensuite réalisée par interpolation.
3. Enfin, le niveau d'intensité estimé est attribué à l'échantillon étudié.

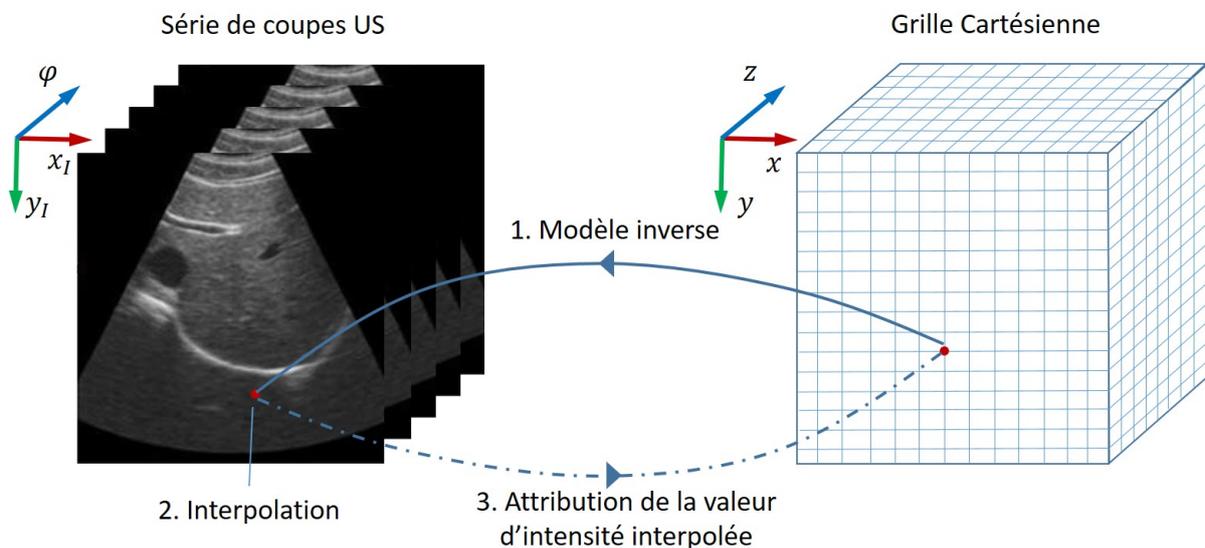


Figure 4.9 – Schéma illustrant les étapes de la méthode de reconstruction volumique par balayage (adapté de (Duan *et al.*, 2003)).

Afin de rester cohérent avec les développements réalisés au chapitre précédent, l'intégralité de la procédure de reconstruction volumique par balayage a été implémentée en C++ à l'aide de la bibliothèque ITK et exécutée sur une machine équipée d'un processeur Intel® Xeon™ i7-8750H 2.20 GHz. Pour l'estimation du niveau de gris associé après transformation inverse, nous avons choisi d'appliquer une interpolation trilineaire qui fournit un bon compromis entre la qualité de reconstruction et le temps de calcul (Duan *et al.*, 2003).

4.4.2 Protocole de validation expérimentale

4.4.2.1 Protocole de validation sur fantôme de synthèse

Afin de valider la reconstruction 3D obtenue avec la nouvelle sonde US en ne nous limitant pas à une simple inspection visuelle comme proposée dans la littérature (Duan *et al.*, 2003, Zhuang *et al.*, 2009, Pospisil *et al.*, 2010), nous avons conçu un fantôme de synthèse pour permettre l'évaluation quantitative de la cohérence physique des volumes générés. Notre objectif est de vérifier si la procédure de reconstruction volumique permet de conserver à la fois les orientations et les distances. Ainsi, nous avons développé une structure en croix comprenant deux paires de fils parallèles séparés de 2 mm, montées orthogonalement entre elles (Fig.4.10). Le support est fabriqué en plastique par impression 3D (Ultimaker, Utrecht, Netherlands) tandis que les fils utilisés sont en métal afin d'améliorer le contraste à l'échographie par rapport au milieu environnant.

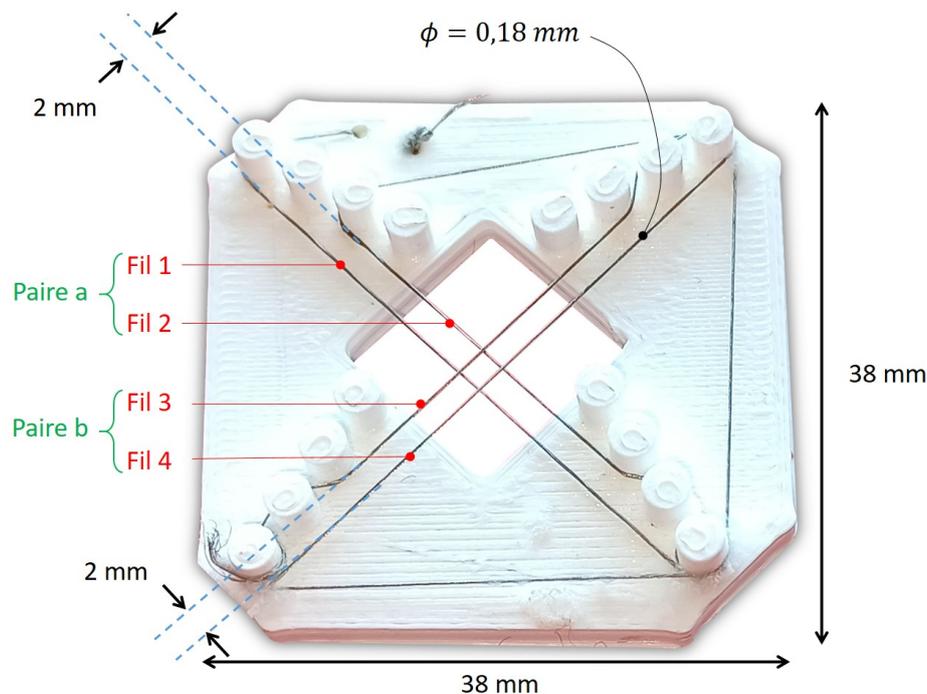


Figure 4.10 – Fantôme de synthèse utilisé pour évaluer la cohérence physique des volumes reconstruits à partir d'une série de coupes échographiques.

Pour procéder à l'analyse quantitative des volumes reconstruits, il nous faut tout d'abord fournir un modèle de référence du fantôme de synthèse conçu. Le modèle obtenu par conception assistée par ordinateur avant impression 3D s'avère cependant insuffisant car il ne permet pas de rendre compte des éventuelles erreurs de fabrication additive ou de positionnement des fils métalliques. Aussi, afin d'obtenir un modèle 3D qui soit le plus proche de la réalité, nous avons scanné le fantôme par microtomodensitométrie (μ TDM) qui bénéficie d'un excellent rapport signal sur bruit. Nous avons ainsi réalisé l'acquisition d'un volume de $389 \times 1987 \times 1243$ voxels avec une résolution isotropique de $29.35 \mu\text{m}$ à l'aide d'un scanner EasyTom 150[®] (RX Solutions, Chavanod, France). À partir du modèle de référence acquis, nous cherchons ensuite à

déterminer l'orientation ainsi que l'écart entre les différents fils composant le fantôme. Pour ce faire, nous modélisons chacun des fils $i, i \in \{1, 2, 3, 4\}$ par une ligne ayant pour représentation paramétrique :

$$\mathcal{L}_i^{\mu TDM} = \{ \vec{p}_i^{\mu TDM} + \lambda \vec{e}_i^{\mu TDM} \mid \lambda \in \mathbb{R} \} \quad (4.1)$$

où $\vec{p}_i^{\mu TDM}$ et $\vec{e}_i^{\mu TDM}$ correspondent respectivement à un point de la ligne i et à son vecteur directeur unitaire. Toutefois, la modélisation nécessite au préalable de segmenter les fils du volume acquis. Comme les fils métalliques présentent une densité supérieure à celle du support plastique, cette étape est réalisée à l'aide d'une simple segmentation par seuillage. Par la suite, chaque fil i est isolé manuellement de l'image binaire résultante puis converti en un nuage de points. Le vecteur directeur $\vec{e}_i^{\mu TDM}$ est alors obtenu par analyse en composante principale (ACP) et $\vec{p}_i^{\mu TDM}$ par calcul du centroïde du nuage de points associé.

Nous estimons ensuite l'orientation entre deux fils i et j à partir du produit scalaire entre leurs vecteurs directeurs unitaires des lignes correspondantes de sorte que :

$$\theta_{ij} = \cos^{-1}(\vec{e}_i^{\mu TDM} \cdot \vec{e}_j^{\mu TDM}) \text{ avec } i \neq j \quad (4.2)$$

L'écart séparant les fils issus de chaque paire (Fig. 4.10) est cependant plus délicat à déterminer puisque rien ne garantit que les lignes estimées soient strictement parallèles entre elles. Par conséquent, nous calculons la distance d_{ij} entre deux fils i et j comme la moyenne quadratique des distances $\| \vec{e}_i^{\mu TDM} \times \overrightarrow{pp}_i^{\mu TDM} \|$ pour l'ensemble des points $p \in \mathcal{L}_j^{\mu TDM}$ contenus dans le volume $I_{\mu TDM}$ reconstruit par μTDM . En exprimant p à l'aide de la représentation paramétrique donnée à l'équation 4.1, la distance d_{ij} s'obtient alors par le calcul intégral suivant :

$$d_{ij} = \sqrt{\frac{1}{|\lambda_{j,2}^{\mu TDM} - \lambda_{j,1}^{\mu TDM}|} \int_{\lambda_{j,1}^{\mu TDM}}^{\lambda_{j,2}^{\mu TDM}} \| \vec{e}_i^{\mu TDM} \times (\overrightarrow{p_j p}_i^{\mu TDM} + \lambda \cdot \vec{e}_j^{\mu TDM}) \|^2 d\lambda} \quad (4.3)$$

où $\lambda_{j,1}^{\mu TDM}$ et $\lambda_{j,2}^{\mu TDM}$ désignent les valeurs correspondant aux points d'intersection $p_{j,1}^{\mu TDM}$ et $p_{j,2}^{\mu TDM}$ de la ligne $\mathcal{L}_j^{\mu TDM}$ avec le volume $I_{\mu TDM}$ telles que :

$$\begin{cases} p_{j,1}^{\mu TDM} = p_j^{\mu TDM} + \lambda_{j,1}^{\mu TDM} \cdot \vec{e}_j^{\mu TDM} \\ p_{j,2}^{\mu TDM} = p_j^{\mu TDM} + \lambda_{j,2}^{\mu TDM} \cdot \vec{e}_j^{\mu TDM} \end{cases} \quad (4.4)$$

Ce qui, après calcul analytique de l'intégrale, donne :

$$d_{ij} = \sqrt{\frac{a + b + c}{|\lambda_{j,2}^{\mu TDM} - \lambda_{j,1}^{\mu TDM}|}} \quad (4.5)$$

avec

$$\begin{cases} a = (\lambda_{j,2}^{\mu TDM} - \lambda_{j,1}^{\mu TDM}) \cdot \| \vec{e}_i^{\mu TDM} \times \overrightarrow{p_j p}_i^{\mu TDM} \|^2 \\ b = ((\lambda_{j,2}^{\mu TDM})^2 - (\lambda_{j,1}^{\mu TDM})^2) \cdot (\vec{e}_i^{\mu TDM} \times \overrightarrow{p_j p}_i^{\mu TDM}) \cdot (\vec{e}_i^{\mu TDM} \times \vec{e}_j^{\mu TDM}) \\ c = \frac{(\lambda_{j,2}^{\mu TDM})^3 - (\lambda_{j,1}^{\mu TDM})^3}{3} \cdot \| \vec{e}_i^{\mu TDM} \times \vec{e}_j^{\mu TDM} \|^2 \end{cases} \quad (4.6)$$

Après avoir déterminé les orientations ainsi que les écarts de référence entre les différents fils du fantôme de synthèse à partir de son modèle TDM, nous procédons ensuite à la reconstruction d'un volume US à partir de la procédure détaillée à la section précédente. De façon à permettre le balayage complet de la "croix" centrale du fantôme, le champ de vision de la sonde est centré sur la zone d'intersection des quatre fils et la plage angulaire de rotation de la sonde autour de son axe est fixée à $\Delta\varphi = 120^\circ$. Enfin, nous appliquons l'algorithme de SC à partir de la série de coupes échographiques acquises.

Tout comme pour le modèle de référence, le calcul des orientations et distances entre les fils du volume reconstruit nécessite de modéliser chacune des lignes correspondantes suivant la représentation paramétrique :

$$\mathcal{L}_i^{US} = \{ \vec{p}_i^{US} + \lambda \vec{e}_i^{US} \mid \lambda \in \mathbb{R} \}, \quad \text{pour } i \in \{1, 2, 3, 4\} \quad (4.7)$$

Contrairement à la μ TDM, l'imagerie US est sujette à de nombreux artéfacts qui rendent inenvisageable l'application d'une ACP pour la détermination de chaque vecteur directeur unitaire \vec{e}_i^{US} . Ainsi, nous avons implémenté la méthode décrite dans (Uherčík *et al.*, 2010) pour la détection d'aiguilles dans un volume US qui, à l'aide d'un algorithme de consensus d'échantillons aléatoires (*RANdom SAmple Consensus* (RANSAC) en anglais), permet d'exclure les points aberrants. En sortie de l'algorithme de détection, nous obtenons deux points $\vec{p}_{i,1}^{RANSAC}$ et $\vec{p}_{i,2}^{RANSAC}$ appartenant à la ligne estimée à partir desquels nous définissons simplement les paramètres \vec{p}_i^{US} et \vec{e}_i^{US} par :

$$\vec{p}_i^{US} = \vec{p}_{i,1}^{RANSAC} \quad \text{et} \quad \vec{e}_i^{US} = \frac{\vec{p}_{i,2}^{RANSAC} - \vec{p}_{i,1}^{RANSAC}}{\| \vec{p}_{i,2}^{RANSAC} - \vec{p}_{i,1}^{RANSAC} \|} \quad (4.8)$$

Enfin, nous déterminons les orientations et écarts entre les lignes estimées du volume échographique à l'aide des équations 4.2 et 4.5. Les validations expérimentales liés à ce protocole ainsi que leur analyse sont détaillées dans la section 4.4.3.1.

Les procédures permettant de modéliser les fils dans les volumes μ TDM et US ont été implémentées en C++ à l'aide de la bibliothèque ITK tandis que le calcul des orientations et distances entre les lignes est réalisé sous MATLAB®.

4.4.2.2 Protocole de validation *ex vivo* sur tête de cadavre

Afin d'évaluer le potentiel clinique du dispositif proposé tout en rendant compte du contexte anatomique peropératoire, nous avons réalisé une série d'acquisitions sur tête de cadavre (Fig. 4.11). Quatre configurations ont ainsi pu être testées avec l'aide d'un chirurgien ORL. La manipulation et l'imagerie des tissus cadavériques ont été réalisées après approbation du comité d'éthique local de la faculté de médecine de Montpellier.

Contrairement aux travaux présentés dans (Landry *et al.*, 2015, Rainsbury *et al.*, 2016, Landry *et al.*, 2018) qui ont nécessité le retrait du conduit auditif externe à cause de la taille des sondes US utilisées, aucune ablation de l'os environnant la caisse du tympan n'a été nécessaire pour l'acquisition des coupes peropératoires. Bien que les

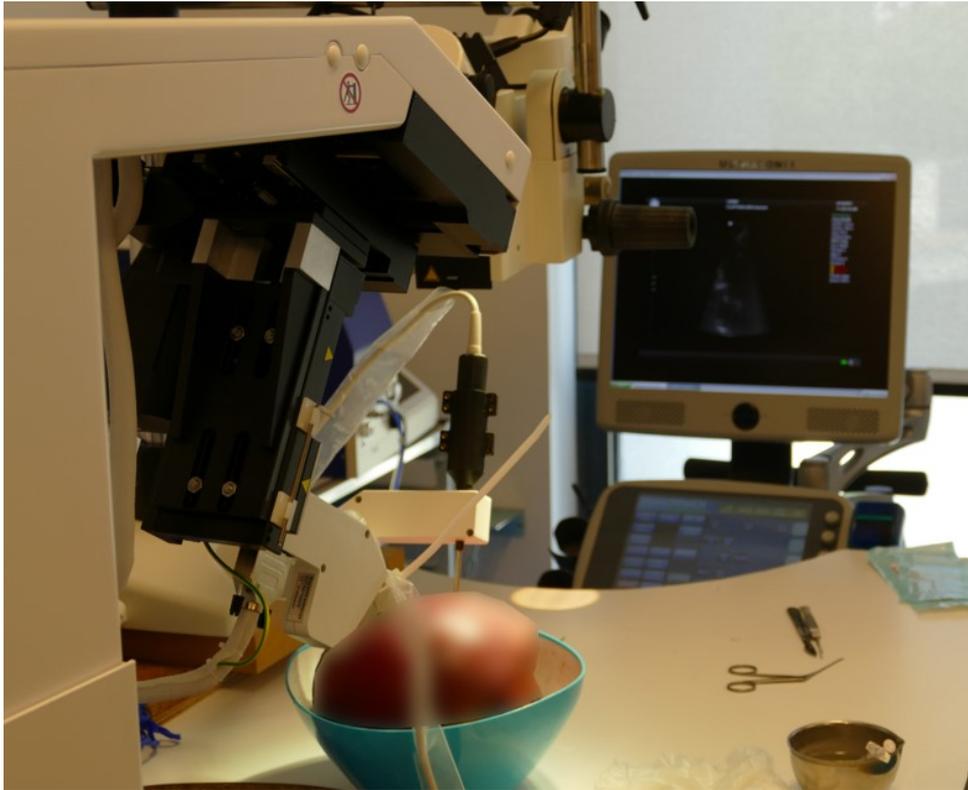


Figure 4.11 – Illustration du dispositif expérimental pour l'acquisition US de données anatomiques à partir d'une tête de cadavre.

dimensions de la sonde soient compatibles avec une insertion le long du conduit auditif externe, pour les besoins de cette expérience préliminaire, une incision postérieure à l'oreille a toutefois été réalisée afin de soulever le pavillon et ainsi faciliter l'accès au conduit. Cette étape permet de garantir un meilleur contrôle visuel du positionnement du bout de la sonde et ainsi d'éviter d'endommager les structures d'intérêt telles que la membrane tympanique (tympan), la chaîne ossiculaire ou la sonde elle-même.

La première acquisition 3D a été effectuée au niveau de l'oreille gauche qui présentait un tympan intact. Une injection transtympanique d'une solution saline a tout d'abord été réalisée pour assurer un couplage acoustique. Une fois la sonde positionnée, nous avons fait une acquisition suivant un balayage en rotation de $\Delta\varphi = 100^\circ$ puis reconstruit le volume associé qui est illustré à la figure 4.14(b). Comme il s'agit de nos premières expériences réalisées avec notre sonde dans un contexte anatomique réaliste (tête de cadavre), nous avons rencontré des difficultés pour situer la fenêtre d'acquisition au niveau des structures de l'oreille moyenne à cause du caractère opaque de la membrane tympanique. Pour y remédier, nous avons donc acquis un second volume US en retirant cette fois le tympan, ce qui permet un contrôle visuel direct du positionnement de la sonde. Après réalisation d'une tympanotomie par le chirurgien, la sonde a été de nouveau insérée le long du conduit auditif externe tout en veillant à focaliser la fenêtre d'acquisition sur l'oreille moyenne. À partir de cette nouvelle configuration, nous avons ensuite réalisé un balayage en rotation de $\Delta\varphi = 100^\circ$ puis reconstruit le volume associé. Les résultats obtenus avec cette seconde acquisition sont présentés à la figure 4.15.

Comme le coeur de cette thèse porte sur l'implantation cochléaire, nous nous sommes dans un second temps intéressé à l'acquisition 3D d'implants cochléaires. Parmi les deux modèles de porte-électrodes à notre disposition (implants cochléaires Neuro ZTI version Classic (CLA) et version EVO), l'implant CLA s'est avéré être celui offrant le meilleur rendu. Pour cela, nous avons comparé la reconstruction volumique pour chacun des implants que nous avons au préalable placés dans un récipient rempli d'eau. Après avoir sélectionné l'implant bénéficiant du meilleur rendu qui, dans notre cas, correspond à l'implant CLA, nous avons ensuite souhaité étudier la visibilité de l'implant sélectionné à l'intérieur de la cochlée. Pour ce faire, une mastoïdectomie a été réalisée afin de permettre l'insertion du porte-électrodes depuis la fenêtre ronde. Après implantation, deux acquisitions 3D suivant les mêmes balayages en rotation ($\Delta\varphi = 100^\circ$) et les paramètres d'imagerie ont été réalisées : dans un premier temps avec le porte-électrodes implanté et ensuite après son retrait. Cette étape nous a ainsi permis d'extraire le porte-électrodes des données acquises par simple soustraction de ces volumes reconstruits. Les résultats obtenus sont résumés dans la figure 4.16.

4.4.3 Résultats

4.4.3.1 Résultats de la validation sur fantôme de synthèse

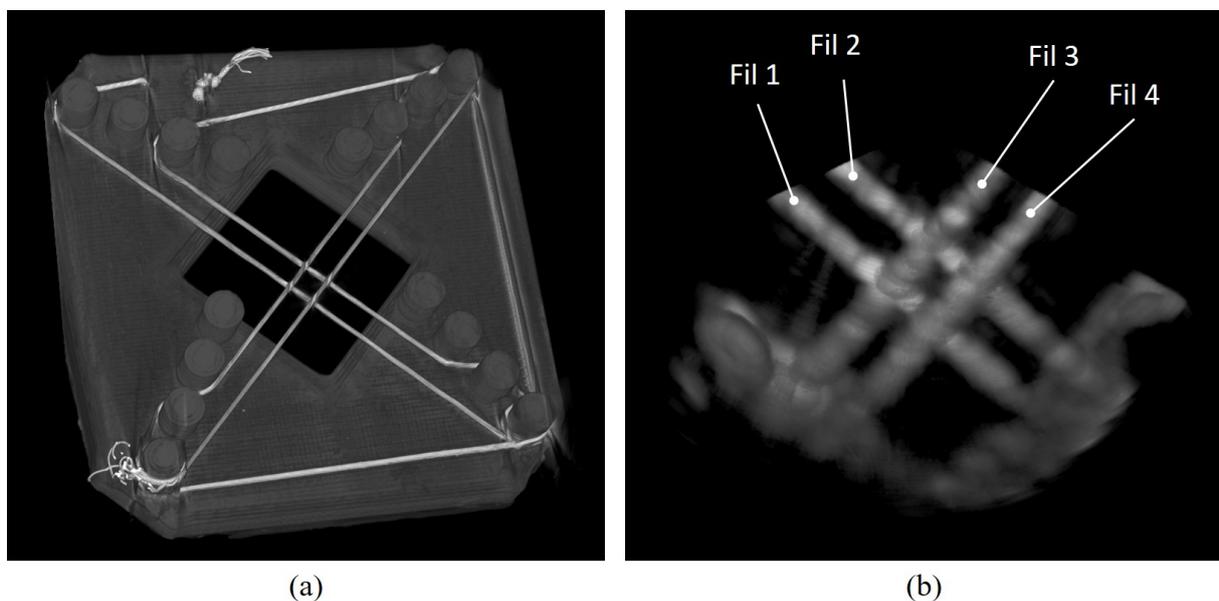


Figure 4.12 – Acquisitions du fantôme de synthèse par : (a) volume μ TDM ; (b) volume US.

Un exemple de rendu 3D des volumes obtenus par imageries μ TDM et US du fantôme de synthèse est présenté à la figure 4.12. Comme mentionné plus haut, la forte densité des fils métalliques par rapport au milieu ambiant se traduit au niveau des images acquises μ TDM et US par un contraste net qui facilite leur segmentation. Le modèle μ TDM consiste en une image de $389 \times 1987 \times 1243$ voxels avec une résolution isotropique de $29.35 \mu\text{m}$. Le volume US reconstruit consiste, quant à lui, en une image de $609 \times 643 \times 724$ voxels avec d'une résolution spatiale isotropique de $34 \mu\text{m}$ obtenue pour une fréquence d'imagerie de 20 MHz. La fenêtre d'acquisition US de notre dis-

positif reste cependant très limitée et ne permet d'imager que la partie centrale du support plastique au contraire de la μ TDM.

D'un point de vue qualitatif, notre système d'acquisition 3D US semble préserver les orientations des fils imagés. En effet, au regard de la figure 4.12(b), les fils 1 et 2 (respectivement 3 et 4) apparaissent parallèles entre eux, ce qui est cohérent avec la conception du fantôme. Bien que les paires de fils parallèles a et b semblent également perpendiculaires entre elles, l'orthogonalité est ici plus difficile à confirmer à partir d'une simple inspection visuelle.

Concernant l'analyse quantitative des volumes reconstruits, les différentes étapes de traitement nécessaires à la modélisation des lignes dans chacune des modalités sont résumées à la figure 4.13. Dans un premier temps, les voxels d'intérêt pour l'estimation des paramètres de chaque ligne sont extraits des volumes μ TDM et US par simple seuillage (Fig. 4.13(a) et 4.13(b)). Afin de travailler sur la même région d'intérêt entre les deux modalités, le volume binaire μ TDM est ensuite rogné au niveau de la zone centrale du fantôme. Enfin, les paramètres associés à chaque ligne sont estimés à l'aide d'une ACP pour le volume μ TDM (Fig. 4.13(c)) et de la méthode basée sur une technique de RANSAC présentée dans (Uherčík *et al.*, 2010) pour le volume binaire US (Fig. 4.13(d)). Les valeurs des orientations et des distances calculées à partir des paramètres estimés sont données dans le tableau 4.1. Ces résultats ont été obtenus en fixant les seuils de segmentation à 30 et 120 respectivement pour les volumes μ TDM et US et le critère d'arrêt de la méthode RANSAC, qui correspond au nombre total d'itérations, à 1000.

	Volume US	Volume μ TDM	Modèle théorique
Distances (mm)			
d_{12}	1.84	2.07	2.00
d_{34}	2.08	2.05	2.00
Orientations ($^{\circ}$)			
θ_{12}	0.57	0.46	0.00
θ_{13}	90.43	89.48	90.00
θ_{14}	89.74	89.39	90.00
θ_{23}	89.70	89.55	90.00
θ_{24}	90.93	89.45	90.00
θ_{34}	0.75	0.13	0.00

Tableau 4.1 – Distances et orientations mesurées entre les fils du fantôme de synthèse à partir des volumes US et μ TDM.

À partir des résultats rapportés dans le tableau 4.1, nous remarquons, tout d'abord, que les valeurs des orientations et des distances entre les fils mesurées dans le volume μ TDM sont cohérentes avec les valeurs théoriques de conception du fantôme de synthèse. En effet, les distances d_{12} (2.07 mm) et d_{34} (2.05) mesurées dans le volume μ TDM présentent des écarts relatifs respectivement de 3.5 % et 2.5 % par rapport aux 2 mm théoriques séparant les fils. Par ailleurs, l'écart relatif des orientations entre les fils modélisés par μ TDM par rapport aux orientations théoriques est compris entre 0.5 % et 0.7 %. Malgré les faibles écarts rapportés, le modèle μ TDM fait cependant foi pour la comparaison des valeurs mesurées dans les données US.

Concernant le volume US, les distances d_{12} (1.84 mm) et d_{34} (2.08 mm) présentent des écarts relatifs respectivement de 11.1 % et 1.5 % par rapport à celles estimées à partir du modèle μ TDM. Cette différence significative entre les distances d_{12} et d_{34} estimées dans les données US peut s'expliquer par le fait que les fils 3 et 4 passent devant les fils 1 et 2, "cachant" ainsi une partie de l'information des fils 1 et 2 utile à l'estimation des paramètres à l'aide de la méthode RANSAC. Toutefois, il convient de garder à l'esprit que les valeurs mesurées à partir du volume US reconstruit sont tout de même très proches de la réalité (μ TDM). Au niveau des orientations, l'écart maximal est observé pour l'orientation θ_{24} avec une erreur de 1.48° . Ainsi, nous pouvons raisonnablement affirmer que la méthode de reconstruction volumique par balayage implémentée permet de conserver à la fois les orientations et les distances par rapport à la réalité physique d'acquisition.

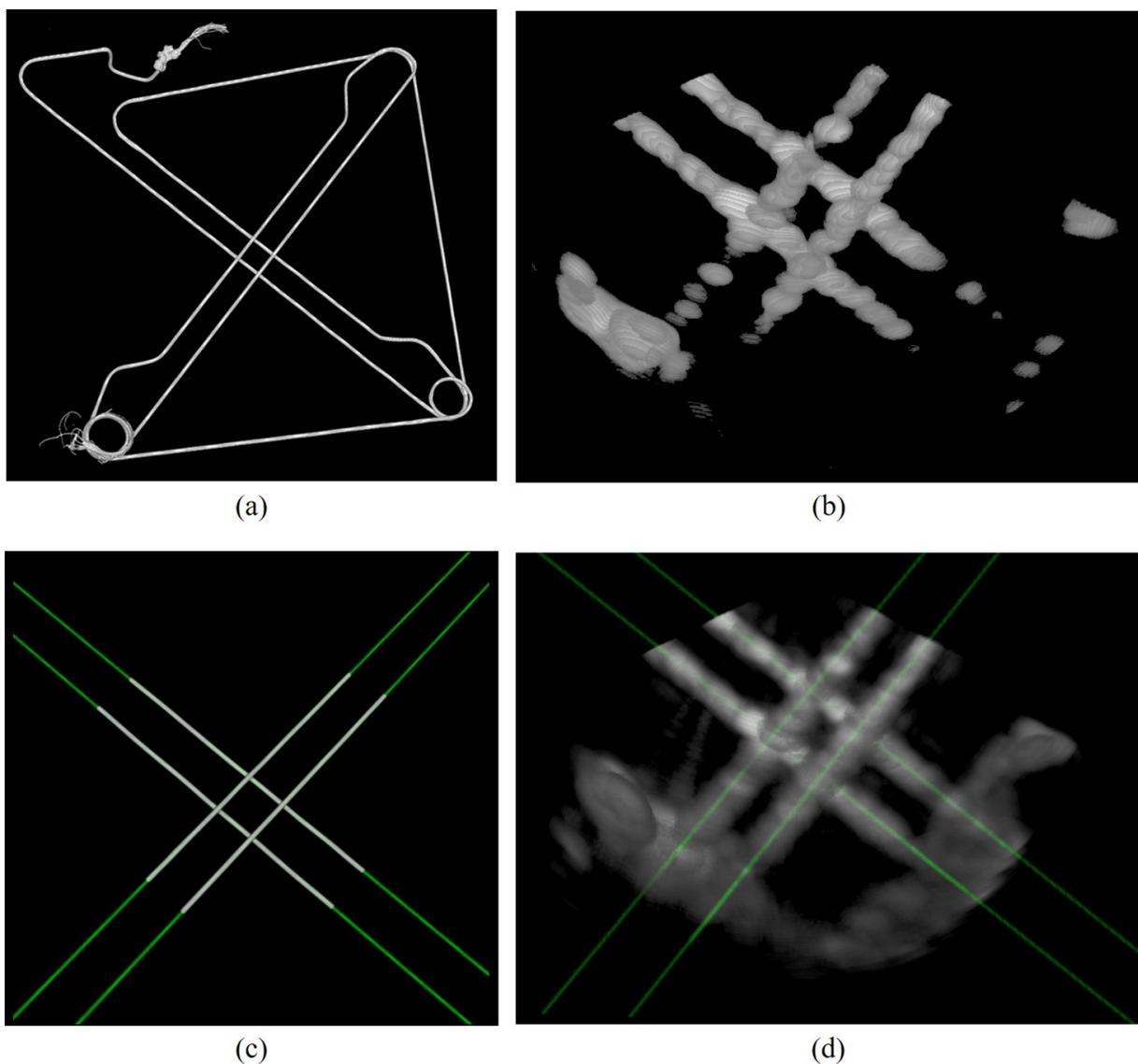


Figure 4.13 – Étapes de traitement pour la modélisation des fils composant la géométrie de référence : volume (a) μ TDM et (b) US après seuillage ; localisation des fils (vert) (c) dans le volume μ TDM après réduction du volume de travail puis analyse en composantes principales et (d) dans le volume US par consensus d'échantillons aléatoires.

4.4.3.2 Résultats de la validation sur tête de cadavre

Un rendu d'acquisitions 2D et 3D du système auditif avec une membrane tympanique (MT) intacte est présenté à la figure 4.14. Le volume obtenu après reconstruction des coupes échographiques consiste en une image de $586 \times 658 \times 625$ voxels avec une résolution isotropique de $28 \mu\text{m}$ pour une fréquence d'imagerie de 20 MHz. La MT avec sa forme caractéristique en cône est clairement identifiable depuis la coupe échographique ainsi que le promontoire de l'oreille interne qui se traduit à l'image par une zone blanche de forte intensité due à son caractère échogène (Fig. 4.14(a)). À cause de la distortion des structures osseuses, la fenêtre ronde reste cependant difficile à localiser sur la seule base des images 2D acquises à l'issue du balayage en rotation. À l'inverse, le rendu 3D du volume US après reconstruction permet d'identifier facilement le sourcil de la fenêtre ronde qui surplombe la fenêtre ronde par la mise en évidence d'une cavité au sein du promontoire cochléaire (Fig. 4.14(b)). Certaines parties du marteau sont également identifiables telles que l'umbo qui se situe à la pointe du cône de la MT ou encore le processus antérieur du marteau. La représentation discontinue du manche du marteau s'explique ici par le fait que l'osselet en question ne se situe pas entièrement dans la fenêtre d'acquisition.

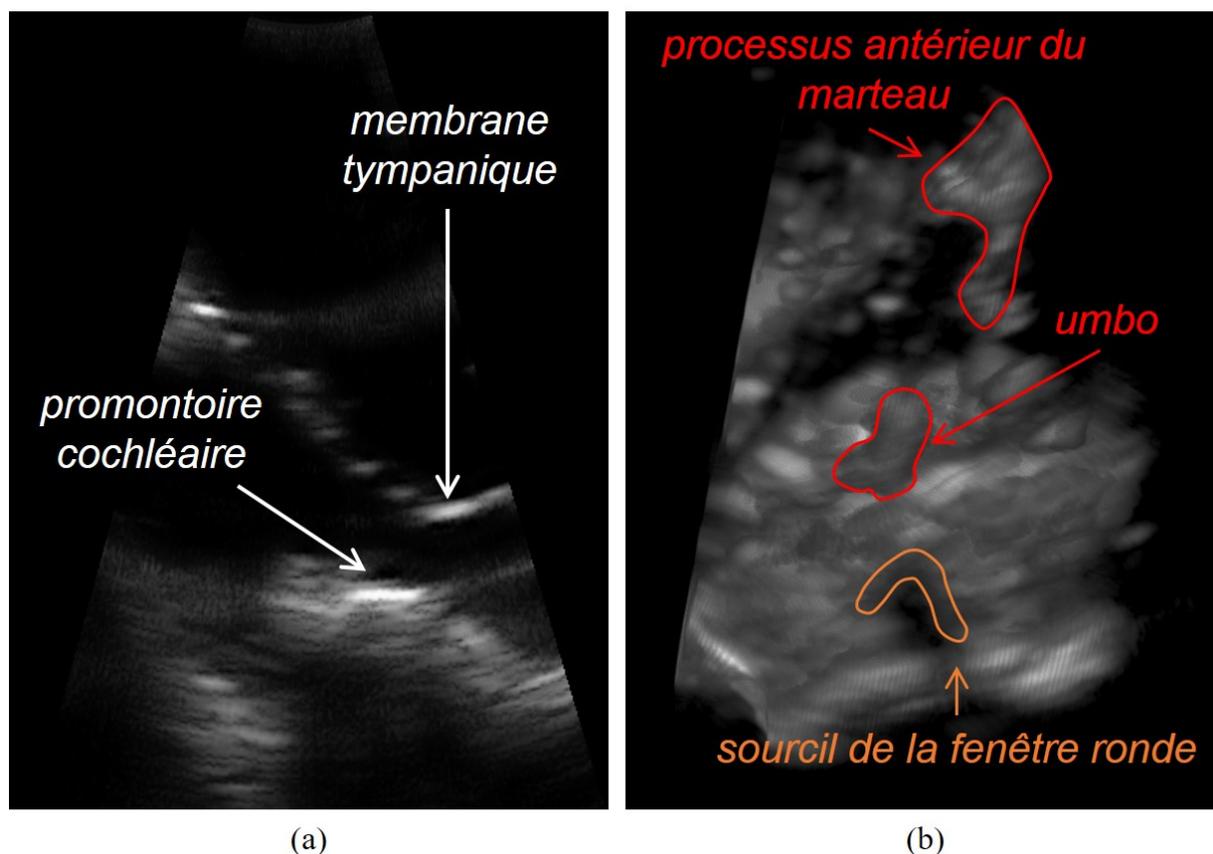


Figure 4.14 – Acquisitions US d'un système auditif avec une membrane tympanique (MT) intacte mettant en évidence des structures caractéristiques de l'oreille moyenne et de l'oreille interne : (a) image sectorielle ; (b) rendu 3D.

La figure 4.15 illustre quant à elle des images du système auditif après retrait complet de la MT. Afin de faciliter l'identification des structures présentes dans le rendu

3D du volume reconstruit (Fig. 4.15(b)), la figure 4.15(a) présente une vue de la caisse du tympan obtenue par microscopie ORL. La procédure de reconstruction volumique fournit en sortie une image de $558 \times 623 \times 597$ voxels avec une résolution spatiale de $31 \mu\text{m}$. En comparaison de la première acquisition 3D du système auditif réalisée depuis la MT, le retrait du tympan dans le second volume reconstruit a permis d'ajuster l'orientation du bout de la sonde de façon à inclure des structures additionnelles de l'oreille moyenne dans la fenêtre d'acquisition. Une portion plus importante de la chaîne ossiculaire comprenant notamment le manche du marteau, la branche verticale de l'enclume et l'étrier a ainsi pu être imagée tout en conservant la fenêtré ronde visible dans l'image.

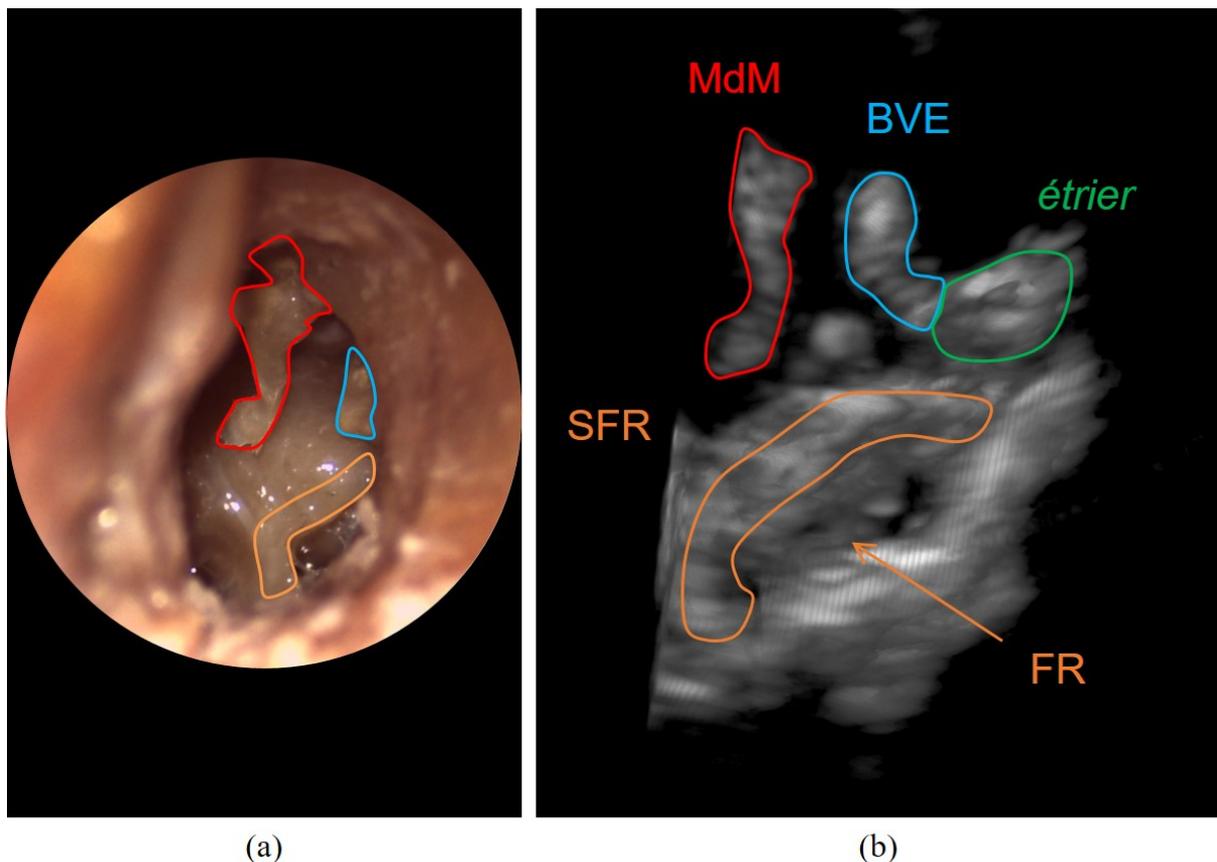


Figure 4.15 – Imagerie de la caisse du tympan après tympanotomie par (a) microscopie ORL et (b) échographie 3D mettant en évidence le manche du marteau (MdM), la branche verticale de l'étrier (BVE), l'étrier, le sourcil de la fenêtré ronde (SFR) et la fenêtré ronde (FR).

Enfin, les acquisitions portant sur les implants cochléaires sont illustrées à la figure 4.16 qui présente un rendu 3D du porte-électrodes de type CLA hors contexte anatomique (Fig. 4.16(a)) puis après implantation cochléaire (Fig. 4.16(b)). Le premier volume reconstruit résulte en une image de $609 \times 643 \times 724$ voxels avec une résolution spatiale de $34 \mu\text{m}$. Le contraste avec le milieu aqueux environnant permet facilement de reconnaître la forme tentaculaire caractéristique du porte-électrodes que nous avons au préalable enroulé sur lui-même afin qu'il soit presque entièrement contenu dans la fenêtré d'acquisition. La figure 4.16(b) présente quant à elle un rendu 3D de l'oreille interne dans lequel nous avons segmenté en vert l'implant inséré dans la fenêtré ronde. L'extraction du porte-électrodes a été réalisée par simple soustraction des volumes reconstruits avant et après implantation cochléaire obtenus à partir des

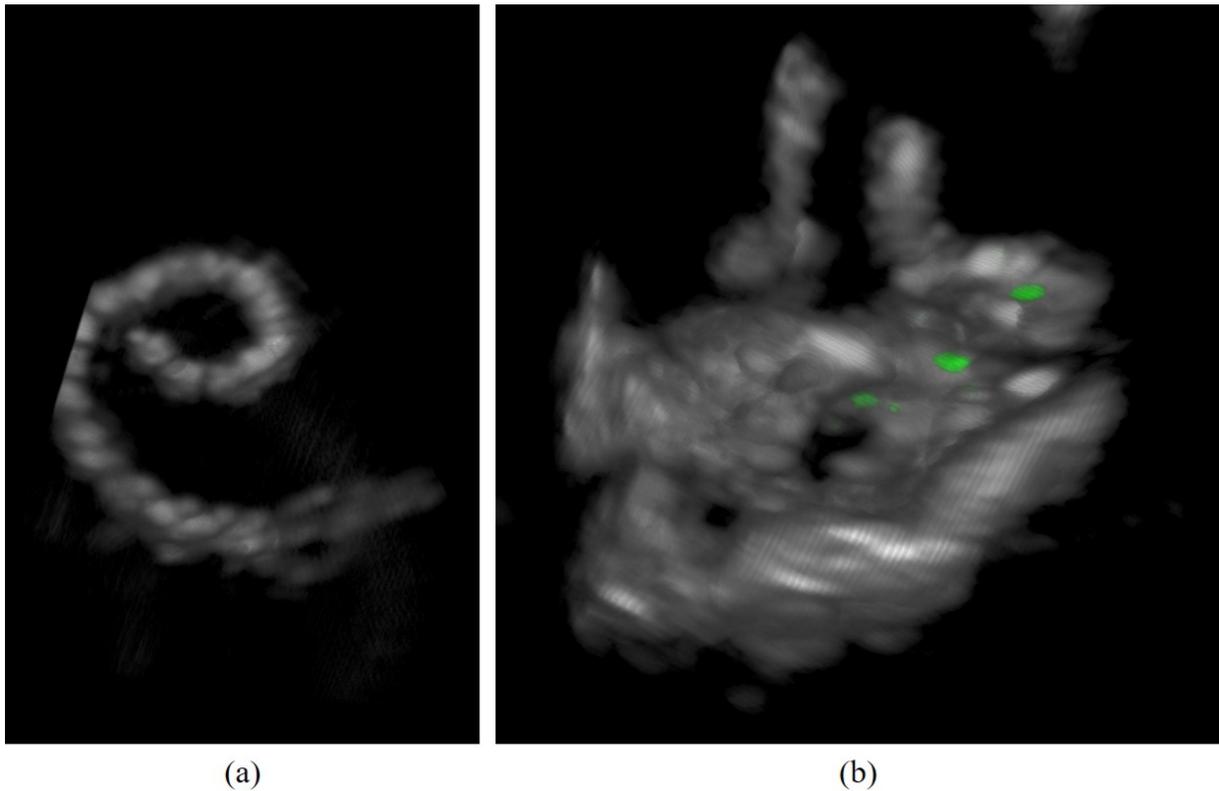


Figure 4.16 – Échographies 3D d'un implant CLA (a) immergé seul dans un récipient rempli d'eau et (b) après insertion dans la cochlée. Le porte-électrodes a été extrait par soustraction puis fusionné en vert dans le volume initial.

mêmes paramètres d'acquisition. Les volumes acquis consistent en deux images de $558 \times 609 \times 559$ voxels avec une résolution spatiale de $38 \mu\text{m}$. Contrairement au rendu 3D du porte-électrodes hors contexte anatomique, seuls quelques segments discontinus de l'implant sont visibles. Toutefois, leur disposition suggère clairement une insertion dans la fenêtre ronde.

4.5 Calibration géométrique du porte-sonde robotisé

Une étape essentielle à la réalisation de toute station de navigation chirurgicale réside dans la localisation des données péroperatoires par rapport à la salle d'opération qui est en général obtenue à l'aide d'un système de suivi optique. L'utilisation de l'échographie comme modalité peropératoire pour la mise en oeuvre d'une station de navigation chirurgicale nécessite cependant une étape de traitement supplémentaire de calibration afin de permettre de situer chaque volume US par rapport à un marqueur optique fixé au corps de la sonde en question (Yan *et al.*, 2011). Après avoir introduit à la section précédente un dispositif permettant l'acquisition peropératoire de volumes US du système auditif, nous proposons maintenant d'étudier la faisabilité de sa calibration géométrique. Comme il s'agit d'une preuve de concept, l'état de l'art sur les méthodes de calibration des sondes US ne sera pas détaillé dans cette section. Pour plus d'informations à ce sujet, nous renvoyons le lecteur à (Mercier *et al.*,

2005, Hsu *et al.*, 2009). À notre connaissance, il s'agit là de la première étude portant sur la calibration d'une sonde présentant un tel facteur de miniaturisation. Le travail décrit dans cette section a été réalisé avec l'aide du Dr. João Cavalcanti Santos et a notamment fait l'objet d'une publication qui sera à paraître dans les proceedings de la conférence ICAR 2021.

4.5.1 Procédure de calibration géométrique

4.5.1.1 Formulation du problème de calibration

Les méthodes conventionnelles de calibration pour les sondes échographiques reposent sur l'acquisition d'images US d'un fantôme localisé dans l'espace à l'aide, en général, d'un marqueur optique et dont la géométrie est parfaitement connue. La figure 4.17 illustre l'ensemble des repères et transformations impliqués dans ce type de calibration appliqué ici à notre dispositif d'acquisition US 3D. L'assemblage réalisé comprend deux marqueurs optiques fixés de manière rigide pour l'un au bras robotique et pour l'autre au fantôme de calibration dont les repères respectifs sont R_r et R_f . La position des marqueurs en question est exprimée dans un repère de référence associé à un système de suivi optique qualifié de repère "monde" R_m . Dans notre cas, le dispositif est un localisateur optique FusionTrack 500 (Atracsys LLC, Puidoux, Suisse) qui présente une erreur de localisation au niveau des pastilles réfléchissantes estimée 0.09 mm. Sur la figure 4.17, $R_{US,acq}$ désigne le repère d'acquisition des volumes échographiques. Celui-ci est défini tel que l'axe $\vec{y}_{US,acq}$ soit colinéaire à l'axe propre de la sonde et l'axe $\vec{x}_{US,acq}$ passe par le point de focalisation de la sonde lorsque la rotation $\varphi = 0$ comme représenté dans la figure C.1 en annexe.

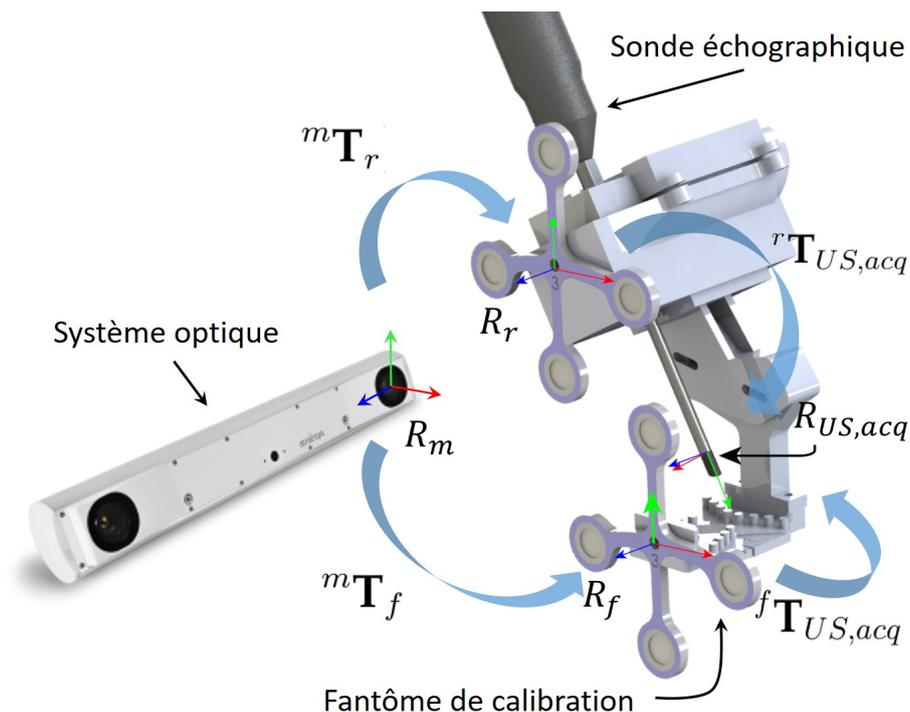


Figure 4.17 – Dispositif de calibration de la sonde écho-endoscopique.

L'objectif de l'étape de calibration consiste ainsi à déterminer la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ permettant de passer du repère R_r du robot au repère $R_{US,acq}$ de la sonde. Dès lors, pour un angle donné φ de rotation de la sonde par rapport au repère $R_{US,acq}$ et en connaissant la localisation du marqueur fixé au robot, il est possible d'exprimer les coordonnées de chaque pixel de la coupe échographique correspondante dans le repère monde R_m . De manière plus formelle, la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ s'obtient par fermeture géométrique des transformations présentées à la figure 4.17, soit :

$${}^r\mathbf{T}_{US,acq} = ({}^m\mathbf{T}_r)^{-1} {}^m\mathbf{T}_f {}^f\mathbf{T}_{US,acq} \quad (4.9)$$

où chaque ${}^A\mathbf{T}_B$ correspond à la transformation homogène permettant de passer du repère R_A au repère R_B . Il convient de préciser que les transformations ${}^m\mathbf{T}_r$ ainsi que ${}^m\mathbf{T}_f$ sont fournies à tout instant par le localisateur optique. Par conséquent, le problème de calibration se réduit à déterminer la transformation ${}^f\mathbf{T}_{US,acq}$ qui s'obtient par analyse d'un volume reconstruit du fantôme de calibration.

Pour ce faire, l'architecture du fantôme en question doit être pensée de façon à exhiber un certain nombre de points ou structures géométriques de référence qui soient visibles à l'échographie. La connaissance précise de la géométrie du fantôme de calibration permet ensuite de situer les points ou structures extraits du volume par rapport au repère R_f et ainsi d'en déduire la transformation ${}^f\mathbf{T}_{US,acq}$ associée. Pour la calibration de cette sonde miniature, nous utilisons une structure similaire à celle du fantôme de synthèse conçu pour l'évaluation de la qualité de reconstruction des volumes échographiques. Afin de prendre en compte les éventuelles erreurs liées à l'impression 3D ou au positionnement des fils à la conception, le modèle 3D du fantôme est obtenu par μ TDM. En considérant un ensemble de points \vec{p}_i , $i = 1, \dots, n$ situés sur les fils du fantôme qui forment notre géométrie de référence, la transformation ${}^f\mathbf{T}_{US,acq}$ peut ainsi être vue comme la solution d'un problème de moindre carrés :

$${}^r\mathbf{T}_{US,acq} = \arg \min_{\mathbf{T}} \sum_{i=1}^n \|\vec{p}_i^f - ({}^m\mathbf{T}_f)^{-1} {}^m\mathbf{T}_r \mathbf{T} \cdot \vec{p}_i^{US,acq}\|^2 \quad (4.10)$$

où \vec{p}_i^f et $\vec{p}_i^{US,acq}$ correspondent aux points \vec{p}_i exprimés respectivement par rapport aux repères R_f et $R_{US,acq}$.

Toutefois, plutôt que d'utiliser un ensemble fini de points, nous proposons à la section 4.5.1.2 de modéliser chaque fil par une droite qui peut être parfaitement décrite à l'aide d'un point et d'un vecteur directeur unitaire. La méthode permettant de déduire ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ à partir de cette représentation paramétrique est laissée en annexe D.

4.5.1.2 Analyse du fantôme de calibration

La procédure de calibration de notre sonde miniature repose sur l'acquisition d'un volume US du fantôme illustré à la figure 4.18. Ce dernier présente une architecture similaire à celle du fantôme utilisé à la section 4.4.2.1 pour l'évaluation quantitative de la reconstruction des volumes échographiques. La géométrie de référence sur laquelle nous basons nos calculs correspond ici aux deux paires orthogonales de lignes parallèles formées à partir de fils de suture utilisés en chirurgie (Fig. 4.18(b)). Un marqueur optique est également intégré au support plastique réalisé par fabrication additive pour permettre d'exprimer les différents paramètres associés à la géométrie de

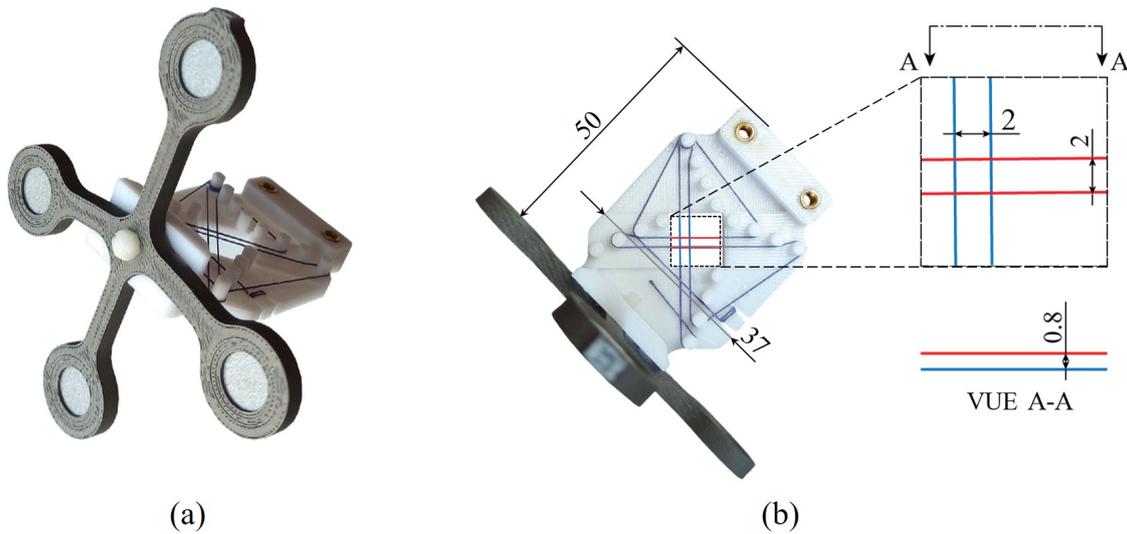


Figure 4.18 – Fantôme de calibration : (a) vue isométrique ; (b) vue de dessus présentant les principales dimensions de la géométrie de référence. Les dimensions sont ici exprimées en mm.

référence par rapport au repère du robot. La transformation ${}^f\mathbf{T}_r$ est calculée en début de procédure par composition des transformations $({}^m\mathbf{T}_f)^{-1}$ et ${}^m\mathbf{T}_r$ que nous obtenons à partir des mesures du localisateur optique. Cette transformation reste, par ailleurs, valable tout au long de la procédure grâce à un système de fixation rigide qui permet au fantôme d'être solidaire du bras du porte-sonde robotisé (Fig. 4.17).

Avant de procéder à l'acquisition d'un volume échographique du fantôme, il nous faut tout d'abord définir la localisation de chacun des fils par rapport au repère R_f . Ainsi, un modèle 3D du fantôme de calibration a été généré à l'aide d'un scanner Easy-Tom 150[®] qui fournit en sortie un volume μTDM avec une résolution spatiale de $65\ \mu\text{m}$ (Fig. 4.19). Afin d'éviter tout artefact métallique qui pourrait nuire à la qualité de l'acquisition, le marqueur optique est fixé au support avec une vis en plastique. Une fois le modèle 3D généré, nous procédons ensuite à la modélisation de chacun des fils. Nous réalisons ainsi une segmentation par seuillage permettant d'extraire les fils du volume acquis suivie d'une régression linéaire du nuage de points correspondant. Avant d'appliquer la méthode de régression linéaire, chaque fil est au préalable isolé du reste du volume μTDM à partir d'un cylindre d'intérêt défini manuellement. Nous obtenons alors pour chaque fil i , $i = 1, \dots, 4$ un point $\vec{p}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}}$ ainsi qu'un vecteur directeur unitaire $\vec{e}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}}$ permettant de définir la ligne correspondante à l'ensemble :

$$\mathcal{L}_i^{\mu\text{TDM}} = \{ \vec{p}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}} + \lambda \vec{e}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}} \mid \lambda \in \mathbb{R} \} \quad (4.11)$$

Cependant, les paramètres $\vec{p}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}}$ et $\vec{e}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}}$ sont estimés par rapport au repère $R_{\mu\text{TDM}}$ du modèle 3D qui, comme le montre la figure 4.19(a), se trouve être différent du repère associé au fantôme. Afin d'exprimer chacune des lignes $\mathcal{L}_i^{\mu\text{TDM}}$ dans R_f , il nous faut donc déterminer la transformation ${}^f\mathbf{T}_{\mu\text{TDM}}$ qui peut être facilement déduite à partir de l'estimation de la position des quatre marqueurs individuels dans $R_{\mu\text{TDM}}$. Chaque marqueur individuel est défini dans le volume μTDM comme l'ensemble des points visibles par le localisateur qui sont contenus dans le plan de contact entre la

pastille réfléchissante correspondante et le marqueur optique. Sa position est ensuite obtenue en calculant le centroïde de l'ensemble des points correspondants. Un rendu 3D de la détection des fils ainsi que des marqueurs individuels est présenté à la figure 4.19(b).

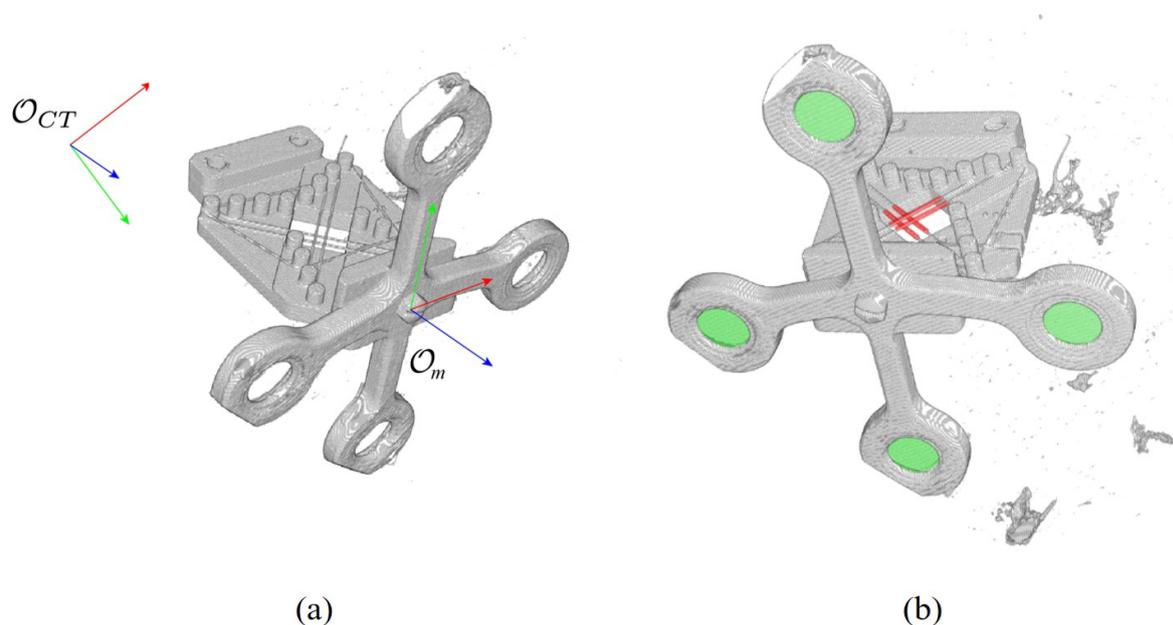


Figure 4.19 – Analyse du fantôme de calibration par μTDM : (a) reconstruction volumique ; (b) localisation des fils (rouge) ainsi que des marqueurs individuels (vert) à partir du volume reconstruit.

L'analyse du fantôme de calibration consiste ensuite à localiser chacune des lignes composant la géométrie de référence dans le repère $R_{US,acq}$. Pour cela, nous générons un modèle 3D du fantôme exprimé dans le repère d'acquisition $R_{US,acq}$ en réalisant une acquisition d'un volume 3D à l'aide de notre dispositif (Fig. 4.20(a)). À partir du modèle généré, nous procédons ensuite à la modélisation de chacun des fils imagés en appliquant une segmentation par seuillage suivie d'une régression linéaire du nuage de points extrait. Toutefois, étant donné la forme "étalée" des fils à l'échographie (Fig. 4.20(a)), l'étape de régression nécessite une légère adaptation. Ainsi, chaque fil i est ici modélisé par un cylindre elliptique comme illustré à la figure 4.20(b). La méthode de régression nous permet alors d'obtenir pour chaque fil $i, i = 1, \dots, 4$ une ligne \mathcal{L}_i^{US} définie par un point $\vec{p}_{i,US}^{US}$ ainsi qu'un vecteur unitaire $\vec{e}_{i,US}^{US}$ telle que :

$$\mathcal{L}_i^{US} = \{ \vec{p}_{i,US}^{US} + \lambda \vec{e}_{i,US}^{US} \mid \lambda \in \mathbb{R} \} \quad (4.12)$$

4.5.1.3 Calcul de la transformation ${}^r T_{US,acq}$

À partir des paramètres des lignes \mathcal{L}_i^{US} et $\mathcal{L}_i^{\mu TDM}, i = 1, \dots, 4$, obtenus à la section précédente, nous pouvons ensuite déterminer la transformation ${}^r T_{US,acq}$ permettant d'exprimer chaque volume US acquis à l'aide de notre dispositif dans le repère du robot R_r . Pour cela, nous procédons en deux temps. Tout d'abord, nous calculons

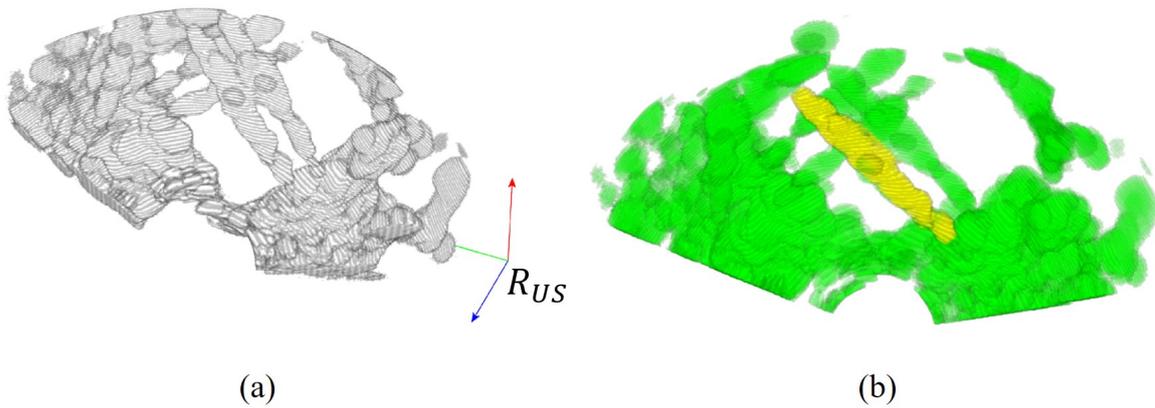


Figure 4.20 – Analyse du fantôme de calibration par échographie 3D : (a) reconstruction volumique ; (b) localisation des fils (jaune) à partir du volume reconstruit.

la matrice de rotation ${}^r\mathbf{R}_{US,acq}$ puis nous déterminons le vecteur translation ${}^r\vec{t}_{US,acq}$ définis tels que :

$${}^r\mathbf{T}_{US,acq} = \begin{bmatrix} {}^r\mathbf{R}_{US,acq} & {}^r\vec{t}_{US,acq} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

Afin de soulager le lecteur, les détails du calcul de ${}^r\mathbf{R}_{US,acq}$ et de ${}^r\vec{t}_{US,acq}$ sont laissés en annexe D.

4.5.2 Validation expérimentale

En l'absence d'une vérité de terrain pour la procédure de calibration, nous proposons de valider expérimentalement le calcul de la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ uniquement d'un point de vue qualitatif. Pour ce faire, nous réalisons une première acquisition US du volume du fantôme suivant la configuration du dispositif de calibration illustré à la figure 4.17 à partir de laquelle nous calculons la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ suivant la procédure décrite à la section 4.5.1. Ensuite, nous réalisons une seconde acquisition en pivotant, cette fois, le fantôme de 180° comme illustré à la figure 4.21.

Après reconstruction, le volume nouvellement acquis est superposé au modèle 3D du fantôme obtenu par μ TDM en appliquant la transformation

$${}^{\mu TDM}\mathbf{T}_{US} = {}^{\mu TDM}\mathbf{T}_f {}^f\mathbf{T}_r {}^r\mathbf{T}_{US,acq} {}^{US,acq}\mathbf{T}_{US} \quad (4.14)$$

calculée à partir de la transformation de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ précédente. Un rendu 3D du volume résultant est illustré à la figure 4.22.

D'un point de vue qualitatif, la figure 4.22 montre que la procédure de calibration présentée permet la calibration effective du dispositif d'acquisition basé sur notre sonde écho-endoscopique. Toutefois, en l'absence d'une vérité de terrain, nous ne pouvons pas procéder à l'évaluation quantitative de l'erreur générée.

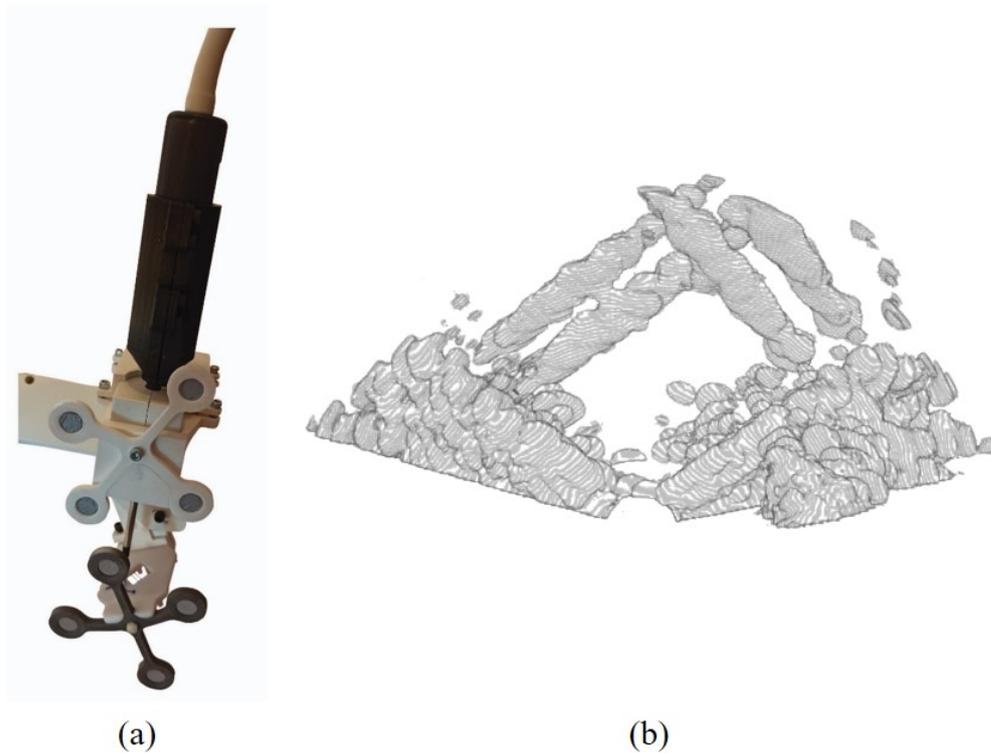


Figure 4.21 – (a) Illustration du dispositif de validation expérimentale après avoir retourné le fantôme de 180° et (b) rendu 3D du volume acquis après reconstruction.

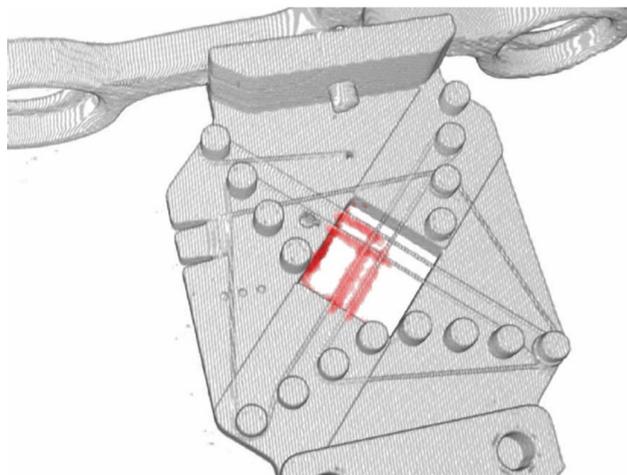


Figure 4.22 – Superposition du volume US de validation (rouge) avec le volume μ TDM après application de la transformation de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$.

4.6 Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons introduit une nouvelle sonde écho-endoscopique spécialement conçue pour l'imagerie peropératoire du système auditif humain présentant des dimensions adaptées à une insertion le long du conduit auditif externe. Afin d'obtenir des images qui soient compatibles avec la méthode de recalage décrite au chapitre précédent, nous avons ensuite élaboré une procédure per-

mettant la reconstruction de volumes à partir d'une série de coupes échographiques acquises par un balayage motorisé en rotation de la sonde. Pour ce faire, deux dispositifs d'acquisition basés sur l'utilisation de bras robotiques ont été proposés. Le premier s'appuie sur un robot collaboratif PANDA[®] au bout duquel est fixé un étage permettant de déporter la motorisation de la sonde tandis que le second consiste en un système RobOtol[®] qui permet de contrôler avec précision l'orientation de la sonde à l'aide du dernier ddl en rotation du bras sériel. Des reconstructions volumiques préliminaires ont toutefois permis de relever des erreurs dans la fabrication additive des pièces composant l'étage motorisé qui rendent l'utilisation du dispositif basé PANDA[®] inenvisageable en l'état pour la reconstruction précise de volumes échographiques. Par la suite, nous avons donc choisi d'utiliser le dispositif basé RobOtol[®] pour réaliser les acquisitions de volumes échographiques. Celui-ci a notamment fait l'objet d'une validation expérimentale sur fantôme de synthèse puis sur pièces anatomiques afin d'évaluer la cohérence physique des volumes reconstruits ainsi que le potentiel clinique pour l'imagerie du système auditif.

Afin de permettre la localisation des données peropératoires qui s'avère indispensable à la réalisation d'une station de navigation, nous nous sommes intéressés dans la seconde partie de ce chapitre à la faisabilité de la calibration géométrique d'une telle sonde. Pour ce faire, une méthode conventionnelle de calibration reposant sur l'acquisition d'images échographiques d'un fantôme localisé à l'aide d'un marqueur optique a été implémentée puis validée expérimentalement sur un fantôme de synthèse. En l'absence d'une vérité de terrain, nous nous sommes limités à une validation qualitative en superposant le volume US acquis avec un modèle 3D obtenu par μ TDM. Malgré l'absence de résultats quantitatifs, il en résulte que ce type de sonde peut être effectivement calibrée. Nous insistons toutefois sur le fait qu'il s'agit là d'une étude préliminaire visant à montrer la faisabilité de la calibration d'une sonde miniature. Bien entendu, ce travail devra être approfondi dans les perspectives de cette thèse afin de quantifier l'erreur de calibration ou encore d'automatiser la procédure comme dans (Shen *et al.*, 2018).

Conclusion générale

Contributions principales

Face aux limites du geste chirurgical humain pour la réalisation de l'implantation cochléaire minimalement invasive, nous nous sommes intéressés dans cette thèse au développement ainsi qu'à l'évaluation de briques technologiques et scientifiques d'un système de GMCAO compatible avec les contraintes du bloc opératoire.

L'aboutissement de ce travail permettra de développer un nouvel outil, unique et innovant, de navigation et d'insertion cochléaire. La mise en oeuvre d'un tel dispositif en salle d'opération garantirait la réduction, d'une part pour le chirurgien du temps d'opération et d'autre part pour le patient du temps de rétablissement ainsi que des risques de complications postopératoires. Par ailleurs, elle permettrait une implantation cochléaire plus sûre et plus efficace et ainsi de diriger plus régulièrement les personnes atteintes de surdité vers l'implantation de ce dispositif médical à fort bénéfice pour le patient. Cette nouvelle technologie ne profitera pas seulement aux candidats potentiels à l'implantation cochléaire, mais ouvrira également la voie à des interventions thérapeutiques plus sûres pour les pathologies de l'oreille interne, telles que l'administration in situ de médicaments ou la thérapie génique qui ne peuvent être réalisées sans risque avec les outils dont les chirurgiens ORL disposent actuellement.

Le principal verrou scientifique pour le développement de cette plateforme réside dans l'élaboration d'une méthode de recalage permettant de satisfaire le cahier des charges issu de l'état de l'art qui nous a permis de fixer des contraintes en terme : de fonctionnalité du dispositif envisagé (**navigation des instruments par rapport aux structures anatomiques**), de précision (**erreur de positionnement inférieure à 0.5 ou 1 mm selon la zone de travail**) et de la nature du recalage (**recalage intrinsèque non-invasif compatible avec les contraintes du bloc opératoire**). Toutefois, aucune contrainte en temps pour le recalage n'a été imposée puisqu'il sera toujours possible d'optimiser l'implémentation de la procédure de recalage proposée et / ou de la porter sur carte graphique (GPU) dans une perspective de réduction du temps d'exécution total.

En l'absence de système de GMCAO permettant de satisfaire ces spécifications, nous avons proposé dans cette thèse de recourir à l'échographie (US) comme modalité d'imagerie peropératoire pour le recalage minimalement invasif du modèle anatomique du patient acquis par tomodensitométrie (TDM). Nous avons ainsi réalisé une étude faisabilité du recalage US / TDM en nous appuyant sur la simulation de la

surface osseuse du volume TDM supposée visible à l'imagerie US à partir d'images de cochlées de cochons d'Inde qui présentent une forte similarité avec le modèle humain. Les résultats expérimentaux obtenus dans cette étude préliminaire nous ont permis de confirmer la pertinence de la modalité US pour ce type d'application. Néanmoins, l'approche proposée s'appuie d'une part sur l'utilisation d'imageurs pré et peropératoires incompatibles avec une application sur patient et d'autre part sur une méthode de recalage qui nous semble difficilement applicable sur des données cliniques. En effet, la méthode proposée se base sur une technique de segmentation relativement simple (seuillage). Bien que celle-ci soit appropriée pour des images US obtenues sur des échantillons anatomiques plongés dans un récipient rempli d'eau, elle nous apparaît peu pertinente dans un environnement clinique.

Dans la suite, nous avons contribué à la résolution des problématiques liées aux imageurs et à la méthode de recalage en proposant une nouvelle procédure de recalage US / TDM adaptée à une application clinique et en introduisant une nouvelle sonde écho-endoscopique compatible avec l'imagerie peropératoire non-invasive du système auditif. Une attention toute particulière a été portée au respect de la contrainte en précision du cahier des charges en établissant un protocole d'évaluation de l'erreur se voulant le plus objectif possible.

Concernant la méthode de recalage, nous avons présenté une procédure reposant sur la simulation itérative de la surface osseuse estimée visible à l'échographie à partir d'un volume préopératoire TDM. L'aspect novateur de notre approche réside dans :

- l'utilisation d'une méthode de recalage iconique qui permet de s'affranchir d'une part de la segmentation des données US et d'autre part de l'implantation de repères artificiels invasifs;
- la combinaison d'une recherche globale (macro) puis locale (micro) afin d'obtenir un alignement spatial optimal;
- l'optimisation de la convergence et du temps de calcul de l'algorithme de recalage grâce à l'utilisation d'une modélisation de la surface osseuse adaptée à chaque phase de recherche;
- l'élaboration d'un nouveau protocole expérimental pour la génération du recalage de référence nécessaire à l'évaluation quantitative objective des performances de la procédure;
- la validation expérimentale sur pièces anatomiques cadavériques proches du contexte clinique;
- les performances obtenues (précision < 1 mm dans 94.25 % des cas avec un temps moyen d'exécution de 30 s) qui confirment la pertinence de cette approche.

L'utilisation de cette méthode de recalage pour l'élaboration d'une station de navigation appliquée à la chirurgie de l'os temporal reste cependant conditionnée par

l'acquisition peropératoire d'un volume de la capsule otique de manière minimale-ment invasive. Pour cela, nous avons développé et mis en oeuvre une sonde écho-endoscopique miniature dédiée à l'imagerie minimalement invasive du système auditif humain qui présente un diamètre de 4 mm, une fréquence centrale d'imagerie de 18 MHz et une géométrie convexe permettant d'imager la capsule otique avec un total de 24 éléments piezoélectriques. Cette sonde présente également l'avantage d'être compatible avec les plateformes d'imagerie échographique utilisée dans les structures médicales. La spécificité géométrique de la sonde (2D) ainsi que le besoin d'acquérir un volume 3D pour notre méthode de recalage nous a conduit à développer un dispositif d'acquisition 3D US basé sur l'utilisation d'un manipulateur robotisé de la sonde (robots PANDA[®] et RobOtol[®]). La sonde étant convexe, les images acquises se limitent à des coupes sectorielles 2D, ce qui nous a contraint à implémenter un algorithme de reconstruction volumique à partir d'une série de coupes US (scan-conversion) dédié à cette sonde. Le dispositif d'acquisition 3D US développé a fait l'objet d'une validation expérimentale sur fantôme de synthèse puis sur pièces anatomiques permettant de montrer son potentiel clinique pour l'imagerie du système auditif. Afin de permettre la localisation des données peropératoires qui s'avère indispensable à la réalisation d'une station de navigation, nous nous sommes enfin intéressés à la faisabilité de la calibration géométrique du dispositif réalisé. L'originalité de ce travail réside dans les faibles dimensions de la sonde US utilisée.

Perspectives

Les résultats que nous avons obtenus dans cette thèse semblent ouvrir un certain nombre de perspectives, pour la plupart cliniques mais également scientifiques. En effet, malgré les algorithmes et dispositifs robotisés développés aux chapitres 3 et 4, nous sommes encore loin d'atteindre notre objectif initial qui consistait en l'élaboration d'une aide au geste pour la pose d'implants cochléaires de façon minimalement invasive. L'aspect minimalement invasif ne se réduit pas ici à la seule voie d'abord de l'implantation cochléaire mais concerne également l'insertion atraumatique du porte-électrodes nécessaire à la préservation de l'audition résiduelle. Pour y parvenir, plusieurs difficultés doivent encore être surmontées :

- Malgré la grande précision que permet la procédure de recalage itérative proposée dans le chapitre 3, nous sommes conscients que les volumes peropératoires utilisés à l'étape de validation expérimentale ne sont pas représentatifs des données US du système auditif qu'il est possible d'acquérir de manière minimalement invasive. Les volumes US de l'oreille moyenne reconstruits à partir du dispositif robotisé utilisé au chapitre 4 montrent, en effet, que seules des structures présentant des dimensions de l'ordre du millimètre (manche du marteau, enclume, étrier, fenêtre ronde, etc.) peuvent être incluses dans la fenêtre d'acquisition au contraire des acquisitions US du chapitre 3 qui permettaient d'imager intégralement des échantillons anatomiques de plusieurs centimètres. Par conséquent, un premier travail sera de tester la procédure de recalage itérative sur des volumes US acquis avec notre sonde écho-endoscopiques et d'évaluer sa précision. Pour cela, la modélisation

de la surface osseuse du scanner visible à l'échographie devra être adaptée afin de tenir compte de la géométrie d'acquisition du balayage en rotation et de la sonde utilisée (convexe). Par ailleurs, face à la forte variabilité des résultats de recalage entre les échantillons anatomiques rapportées au chapitre 3, il nous faudra également étudier de manière approfondie l'influence des paramètres des méthodes d'optimisation sur les performances obtenues. Une autre possibilité sera de remplacer le PSO par une stratégie d'évolution avec adaptation de matrice de covariance (abrégée CMA-ES en anglais) (Hansen *et al.*, 2003) qui a déjà été étudiée pour le recalage US /TDM osseux (Winter *et al.*, 2008, Gill *et al.*, 2012) et qui présente l'avantage d'être une méthode robuste.

- Une autre difficulté concerne la calibration du dispositif robotisé basé sur l'utilisation de notre sonde écho-endoscopique. Dans le travail présenté au chapitre 4, nous nous sommes, en effet, concentrés sur la faisabilité de la calibration d'une sonde présentant un tel facteur de miniaturisation aux dépens d'une validation expérimentale quantitative. Le protocole de validation devra donc être repensé afin de permettre l'évaluation objective de l'erreur de calibration en référence à une vérité de terrain que nous devons générer. Le cas échéant, la procédure de calibration devra également être améliorée afin d'atteindre une erreur de navigation des outils chirurgicaux (*total targeting error* en anglais) (Fitzpatrick, 2010) qui soit en accord avec notre cahier des charges. Nous pourrions pour cela nous inspirer de la procédure automatique décrite dans (Shen *et al.*, 2018) qui permet de s'affranchir du suivi (et non pas de l'utilisation) de marqueurs optiques, et par conséquent des erreurs qu'ils induisent, au moment de la calibration.
- Sur le plan purement scientifique, un travail intéressant à mener concerne l'extension du protocole d'évaluation des mesures de similarité indépendamment de l'optimisation présenté dans (Skerl *et al.*, 2006) à l'analyse des modélisations surfaciques pour les problèmes de recalage US / TDM sur structures osseuses. L'intégralité des travaux traitant de ce type de recalage par la simulation de données US à partir du volume TDM (Brendel *et al.*, 2002, Wein *et al.*, 2008, Winter *et al.*, 2008, Gill *et al.*, 2012) n'étudient pas si le problème d'optimisation à résoudre est bien posé, à savoir que le maximum de la mesure de similarité choisie est bien atteint lorsque les images sont parfaitement recalées. Avec un protocole permettant d'évaluer la pertinence d'une technique de simulation pour un problème de recalage donné, il serait ainsi possible d'améliorer considérablement la précision du recalage et de développer plus facilement des GMCAO.
- Enfin, au regard des récents travaux sur les réseaux adverses génératifs (abrégés GAN en anglais) réalisés dans le domaine du traitement de l'image médicale (Lan *et al.*, 2020) et plus précisément pour la génération d'images US à partir d'un modèle TDM (Vitale *et al.*, 2020), il serait plus que pertinent de substituer la technique de simulation de la surface osseuse proposée par une méthode par apprentissage afin de renforcer plus encore la cohérence spatiale avec le volume préopératoire à recalier.

Annexes

A

Modélisation de la surface osseuse avec atténuation

Dans cette annexe, nous décrivons en détail la modélisation de la surface osseuse avec atténuation introduite à la section 3.2.2.2. Celle-ci consiste plus précisément à modéliser la surface osseuse du volume TDM supposée visible à l'échographie prenant en compte le phénomène d'atténuation des ondes US.

Pour rappel, l'intégration du phénomène d'atténuation des ondes US dans la modélisation de la surface osseuse s'appuie sur la loi exponentielle caractéristique de la propagation des ondes US dans différents milieux décrite dans (Szabo, 2004, p. 73) qui fait intervenir la profondeur de pénétration p et la fréquence f de la sonde US utilisée :

$$I_{atténuation}(p) = I_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot f^\beta \cdot p) \quad \text{pour } p \geq 0 \quad (\text{A.1})$$

où α et β désignent des constantes dont la valeur dépend du tissu imagé. Dans le cas où le milieu traversé correspond à de l'os, nous avons $\alpha = 3.54 \text{ dB} \cdot \text{MHz}^{-\beta} \cdot \text{cm}^{-1}$ et $\beta = 0.9$ (Szabo, 2004, p. 535). La constante I_0 représente, quant à elle, l'intensité en terme de niveau de gris de l'onde US virtuelle au niveau de l'interface de la structure osseuse qui constitue, par ailleurs, l'origine en profondeur $p = 0$ (Fig. A.1).

Les voxels de plus grande intensité étant localisés à l'interface entre l'arrière-plan et la structure osseuse imagée, nous fixons $I_0 = 255$ qui correspond à la valeur maximale admissible pour chaque voxel appartenant à une image codée sur 8 bits. La principale difficulté pour l'implémentation de l'équation A.1 réside dans l'évaluation de la profondeur de pénétration p selon la direction du rayon US virtuel projeté. Afin de minimiser le temps de calcul, nous proposons d'actualiser la valeur de p à mesure que le rayon projeté s'enfonce dans le volume osseux selon la suite récurrente suivante :

$$p_{k+1} = p_k + D \quad \text{avec } p_0 = 0 \quad \text{et } D = \|\vec{u}\| \cdot d_{\text{voxel}} \quad (\text{A.2})$$

où d_{voxel} désigne la résolution spatiale isotropique du volume TDM définie à l'acquisition et \vec{u} le vecteur directeur du rayon calculé depuis l'algorithme de Bresenham.

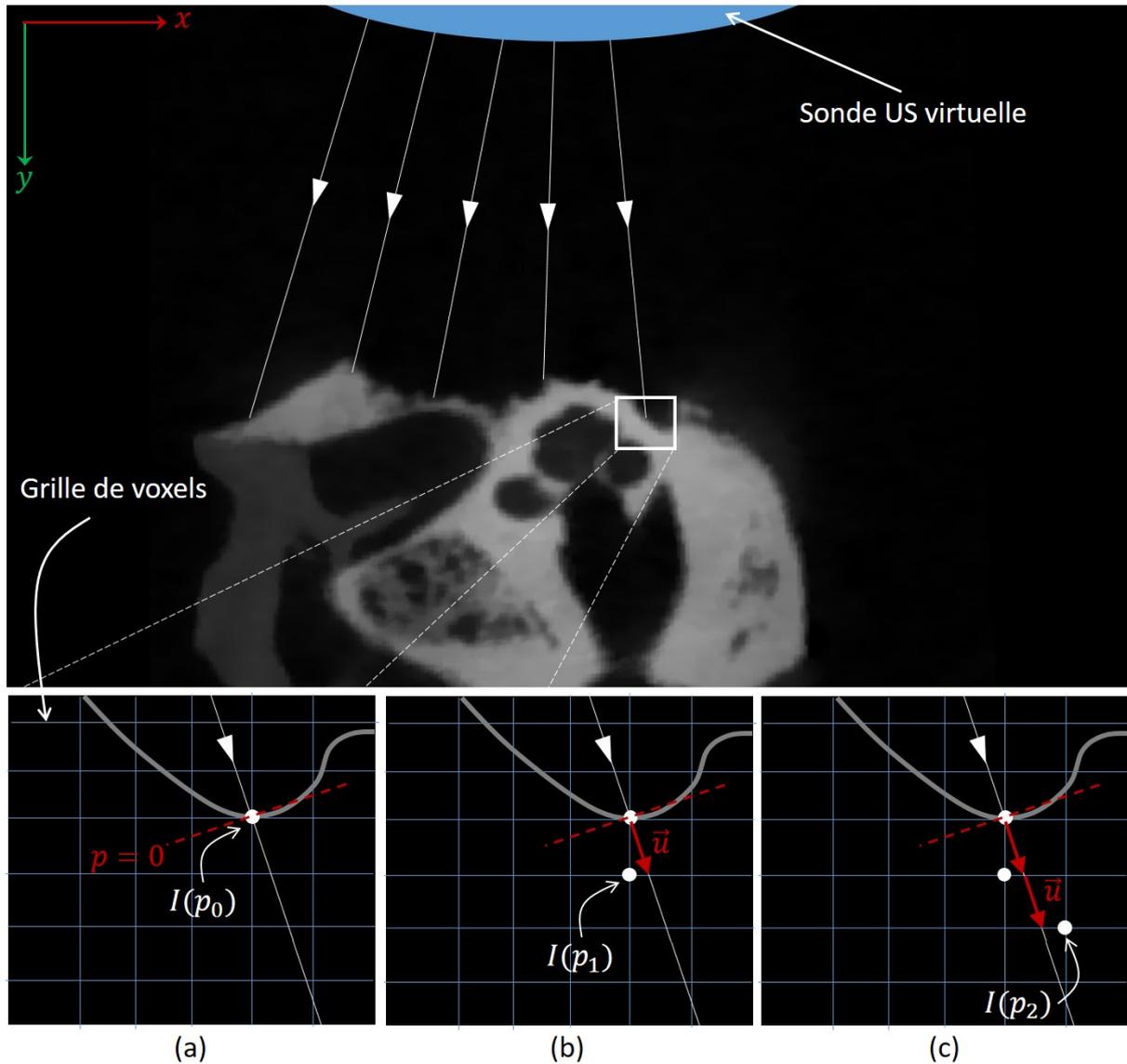


Figure A.1 – Propagation des rayons modélisant les ondes US virtuelles à travers la surface osseuse.

Afin d'illustrer plus concrètement le déroulé du calcul des niveaux de gris des voxels qui composent la couche superficielle du modèle avec atténuation, nous nous reportons à la figure A.1. Pour chaque rayon US virtuel tiré depuis la sonde US virtuelle ayant pour vecteur directeur \vec{u} calculé à partir de l'algorithme de Bresenham, la première étape consiste à parcourir l'ensemble des plus proches voxels situés sur le chemin du rayon projeté jusqu'à détection du premier voxel de la structure osseuse imagée. Ce premier voxel, de coordonnées (x_0, y_0) , permet alors de définir l'origine des profondeurs $p_0 = 0$ comme illustré à la figure A.1(a). Nous calculons ensuite la valeur de gris correspondante $I(x_0, y_0)$ à partir de l'équation A.1 telle que :

$$I(x_0, y_0) = I_{\text{atténuation}}(p_0 = 0) \quad (\text{A.3})$$

Une fois le niveau de gris calculé, nous nous déplaçons jusqu'au voxel le plus proche du point obtenu après translation selon le vecteur \vec{u} depuis (x_0, y_0) qui, dans la figure A.1(b) a pour coordonnées $(x_0, y_0 + 1)$. Ensuite, nous actualisons la valeur de la pro-

fondeur p qui, en accord avec la suite récurrente définie à l'équation A.2, vaut $p_1 = D$ puis calculons le niveau de gris associé :

$$I(x_0, y_0 + 1) = I_{atténuation}(p_0 = D) \quad (\text{A.4})$$

Après calcul du niveau de gris, nous nous déplaçons de nouveau jusqu'au voxel le plus proche après application cette fois de deux fois le vecteur \vec{u} depuis (x_0, y_0) comme illustré dans la figure A.1(c), actualisons la valeur de profondeur p suivant l'équation A.2 puis déterminons le niveau de gris associé.

Ces étapes de **déplacement**, d'**actualisation** de la valeur de la profondeur et de **calcul de l'intensité** correspondante sont répétées jusqu'à ce que la profondeur p dépasse une valeur τ que nous définissons comme la distance caractéristique de l'équation A.1 :

$$\tau = \frac{1}{\alpha \cdot f^\beta} \quad (\text{A.5})$$

B

Normalisation et échantillonnage de l'espace des paramètres

Dans cette annexe, nous décrivons en détail la normalisation et l'échantillonnage de l'espace des paramètres introduits à la section 3.4.2.1 qui constituent la première étape du protocole d'évaluation des mesures de similarité présentée dans (Skerl *et al.*, 2006).

Normalisation

La première étape consiste tout d'abord à normaliser l'espace des paramètres associés à la transformation supposée aligner les images I_{US} et I_{TDM} afin qu'une variation unitaire selon chacun des paramètres de l'espace normalisé conduise à un décalage équivalent des voxels du volume étudié, ici I_{US} . Dans le cas d'un recalage rigide 3D, l'espace de recherche comprend un total de 6 paramètres puisque pour chaque transformation homogène \mathbf{T} il est possible d'associer un unique 6-uplet $\vec{x} = (\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z)$ tel que :

$$\mathbf{T}(\vec{x}) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\theta_z) \cdot \mathbf{R}_y(\theta_y) \cdot \mathbf{R}_x(\theta_x) & [\mathbf{I}_{3 \times 3} - \mathbf{R}_z(\theta_z) \cdot \mathbf{R}_y(\theta_y) \cdot \mathbf{R}_x(\theta_x)] \cdot \vec{c} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.1})$$

où \mathbf{R}_i désigne la matrice de rotation selon l'axe i avec $i \in \{x, y, z\}$ et \vec{c} le centre de rotation qui, dans notre cas, correspond au centre physique de l'image I_{US} . Si le décalage moyen des voxels composant I_{US} est relativement simple à déterminer pour chacun des paramètres en translation t_i avec $i \in \{x, y, z\}$, il reste cependant plus délicat à évaluer pour ceux en rotation θ_j avec $j \in \{x, y, z\}$. Pour y remédier, nous nous appuyons sur la métrique suivante pour quantifier le décalage moyen des voxels (DMV) qui nous servira à déterminer les paramètres de normalisation en rotation selon chacun des axes i :

$$DMV_i(\theta) = \frac{1}{|\Omega_{US}|} \sum_{\vec{v} \in \Omega_{US}} \|\mathbf{R}_i(\theta) \cdot \vec{v} - \vec{v}\| \quad \text{avec } i \in \{x, y, z\} \quad (\text{B.2})$$

La détermination de chacun des paramètres de normalisation en rotation se fait néanmoins en référence à une unité de translation qu'il nous faut donc définir en amont. Dans (Skerl *et al.*, 2006), l'espace des paramètres est normalisé de façon à ce que l'unité en translation corresponde à 10% de la plus faible dimension de l'image étudiée. Dans notre cas, la dimension la plus faible s'élève en moyenne à 36 mm (Tableau 3.1), ce qui nous donne pour unité de translation $t^{norm} = 3.6$ mm. Les unités correspondantes à chacun des paramètres en rotation θ_i^{norm} sont ensuite déterminées à l'aide de l'équation B.2 de sorte que $DMV_i(\theta_i^{norm}) \approx t^{norm}$. Le tableau B.1 récapitule chacun des paramètres de normalisation obtenus pour les quatre jeux de données.

Volume US n ^o	Paramètres de normalisation					
	en rotation (rad)			en translation (mm)		
	θ_x^{norm}	θ_y^{norm}	θ_z^{norm}	t_x^{norm}	t_y^{norm}	t_z^{norm}
1	0.131	0.154	0.173	3.6	3.6	3.6
2	0.124	0.152	0.168	3.6	3.6	3.6
3	0.126	0.150	0.165	3.6	3.6	3.6
4	0.134	0.155	0.177	3.6	3.6	3.6

Tableau B.1 – Paramètres de normalisation en rotation et en translation de l'espace des paramètres.

Échantillonnage

Après normalisation de l'espace des paramètres, la suite du protocole consiste à échantillonner de manière systématique l'espace des paramètres. Il convient toutefois de rappeler que nous cherchons à étudier le comportement de la mesure de similarité autour du recalage de référence. Dans un premier temps, nous alignons donc les deux images I_{US} et I_{TDM} selon la transformation de référence générée à partir du protocole défini à la section 3.3.2. L'idée générale consiste ensuite à générer un ensemble de points de l'espace des paramètres compris au sein d'une hypersphère de dimension 6 centrée en $\vec{x}_{réf}$. Les transformations associées à chacun des points générés servent alors à perturber l'alignement idéal entre les deux modalités afin d'analyser quantitativement l'influence de chacune des représentations surfaciques sur la mesure de similarité autour du recalage de référence. Comme les deux modalités se trouvent déjà alignées de manière idéale avant perturbation, la position de référence $\vec{x}_{réf}$ coïncide exactement avec l'origine de l'espace des paramètres soit $\vec{x}_{réf} = \vec{0}$.

Dans (Skerl *et al.*, 2006), les différents points d'échantillonnage $\vec{x}_{n,m}$, $n \in [1, N] \cap \mathbb{N}$ et $m \in [-M/2, M/2] \cap \mathbb{Z}$ sont répartis sur un total de N diamètres appartenant à une hypersphère de centre $\vec{x}_{réf}$ et de rayon R , chacun comprenant $M + 1$ points régulièrement espacés (Fig. 3.10). Chaque diamètre n est défini à partir d'un point $\vec{x}_{n,-M/2}$ généré aléatoirement sur l'hypersphère ainsi que son miroir $\vec{x}_{n,M/2}$ par rapport à $\vec{x}_{réf}$. Comme $\vec{x}_{réf} = \vec{0}$, chaque $\vec{x}_{n,M/2}$ correspond plus simplement à l'opposé de $\vec{x}_{n,-M/2}$.

Tout point $\vec{x}_{n,m}$ régulièrement espacé sur le diamètre n s'écrit alors :

$$\begin{aligned}\vec{x}_{n,m} &= (\vec{x}_{n,\frac{M}{2}} - \vec{x}_{n,-\frac{M}{2}}) \times \left(\frac{m + \frac{M}{2}}{M}\right) + \vec{x}_{n,-\frac{M}{2}} \\ &= -2 \cdot \vec{x}_{n,-\frac{M}{2}} \times \left(\frac{m + \frac{M}{2}}{M}\right) + \vec{x}_{n,-\frac{M}{2}}\end{aligned}\tag{B.3}$$

La principale difficulté consiste ici à générer de manière uniforme sur l'hypersphère de rayon R chacun des points aléatoires $\vec{x}_{n,\frac{M}{2}}$ nécessaires à la définition des N diamètres d'échantillonnage afin de ne privilégier aucune zone de l'espace des paramètres. Pour ce faire, nous nous reportons à la méthode décrite dans (Muller, 1959) qui permet la génération aléatoire uniforme de points sur une hypersphère de dimension 6 (plus généralement de dimension D) à partir de 6 variables (respectivement D variables) aléatoires suivant une loi normale centrée réduite $x_i \sim \mathcal{N}(0, 1)$. Pour obtenir un vecteur aléatoire \vec{y} uniformément réparti sur l'hypersphère unité, chaque coordonnée de \vec{y} est définie de sorte que :

$$y_i = x_i / \sqrt{\sum_{k=1}^6 x_k^2}, \quad i \in [1, 6] \cap \mathbb{N}\tag{B.4}$$

Pour que le point \vec{y} soit situé sur une hypersphère de rayon R , il nous suffit ensuite de multiplier chacune des composantes y_i par R . L'intégralité de la procédure d'échantillonnage est réalisée dans l'espace des paramètres normalisé. Le passage à l'espace des paramètres classiques, nécessaire au calcul des transformations associées, s'effectue par la suite en multipliant chacun des paramètres générés par l'unité en translation t^{norm} ou de rotation θ_i^{norm} , $i \in \{x, y, z\}$ correspondante.

C

Calcul du modèle inverse

Dans cette annexe, nous présentons en détail le calcul du modèle inverse pour la méthode de reconstruction volumique par balayage introduite à la section 4.4. Pour cela, nous déterminons dans un premier temps le modèle direct à partir duquel nous pourrions ensuite déduire le modèle inverse.

1. Modèle direct. Le modèle direct permet de calculer les coordonnées de l'espace physique (x, y, z) à partir de celles correspondantes à l'espace d'acquisition de la sonde (x_I, y_I, φ) (Fig. C.1). Pour ce faire, nous introduisons des repères intermédiaires afin de déduire la transformation homogène ${}^0\mathbf{T}_4$ permettant de passer du repère fixe $R_0 = (O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ au repère $R_4 = (O_4, \vec{x}_4, \vec{y}_4, \vec{z}_4)$ dans lequel sont exprimées les données US acquises et qui est localisé au niveau de la partie distale de la sonde. Le repère R_0 est choisi de façon à ce que l'axe \vec{y}_0 soit colinéaire à l'axe propre de la sonde et que l'axe \vec{x}_0 passe par le point de focalisation de la sonde (PFS) lorsque la rotation $\varphi = 0$.

Dans notre cas, le repère R_4 est obtenu à partir de quatre transformations successives appliquées à R_0 . Nous passons tout d'abord du repère R_0 au repère R_1 à l'aide de la transformation ${}^0\mathbf{T}_1$ qui correspond à une rotation d'angle φ autour de l'axe $\vec{y}_0 = \vec{y}_1$ (Fig. C.1(a)). Ensuite, les transformations de passage ${}^1\mathbf{T}_2$ et ${}^2\mathbf{T}_3$ sont respectivement définies par une translation de longueur R le long de \vec{x}_1 , où R désigne le rayon de la partie distale de la sonde ($R = 2$ mm) (Fig. C.1(b)), et une rotation autour de $\vec{z}_2 = \vec{z}_3$ selon l'angle d'élévation θ_0 permettant d'atteindre la moitié du champ de vision ($\theta_0 \approx 0.5$ rad) (Fig. C.1(c)). Enfin la transformation ${}^3\mathbf{T}_4$ permettant d'exprimer R_4 dans R_3 correspond à une translation de vecteur $[-\Delta x, \Delta y, 0]$ où Δx et Δy correspondent aux distances selon les axes respectifs \vec{x}_3 et \vec{y}_3 séparant les origines des repères R_3 et R_4 (Fig. C.1(d)). En posant $c_\alpha = \cos(\alpha)$ et $s_\alpha = \sin(\alpha)$, la transformation

${}^0\mathbf{T}_4$ s'écrit alors :

$$\begin{aligned}
{}^0\mathbf{T}_4 &= {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot {}^3\mathbf{T}_4 \\
&= \overbrace{\mathbf{R}_y(\varphi)} \cdot \overbrace{\mathbf{T}_x(-R)} \cdot \overbrace{\mathbf{R}_z(-\theta_0)} \cdot \overbrace{\mathbf{T}_y(\Delta y) \cdot \mathbf{T}_x(-\Delta x)} \\
&= \begin{bmatrix} \vdots & -c_\varphi \cdot [\Delta x \cdot c_{\theta_0} - \Delta y \cdot s_{\theta_0} + R] \\ \mathbf{R}_y(\varphi) \cdot \mathbf{R}_z(-\theta_0) & \Delta x \cdot s_{\theta_0} + \Delta y \cdot c_{\theta_0} \\ \vdots & s_\varphi \cdot [\Delta x \cdot c_{\theta_0} - \Delta y \cdot s_{\theta_0} + R] \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.1})
\end{aligned}$$

où \mathbf{R}_y et \mathbf{R}_z représentent les matrices homogènes associées aux rotations autour des axes \vec{y} et \vec{z} tandis que \mathbf{T}_x et \mathbf{T}_y désignent les matrices correspondant aux translations le long des axes \vec{x} et \vec{y} .

À partir de l'équation C.1, le modèle direct s'écrit alors :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_\varphi [(x_I - \Delta x) \cdot c_{\theta_0} + (y_I + \Delta y) \cdot s_{\theta_0} - R] \\ -(x_I - \Delta x) \cdot s_{\theta_0} + (y_I + \Delta y) \cdot c_{\theta_0} \\ -s_\varphi [(x_I - \Delta x) \cdot c_{\theta_0} + (y_I + \Delta y) \cdot s_{\theta_0} - R] \end{pmatrix} \quad (\text{C.2})$$

2. Modèle inverse. Le modèle inverse désigne, de manière réciproque, le système d'équations permettant de passer des coordonnées de l'espace physique à celles de l'espace d'acquisition de la sonde. Pour obtenir la relation inverse, une des solutions consiste à déterminer tout d'abord l'angle de rotation φ à partir des coordonnées x et z du système d'équations C.2 :

$$\varphi = -\tan^{-1}\left(\frac{z}{x}\right) \quad (\text{C.3})$$

Après injection de l'angle φ dans le modèle direct, nous pouvons ensuite déterminer les coordonnées x_I et y_I de la coupe échographique correspondante en résolvant le sous-système linéaire formé des lignes 1 et 2 du système C.2 :

$$\begin{pmatrix} \frac{x}{c_\varphi} + R \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (x_I - \Delta x) \cdot c_{\theta_0} + (y_I + \Delta y) \cdot s_{\theta_0} \\ -(x_I - \Delta x) \cdot s_{\theta_0} + (y_I + \Delta y) \cdot c_{\theta_0} \end{pmatrix} \quad (\text{C.4})$$

Ce qui donne :

$$\begin{pmatrix} x_I \\ y_I \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \left(\frac{x}{c_\varphi} + R\right) \cdot c_{\theta_0} - y \cdot s_{\theta_0} + \Delta x \\ \left(\frac{x}{c_\varphi} + R\right) \cdot s_{\theta_0} + y \cdot c_{\theta_0} - \Delta y \end{pmatrix} \quad (\text{C.5})$$

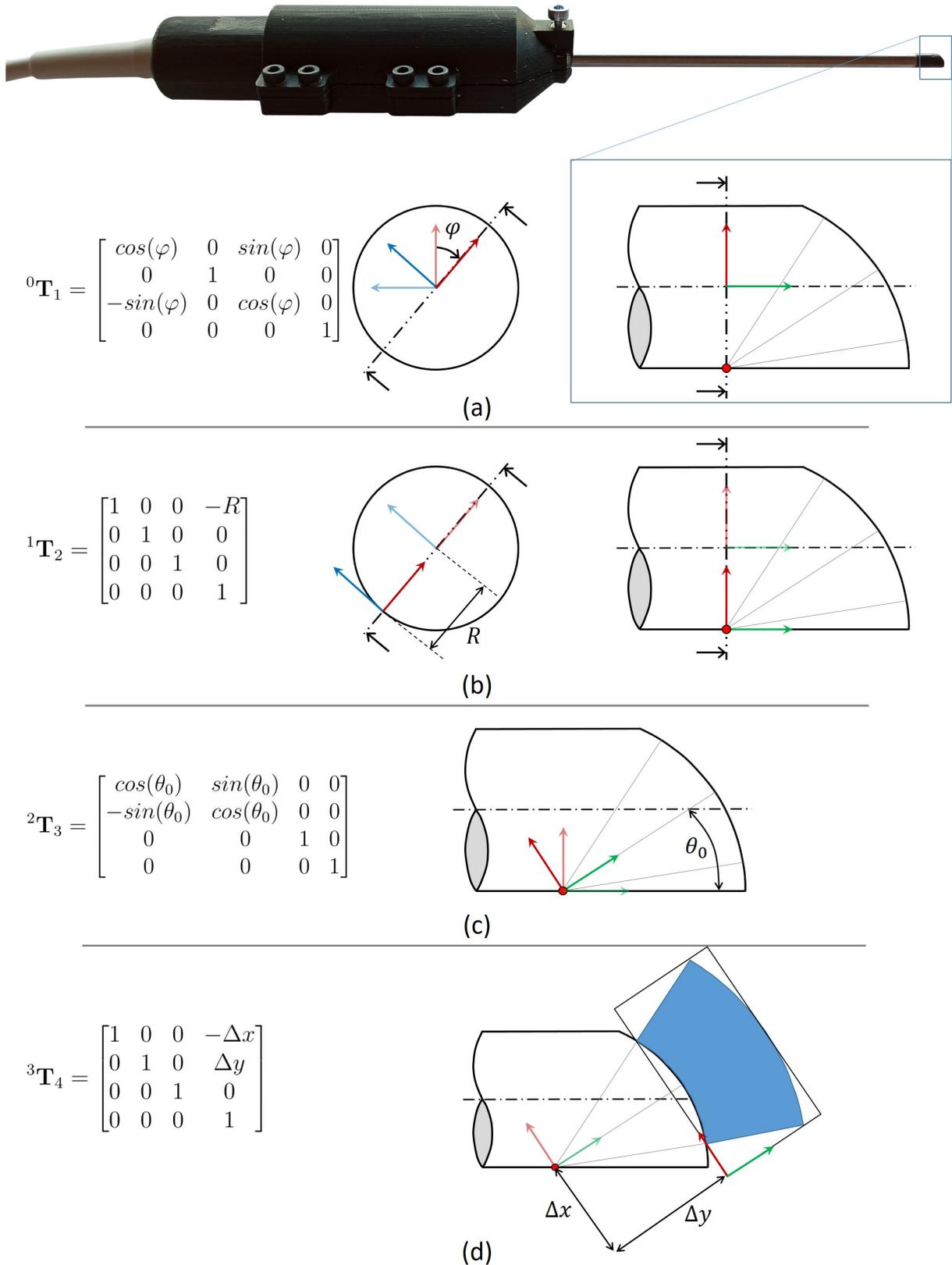


Figure C.1 – Transformations successives pour la détermination du modèle géométrique direct.

D

Calcul de la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$

Dans cette annexe, nous détaillons le calcul de la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ à partir des paramètres de modélisation des fils des volumes US et μTDM obtenus à la section 4.5.1.2.

Afin de déterminer la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ qui permet d'exprimer les données US acquises dans le repère du porte-sonde robotisé R_r , nous nous appuyons sur les différentes transformations obtenues à la section 4.5.1.2. Ainsi, les paramètres associés aux fils modélisés à partir du volume μTDM du fantôme peuvent être exprimés dans le repère R_r tels que :

$$\begin{aligned} [\vec{p}_{i,\mu\text{TDM}}^r]^T &= {}^r\mathbf{T}_f {}^f\mathbf{T}_{\mu\text{TDM}} [\vec{p}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}}]^T \\ \vec{e}_{i,\mu\text{TDM}}^r &= {}^r\mathbf{R}_f {}^f\mathbf{R}_{\mu\text{TDM}} \vec{e}_{i,\mu\text{TDM}}^{\mu\text{TDM}} \end{aligned} \quad (\text{D.1})$$

où ${}^A\mathbf{R}_B$ correspond à la matrice de rotation obtenue à partir des trois premières lignes et colonnes de la matrice homogène ${}^A\mathbf{T}_B$.

De la même manière, les paramètres associés aux fils modélisés à partir du volume US s'écrivent dans $R_{US,acq}$:

$$\begin{aligned} [\vec{p}_{i,US}^{US,acq}]^T &= {}^{US,acq}\mathbf{T}_{US} [\vec{p}_{i,US}^{US}]^T \\ \vec{e}_{i,US}^{US,acq} &= {}^{US,acq}\mathbf{R}_{US} \vec{e}_{i,US}^{US} \end{aligned} \quad (\text{D.2})$$

À l'issue de l'étape de calibration, la transformation ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ doit ainsi permettre de faire correspondre les paramètres donnés par les équations D.1 et D.2. Nous proposons alors une méthode de calcul pour ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$ qui s'articule en deux temps. Tout d'abord, nous nous intéressons à l'orientation ${}^r\mathbf{R}_{US,acq}$ de la transformation homogène recherchée définie telle que :

$${}^r\mathbf{T}_{US,acq} = \begin{bmatrix} {}^r\mathbf{R}_{US,acq} & {}^r\vec{t}_{US,acq} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{D.3})$$

Afin de limiter le nombre de variables composant l'espace de recherche, nous choisissons de représenter les orientations candidates $\mathbf{R}(\varphi)$ à l'aide des angles d'Euler :

$$\mathbf{R}(\vec{\varphi}) = \mathbf{R}_x(\theta_x) \mathbf{R}_y(\theta_y) \mathbf{R}_z(\theta_z) \quad (\text{D.4})$$

où $\mathbf{R}_i, i \in \{x, y, z\}$ correspond à la matrice de rotation selon l'axe i et $\vec{\varphi} = [\theta_x \ \theta_y \ \theta_z]$.

Nous définissons alors ${}^r\mathbf{R}_{US,acq}$ comme l'orientation permettant de maximiser la somme des produits scalaires entre les vecteurs $\vec{e}_{i,\mu TDM}^r$ et $\mathbf{R}(\vec{\varphi}) \vec{e}_{i,US}^{US,acq}$ et par conséquent leur alignement. D'un point de vue mathématique, le vecteur optimal $\vec{\varphi}_{opt}$ tel que ${}^r\mathbf{R}_{US,acq} = \mathbf{R}(\vec{\varphi}_{opt})$ correspond donc à la solution du problème d'optimisation suivant :

$$\vec{\varphi}_{opt} = \arg \max_{\vec{\varphi}} \left(\sum_{i=1}^4 (\vec{e}_{i,\mu TDM}^r)^T \mathbf{R}(\vec{\varphi}) \vec{e}_{i,US}^{US,acq} \right) \quad (\text{D.5})$$

Après estimation de la matrice de rotation ${}^r\mathbf{R}_{US,acq}$, nous cherchons ensuite à déterminer le vecteur translation ${}^r\vec{t}_{US,acq}$ de la transformation homogène de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$. Nous avons recours aux projections réalisées entre chacune des paires possibles de lignes perpendiculaires qui, comme l'illustre la figure D.1, résulte en un ensemble de huit points. Cette étape de projection est répétée pour chacune des modalités menant ainsi à deux ensembles de points. Le vecteur translation est alors obtenu par soustraction des centroïdes $\vec{c}_{\mu TDM}^r = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 \vec{p}_{i,\mu TDM}^r$ et $\vec{c}_{US}^{US,acq} = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 \vec{p}_{i,US}^{US,acq}$ des ensembles issus des volumes respectifs μTDM et US de sorte de que :

$${}^r\vec{t}_{US,acq} = \vec{c}_{\mu TDM}^r - \vec{c}_{US}^{US,acq} \quad (\text{D.6})$$

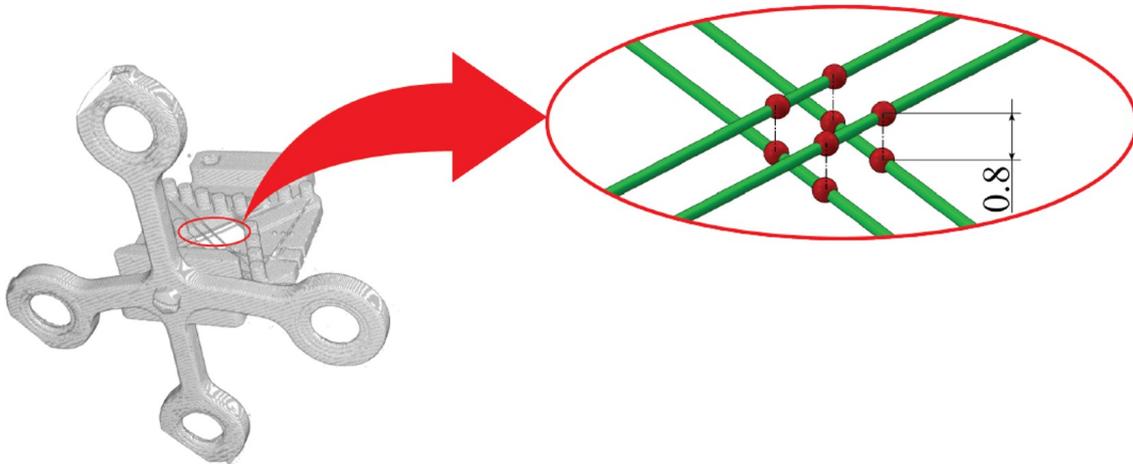


Figure D.1 – Illustration des points de projection entre chaque paire de fils perpendiculaires pour la détermination du vecteur translation de la transformation homogène de calibration ${}^r\mathbf{T}_{US,acq}$.

Références

- ADAMS, L., KRYBUS, W., MEYER-EBRECHT, D., RUEGER, R., GILSBACH, J. M., MOESGES, R. et SCHLOENDORFF, G. (1990). Computer-assisted surgery. *IEEE Computer graphics and applications*, 10(3):43–51. 29, 30
- ADUNKA, O. et KIEFER, J. (2006). Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngology—head and neck surgery*, 135(3):374–382. 24
- AMIN, D. V., KANADE, T., DIGIOIA, A. M. et JARAMAZ, B. (2003). Ultrasound registration of the bone surface for surgical navigation. *Computer Aided Surgery*, 8(1):1–16. 49, 51
- AMSTUTZ, C., CAVERSACCIO, M., KOWAL, J., BÄCHLER, R., NOLTE, L.-P., HÄUSLER, R. et STYNER, M. (2003). A-mode ultrasound-based registration in computer-aided surgery of the skull. *Archives of otolaryngology-head & neck surgery*, 129(12):1310–1316. 51
- ANON, J. B., LIPMAN, S. P., OPPENHEIM, D. et HALT, R. A. (1994). How i do it head and neck and plastic surgery: A targeted problem and its solution: Computer-assisted endoscopic sinus surgery. *The Laryngoscope*, 104(7):901–906. 34
- ARNDT, P. (1999). Within subject comparison of advanced coding strategies in the nucleus 24 cochlear implant. In *1999 Conference on Implantable Auditory Prostheses, Asilomar, CA*. 17
- ARTS, H. A., GARBER, A. et ZWOLAN, T. A. (2002). Cochlear implants in young children. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 35(4):925–943. 20
- ASCHENDORFF, A., KUBALEK, R., HOCHMUTH, A., BINK, A., KURTZ, C., LOHNSTEIN, P., KLENZNER, T. et LASZIG, R. (2004). Imaging procedures in cochlear implant patients—evaluation of different radiological techniques. *Acta Oto-Laryngologica*, 124(sup552):46–49. 47
- AVRUNIN, O., ALKHORAYEF, M., SAIED, H. F. I. et TYMKOVYCH, M. (2015). The surgical navigation system with optical position determination technology and sources of errors. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 5(4):689–696. 65
- BANCE, M., ZAROWSKI, A., ADAMSON, R. A. et CASSELMAN, J. W. (2018). New imaging modalities in otology. *Advances in Hearing Rehabilitation*, 81:1–13. 50
- BANERJEE, S., CHERIAN, J. J., ELMALLAH, R. K., PIERCE, T. P., JAUREGUI, J. J. et MONT, M. A. (2016). Robot-assisted total hip arthroplasty. *Expert review of medical devices*, 13(1):47–56. 45
- BANFAI, P., KUBIK, S. et HORTMANN, G. (1984). Our extra-scalar operating method of cochlear implantation: Experience with 46 cases. *Acta Oto-Laryngologica*, 98(sup411):9–12. 20

- BARBE, C., TROCCAZ, J., MAZIER, B. et LAVALLEE, S. (1993). Using 2.5 d echography in computer assisted spine surgery. *In Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Societ*, pages 160–161. IEEE. 51
- BARRATT, D. C., PENNEY, G., CHAN, C. S., SLOMCZYKOWSKI, M., CARTER, T. J., EDWARDS, P. J. et HAWKES, D. J. (2005). Self-calibrating ultrasound-to-ct bone registration. *In International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 605–612. Springer. 66
- BARRATT, D. C., PENNEY, G. P., CHAN, C. S., SLOMCZYKOWSKI, M., CARTER, T. J., EDWARDS, P. J. et HAWKES, D. J. (2006). Self-calibrating 3d-ultrasound-based bone registration for minimally invasive orthopedic surgery. *IEEE transactions on medical imaging*, 25(3):312–323. 49
- BASURA, G. J., ADUNKA, O. F. et BUCHMAN, C. A. (2010). Scala tympani cochleostomy for cochlear implantation. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 21(4):218–222. 19
- BATTMER, R. D., HAAKE, P., ZILBERMAN, Y. et LENARZ, T. (1999). Simultaneous analog stimulation (sas)–continuous interleaved sampler (cis) pilot comparison study in europe. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 108(4_suppl):69–73. 17
- BELL, B., STIEGER, C., GERBER, N., ARNOLD, A., NAUER, C., HAMACHER, V., KOMPIS, M., NOLTE, L., CAVERSACCIO, M. et WEBER, S. (2012). A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation. *Acta oto-laryngologica*, 132(4):355–360. 38, 43
- BERGSTROM, M. et GREITZ, T. (1976). Stereotaxic computed tomography. *American Journal of Roentgenology*, 127(1):167–170. 30
- BERMINGHAM-MCDONOGH, O. et RUBEL, E. W. (2003). Hair cell regeneration: winging our way towards a sound future. *Current opinion in neurobiology*, 13(1):119–126. 15
- BEZANSON, A., ADAMSON, R. et BROWN, J. A. (2014). Fabrication and performance of a miniaturized 64-element high-frequency endoscopic phased array. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 61(1):33–43. 49, 101
- BIELAMOWICZ, S. A., COKER, N. J., JENKINS, H. A. et IGARASHI, M. (1988). Surgical dimensions of the facial recess in adults and children. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 114(5):534–537. 44
- BIRG, W. et MUNDINGER, F. (1982). Direct target point determination for stereotactic brain operations from ct data and the calculation of setting parameters for polar-coordinate stereotactic devices. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 45(4-5):387–395. 34
- BLOOM, J. D., RIZZI, M. D. et GERMILLER, J. A. (2009). Real-time intraoperative computed tomography to assist cochlear implant placement in the malformed inner ear. *Otology & Neurotology*, 30(1):23–26. 47
- BOËTHIUS, J., BERGSTRÖM, M. et GREITZ, T. (1980). Stereotaxic computerized tomography with a ge 8800 scanner. *Journal of neurosurgery*, 52(6):794–800. 34
- BONNEAU, E., TAHA, F., GRAVEZ, P. et LAMY, S. (2004). Surgicobot: Surgical gesture assistance cobot for maxillo-facial interventions. *In Perspective in Image-Guided Surgery*, pages 353–360. World Scientific. 33

- BRAUN, K., BÖHNKE, F. et STARK, T. (2012). Three-dimensional representation of the human cochlea using micro-computed tomography data: presenting an anatomical model for further numerical calculations. *Acta oto-laryngologica*, 132(6):603–613. 56
- BRENDEL, B., RICK, S. W. A., STOCKHEIM, M. et ERMERT, H. (2002). Registration of 3d ct and ultrasound datasets of the spine using bone structures. *Computer Aided Surgery*, 7(3):146–155. 53, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 132
- BRESENHAM, J. E. (1965). Algorithm for computer control of a digital plotter. *IBM Systems journal*, 4(1):25–30. 69
- BREWSTER, L. J., TRIVEDI, S. S., TUY, H. K. et UDUPA, J. K. (1984). Interactive surgical planning. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 4(3):31–40. 33
- BRIEC, J. (2012). *Implant cochléaire et développement du langage chez les jeunes enfants sourds profonds*. Thèse de doctorat, Université Rennes 2. 12
- BRODIE, A., SMITH, B. et RAY, J. (2018). The impact of rehabilitation on quality of life after hearing loss: a systematic review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 275(10):2435–2440. 15
- BROTTO, D., FELLIN, R., SORRENTINO, F., GHELLER, F., TREVISI, P. et BOVO, R. (2021). A modern case sheds light on a classical enigma: beethoven’s deafness. *The Laryngoscope*, 131(1):179–185. 14
- BROUNSTEIN, A., HACIHALILOGLU, I., GUY, P., HODGSON, A. et ABUGHARBIEH, R. (2011). Towards real-time 3d us to ct bone image registration using phase and curvature feature based gmm matching. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 235–242. Springer. 52, 97
- BROWN, J. A., TORBATIAN, Z., ADAMSON, R. B., VAN WIJHE, R., PENNING, R. J., LOCKWOOD, G. R. et BANCE, M. L. (2009). High-frequency ex vivo ultrasound imaging of the auditory system. *Ultrasound in medicine & biology*, 35(11):1899–1907. 49, 101, 102
- BROWN, R. A. (1979). A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. *Journal of neurosurgery*, 50(6):715–720. ix, 30, 34
- BUYTAERT, J. A., JOHNSON, S. B., DIERICK, M., SALIH, W. H. et SANTI, P. A. (2013). Microct versus stslim 3d imaging of the mouse cochlea. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 61(5):382–395. 56
- CARLSON, M. L. (2020). Cochlear implantation in adults. *New England Journal of Medicine*, 382(16):1531–1542. ix, 18, 23, 24
- CARLSON, M. L., BREEN, J. T., GIFFORD, R. H., DRISCOLL, C. L., NEFF, B. A., BEATTY, C. W., PETERSON, A. M. et OLUND, A. P. (2010). Cochlear implantation in the octogenarian and nonagenarian. *Otology & Neurotology*, 31(8):1343–1349. 21
- CARRAT, L., TONETTI, J., LAVALLEE, S., MERLOZ, P., PITTET, L. et CHIROSSEL, J.-P. (1998). Treatment of pelvic ring fractures: percutaneous computer assisted iliosacral screwing. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 84–91. Springer. 51
- CARRAT, L., TONETTI, J., MERLOZ, P. et TROCCEA, J. (2000). Percutaneous computer assisted iliosacral screwing: clinical validation. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 1229–1237. Springer. 51, 66

- CAVERSACCIO, M., GAVAGHAN, K., WIMMER, W., WILLIAMSON, T., ANSÒ, J., MANTOKOUDIS, G., GERBER, N., RATHGEB, C., FELDMANN, A., WAGNER, F. *et al.* (2017). Robotic cochlear implantation: surgical procedure and first clinical experience. *Acta oto-laryngologica*, 137(4):447–454. x, 46
- CAVERSACCIO, M., WIMMER, W., ANSO, J., MANTOKOUDIS, G., GERBER, N., RATHGEB, C., SCHNEIDER, D., HERMANN, J., WAGNER, F., SCHEIDEGGER, O. *et al.* (2019). Robotic middle ear access for cochlear implantation: first in man. *PloS one*, 14(8):e0220543. x, 38, 39, 45
- CHEN, T. K., ABOLMAESUMI, P., PICHORA, D. R. et ELLIS, R. E. (2005). A system for ultrasound-guided computer-assisted orthopaedic surgery. *Computer Aided Surgery*, 10(5-6):281–292. 65
- CHEN, X., BAO, N., LI, J. et KANG, Y. (2012). A review of surgery navigation system based on ultrasound guidance. In *2012 IEEE International Conference on Information and Automation*, pages 882–886. IEEE. 65
- CHO, B., MATSUMOTO, N. et HASHIZUME, M. (2013a). Navigation for cochlear implantation. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 5727–5730. IEEE. 37
- CHO, B., OKA, M., MATSUMOTO, N., OUCHIDA, R., HONG, J. et HASHIZUME, M. (2013b). Warning navigation system using real-time safe region monitoring for otologic surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 8(3):395–405. 37
- CLARK, G. M., PYMAN, B. C. et BAILEY, Q. R. (1979). The surgery for multiple-electrode cochlear implantations. *The Journal of Laryngology & Otology*, 93(3):215–223. 17, 20
- CLINKARD, D., BARBIC, S., AMOODI, H., SHIPP, D. et LIN, V. (2015). The economic and societal benefits of adult cochlear implant implantation: a pilot exploratory study. *Cochlear implants international*, 16(4):181–185. 12
- COLLETTI, V., FIORINO, F. G., CARNER, M. et PACINI, L. (1998). Basal turn cochleostomy via the middle fossa route for cochlear implant insertion. *The American journal of otology*, 19(6):778–784. 20
- CONNORS, J. R., DEEP, N. L., HUNCKE, T. K. et ROLAND JR, J. T. (2021). Cochlear implantation under local anesthesia with conscious sedation in the elderly: first 100 cases. *The Laryngoscope*, 131(3):E946–E951. 1
- CONTRERA, K. J., BETZ, J., GENTHER, D. J. et LIN, F. R. (2015). Association of hearing impairment and mortality in the national health and nutrition examination survey. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 141(10):944–946. 12
- CUMMINS, T., ELIAHOO, P. et SHUNG, K. K. (2016). High-frequency ultrasound array designed for ultrasound-guided breast biopsy. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 63(6):817–827. 101
- CUNNINGHAM, L. L. et TUCCI, D. L. (2017). Hearing loss in adults. *New England Journal of Medicine*, 377(25):2465–2473. 13
- DANILCHENKO, A., BALACHANDRAN, R., TOENNIES, J. L., BARON, S., MUNSKE, B., FITZPATRICK, J. M., WITHROW, T. J., WEBSTER III, R. J. et LABADIE, R. F. (2011). Robotic mastoidectomy. *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 32(1):11. x, 38, 39, 43

- DAUSCH, D. E., GILCHRIST, K. H., CARLSON, J. B., HALL, S. D., CASTELLUCCI, J. B. et von RAMM, O. T. (2014). In vivo real-time 3-d intracardiac echo using pmut arrays. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 61(10):1754–1764. 102
- DE SETA, D. (2016). *Quality of insertion in cochlear implants: a clinical and temporal bone study*. Thèse de doctorat, Paris 6. ix, 11, 16
- DE SETA, D., TORRES, R., RUSSO, F. Y., FERRARY, E., KAZMITCHEFF, G., HEYMANN, D., AMIAUD, J., STERKERS, O., BERNARDESCHI, D. et NGUYEN, Y. (2017). Damage to inner ear structure during cochlear implantation: Correlation between insertion force and radio-histological findings in temporal bone specimens. *Hearing research*, 344:90–97. 24
- DE VOS, W., CASSELMAN, J. et SWENNEN, G. (2009). Cone-beam computerized tomography (cbct) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38(6):609–625. 69
- DEGGOUJ, N., GERSDORFF, M., GARIN, P., CASTELEIN, S. et GERARD, J.-M. (2007). Today's indications for cochlear implantation. *B ENT*, 3(1):9–14. 20
- DEMATTEIS, M. et KAHANE, P. (2011). L'audition. http://unf3s.cerimes.fr/media/paces/Grenoble_1112/dematteis_maurice/dematteis_maurice_p02/dematteis_maurice_p02.pdf. ix, 8
- DIETZ, A., WÜSTEFELD, M., NISKANEN, M. et LÖPPÖNEN, H. (2016). Cochlear implant surgery in the elderly: the feasibility of a modified suprameatal approach under local anesthesia. *Otology & Neurotology*, 37(5):487–491. 1
- DI GIOIA, A. M., JARAMAZ, B., BLACKWELL, M., SIMON, D. A., MORGAN, F., MOODY, J. E., NIKOU, C., COLGAN, B. D., ASTON, C. A., LABARCA, R. S. et al. (1998). Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 355:8–22. 51
- DILLON, N. P., BALACHANDRAN, R., FITZPATRICK, J. M., SIEBOLD, M. A., LABADIE, R. F., WANNA, G. B., WITHROW, T. J. et WEBSTER, R. J. (2015). A compact, bone-attached robot for mastoidectomy. *Journal of medical devices*, 9(3). x, 39, 40, 45
- DOMBRE, E., DUCHEMIN, G., POIGNET, P. et PIERROT, F. (2003). Dermarob: A safe robot for reconstructive surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5):876–884. 33
- DUAN, Q., ANGELINI, E., SONG, T. et LAINE, A. (2003). Fast interpolation algorithms for real-time three-dimensional cardiac ultrasound. In *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439)*, volume 2, pages 1192–1195. IEEE. xiii, 109, 110, 111
- DURET, S., GUIGOU, C., GRELAT, M. et BOZORG-GRAYELI, A. (2020). Minimally invasive cochlear implantation assisted by intraoperative ct scan combined to neuronavigation. *Otology & Neurotology*, 41(4):e441–e448. 37, 43, 45, 47
- EATON, D., GONZALEZ, R., DUCK, S. et KESHTGAR, M. (2011). Radiation protection for an intra-operative x-ray device. *The British journal of radiology*, 84(1007):1034–1039. 48
- ELFRING, R., de la FUENTE, M. et RADERMACHER, K. (2010). Assessment of optical localizer accuracy for computer aided surgery systems. *Computer Aided Surgery*, 15(1-3):1–12. 77

- ENTICOTT, J. C., TARI, S., KOH, S. M., DOWELL, R. C. et O'LEARY, S. J. (2006). Cochlear implant and vestibular function. *Otology & Neurotology*, 27(6):824–830. 23
- FACCIOLI, N., BARILLARI, M., GUARIGLIA, S., ZIVELONGHI, E., RIZZOTTI, A., CERINI, R. et MUCELLI, R. P. (2009). Radiation dose saving through the use of cone-beam ct in hearing-impaired patients. *La radiologia medica*, 114(8):1308–1318. 47, 48
- FERCHER, A. F., DREXLER, W., HITZENBERGER, C. K. et LASSER, T. (2003). Optical coherence tomography-principles and applications. *Reports on progress in physics*, 66(2):239. 48
- FERGUSON, M. A., KITTERICK, P. T., CHONG, L. Y., EDMONDSON-JONES, M., BARKER, F. et HOARE, D. J. (2017). Hearing aids for mild to moderate hearing loss in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (9). 12
- FITZPATRICK, J. M. (2009). Fiducial registration error and target registration error are uncorrelated. In *Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7261, page 726102. International Society for Optics and Photonics. 36
- FITZPATRICK, J. M. (2010). The role of registration in accurate surgical guidance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(5):607–622. 65, 132
- FITZPATRICK, J. M., WEST, J. B. et MAURER, C. R. (1998). Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE transactions on medical imaging*, 17(5):694–702. 77
- FRIED, M. P., KLEEFIELD, J., GOPAL, H., REARDON, E., HO, B. T. et KUHN, F. A. (1997). Image-guided endoscopic surgery: results of accuracy and performance in a multicenter clinical study using an electromagnetic tracking system. *The Laryngoscope*, 107(5):594–601. 34
- GANTZ, B. J., TURNER, C., GFELLER, K. E. et LOWDER, M. W. (2005). Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. *The Laryngoscope*, 115(5):796–802. 23
- GARCIA-GONZALO, E. et FERNANDEZ-MARTINEZ, J. L. (2012). A brief historical review of particle swarm optimization (pso). *Journal of Bioinformatics and Intelligent Control*, 1(1):3–16. 73
- GATES, G. A. et MILLS, J. H. (2005). Presbycusis. *The lancet*, 366(9491):1111–1120. 15
- GENTHER, D. J., FRICK, K. D., CHEN, D., BETZ, J. et LIN, F. R. (2013). Association of hearing loss with hospitalization and burden of disease in older adults. *Jama*, 309(22):2322–2324. 12
- GILL, S., ABOLMAESUMI, P., FICHTINGER, G., BOISVERT, J., PICHORA, D., BORSHNECK, D. et MOUSAVI, P. (2012). Biomechanically constrained groupwise ultrasound to ct registration of the lumbar spine. *Medical image analysis*, 16(3):662–674. 52, 53, 67, 68, 69, 70, 71, 76, 77, 89, 132
- GOURÉVITCH, B., EDELINE, J.-M., OCCELLI, F. et EGGERMONT, J. J. (2014). Is the din really harmless? long-term effects of non-traumatic noise on the adult auditory system. *Nature Reviews Neuroscience*, 15(7):483–491. 15
- GOYCOOLEA, M. V., GOYCOOLEA, H. G., RODRIGUEZ, L. G., FARFAN, C. R., MARTINEZ, G. C. et VIDAL, R. (1986). Effect of life in industrialized societies on hearing in natives of easter island. *The Laryngoscope*, 96(12):1391–1396. 15

- GUEZIRI, H.-E., DROUIN, S., YAN, C. X. et COLLINS, D. L. (2019). Toward real-time rigid registration of intra-operative ultrasound with preoperative ct images for lumbar spinal fusion surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 14(11):1933–1943. 97
- GUNKEL, A. R., VOGELE, M., MARTIN, A., BALE, R. J., THUMFART, W. F. et FREYSINGER, W. (1999). Computer-aided surgery in the petrous bone. *The Laryngoscope*, 109(11):1793–1799. 34, 35
- GURBANI, S. S., WILKENING, P., ZHAO, M., GONENC, B., CHEON, G. W., IORDACHITA, I. I., CHIEN, W. W., TAYLOR, R. H., NIPARKO, J. K. et KANG, J. U. (2014). Robot-assisted three-dimensional registration for cochlear implant surgery using a common-path swept-source optical coherence tomography probe. *Journal of biomedical optics*, 19(5):057004. x, 48, 49
- GUTHART, G. S. et SALISBURY, J. K. (2000). The intuitive/sup tm/telesurgery system: overview and application. In *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No. 00CH37065)*, volume 1, pages 618–621. IEEE. 33
- HACIHALILOGLU, I., BROUNSTEIN, A., GUY, P., HODGSON, A. et ABUGHARBIEH, R. (2012). 3d ultrasound-ct registration in orthopaedic trauma using gmm registration with optimized particle simulation-based data reduction. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 82–89. Springer. 66, 67
- HÄGELE, M., NILSSON, K. et PIRES, N. J. (2008). Industrial robotics. 33
- HAILE, L. M., KAMENOV, K., BRIANT, P. S., ORJI, A. U., STEINMETZ, J. D., ABDOLI, A., ABDOLLAHI, M., ABU-GHARBIEH, E., AFSHIN, A., AHMED, H. *et al.* (2021). Hearing loss prevalence and years lived with disability, 1990–2019: findings from the global burden of disease study 2019. *The Lancet*, 397(10278):996–1009. 12
- HANSEN, N., MÜLLER, S. D. et KOUMOUTSAKOS, P. (2003). Reducing the time complexity of the derandomized evolution strategy with covariance matrix adaptation (cma-es). *Evolutionary computation*, 11(1):1–18. 132
- HÄUSLER, R. (2002). Cochlear implantation without mastoidectomy: the pericanal electrode insertion technique. *Acta oto-laryngologica*, 122(7):715–719. 20
- HIRSCH, D. L., GARFEIN, E. S., CHRISTENSEN, A. M., WEIMER, K. A., SADDEH, P. B. et LEVINE, J. P. (2009). Use of computer-aided design and computer-aided manufacturing to produce orthognathically ideal surgical outcomes: a paradigm shift in head and neck reconstruction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(10):2115–2122. 33
- HODGES, A. V., SCHLOFFMAN, J. et BALKANY, T. (1997). Conservation of residual hearing with cochlear implantation. *The American journal of otology*, 18(2):179–183. 23
- HOUSE, W. F. (1976). Cochlear implants. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 85(3_suppl):3–3. 20
- HSU, P.-W., PRAGER, R. W., GEE, A. H. et TREECE, G. M. (2009). Freehand 3d ultrasound calibration: a review. *Advanced imaging in biology and medicine*, pages 47–84. 120

- HUANG, X., MOORE, J., GUIRAUDON, G., JONES, D. L., BAINBRIDGE, D., REN, J. et PETERS, T. M. (2009). Dynamic 2d ultrasound and 3d ct image registration of the beating heart. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(8):1179–1189. 65
- HUMES, L. E. (2019). The world health organization’s hearing-impairment grading system: an evaluation for unaided communication in age-related hearing loss. *International journal of audiology*, 58(1):12–20. 12
- JESCHKE, M. et MOSER, T. (2015). Considering optogenetic stimulation for cochlear implants. *Hearing research*, 322:224–234. 25
- KAZMERS, N. H., FRAGOMEN, A. T. et ROZBRUCH, S. R. (2016). Prevention of pin site infection in external fixation: a review of the literature. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, 11(2):75–85. 45
- KECSKEMÉTI, N., SZŐNYI, M., KÜSTEL, M., GÁBORJÁN, A., TAMÁS, L. et RÉPÁSSY, G. (2019). Cochlear implantation under local anesthesia: a possible alternative for elderly patients. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 276(6):1643–1647. 1
- KENNEDY, D. W. (1987). Multichannel intracochlear electrodes: mechanism of insertion trauma. *The Laryngoscope*, 97(1):42–49. 24
- KENNEDY, J. et EBERHART, R. (1995). Particle swarm optimization. In *Proceedings of ICNN’95-international conference on neural networks*, volume 4, pages 1942–1948. IEEE. 73
- KIRATZIDIS, T. (2000). ‘veria operation’: Cochlear implantation without a mastoidectomy and a posterior tympanotomy. In *Updates in Cochlear Implantation*, volume 57, pages 127–130. Karger Publishers. 20
- KOBLER, J.-P., NUELLE, K., LEXOW, G. J., RAU, T. S., MAJDANI, O., KAHRS, L. A., KOTLARSKI, J. et ORTMAIER, T. (2016). Configuration optimization and experimental accuracy evaluation of a bone-attached, parallel robot for skull surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 11(3):421–436. x, 40, 41
- KOROL, E., JOHNSTON, K., WASER, N., SIFAKIS, F., JAFRI, H. S., LO, M. et KYAW, M. H. (2013). A systematic review of risk factors associated with surgical site infections among surgical patients. *PloS one*, 8(12):e83743. 1, 29
- KRATCHMAN, L. B., BLACHON, G. S., WITHROW, T. J., BALACHANDRAN, R., LABADIE, R. F. et WEBSTER, R. J. (2011). Design of a bone-attached parallel robot for percutaneous cochlear implantation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(10):2904–2910. x, 39, 40, 41, 45
- KRONENBERG, J., BAUMGARTNER, W., MIGIROV, L., DAGAN, T. et HILDESHEIMER, M. (2004). The suprameatal approach: an alternative surgical approach to cochlear implantation. *Otology & Neurotology*, 25(1):41–45. 20
- LABADIE, R. F., BALACHANDRAN, R., NOBLE, J. H., BLACHON, G. S., MITCHELL, J. E., REDA, F. A., DAWANT, B. M. et FITZPATRICK, J. M. (2014). Minimally invasive image-guided cochlear implantation surgery: first report of clinical implementation. *The Laryngoscope*, 124(8):1915–1922. x, 46
- LABADIE, R. F., CHODHURY, P., CETINKAYA, E., BALACHANDRAN, R., HAYNES, D. S., FENLON, M. R., JUSCZYCK, A. S. et FITZPATRICK, J. M. (2005a). Minimally invasive, image-guided, facial-recess approach to the middle ear: demonstration of the concept of percutaneous cochlear access in vitro. *Otology & Neurotology*, 26(4):557–562. x, 35, 36, 43

- LABADIE, R. F., MITCHELL, J., BALACHANDRAN, R. et FITZPATRICK, J. M. (2009). Customized, rapid-production microstereotactic table for surgical targeting: description of concept and in vitro validation. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 4(3):273–280. x, 40, 41, 45
- LABADIE, R. F., SHAH, R. J., HARRIS, S. S., CETINKAYA, E., HAYNES, D. S., FENLON, M. R., JUSCZYK, A. S., GALLOWAY, R. L. et FITZPATRICK, J. M. (2004). Submillimetric target-registration error using a novel, non-invasive fiducial system for image-guided otologic surgery. *Computer Aided Surgery*, 9(4):145–153. 35
- LABADIE, R. F., SHAH, R. J., HARRIS, S. S., CETINKAYA, E., HAYNES, D. S., FENLON, M. R., JUSCZYK, A. S., GALLOWAY, R. L. et FITZPATRICK, J. M. (2005b). In vitro assessment of image-guided otologic surgery: submillimeter accuracy within the region of the temporal bone. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 132(3):435–442. 35
- LAN, L., YOU, L., ZHANG, Z., FAN, Z., ZHAO, W., ZENG, N., CHEN, Y. et ZHOU, X. (2020). Generative adversarial networks and its applications in biomedical informatics. *Frontiers in public health*, 8:164. 132
- LANDRY, T. G., EARLE, G., BROWN, J. A. et BANCE, M. L. (2018). Real-time intracochlear imaging of automated cochlear implant insertions in whole decalcified cadaver cochleas using ultrasound. *Cochlear implants international*, 19(5):255–267. x, 49, 50, 113
- LANDRY, T. G., RAINSBURY, J. W., ADAMSON, R. B., BANCE, M. L. et BROWN, J. A. (2015). Real-time imaging of in-vitro human middle ear using high frequency ultrasound. *Hearing research*, 326:1–7. x, 49, 50, 101, 113
- LANGØ, T., VIJAYAN, S., RETHY, A., VÅPENSTAD, C., SOLBERG, O. V., MÅRVIK, R., JOHNSEN, G. et HERNES, T. N. (2012). Navigated laparoscopic ultrasound in abdominal soft tissue surgery: technological overview and perspectives. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 7(4):585–599. 65
- LATHAM, K., SAMSON, C., WOODACRE, J. et BROWN, J. (2020). A 30-mhz, 3-d imaging, forward-looking miniature endoscope based on a 128-element relaxor array. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 68(4):1261–1271. 102
- LAVALLEE, S. et CINQUIN, P. (1991). Igor: image guided operating robot. In *Fifth International Conference on Advanced Robotics' Robots in Unstructured Environments*, pages 876–881. IEEE. 31, 32
- LAVALLEE, S., TROCCAZ, J., GABORIT, L., CINQUIN, P., BENABID, A.-L. et HOFFMANN, D. (1992). Image guided operating robot: a clinical application in stereotactic neurosurgery. In *Proceedings 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 618–619. IEEE Computer Society. 29, 31
- LAY, H. S., COX, B. F., SEETOHUL, V., DÉMORÉ, C. E. et COCHRAN, S. (2018). Design and simulation of a ring-shaped linear array for microultrasound capsule endoscopy. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 65(4):589–599. 101
- LEHNHARDT, E. (1993). Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique. *Hno*, 41(7):356–359. 23
- LENARZ, T. (2017). Cochlear implant—state of the art. *Laryngo-rhino-otologie*, 96(S 01):S123–S151. ix, 18, 19, 20

- LIGHT, E. D. et SMITH, S. W. (2004). Two dimensional arrays for real time 3d intravascular ultrasound. *Ultrasonic imaging*, 26(2):115–128. 102
- LIU, D. C. et NOCEDAL, J. (1989). On the limited memory bfgs method for large scale optimization. *Mathematical programming*, 45(1):503–528. 74
- LIU, W. P., AZIZIAN, M., SORGER, J., TAYLOR, R. H., REILLY, B. K., CLEARY, K. et PRECIADO, D. (2014). Cadaveric feasibility study of da vinci si-assisted cochlear implant with augmented visual navigation for otologic surgery. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 140(3):208–214. x, 41
- LIVINGSTON, G., SOMMERLAD, A., ORGETA, V., COSTAFREDA, S., HUNTLEY, J., AMES, D., BALLARD, C., BANERJEE, S., BURNS, A., COHEN-MANSFIELD, J. et al. (2017). The lancet international commission on dementia prevention and care. *Lancet*, 390(10113):2673–2734. 12
- MACDOUGALL, D., RAINSBURY, J., BROWN, J. A., BANCE, M. et ADAMSON, R. (2015). Optical coherence tomography system requirements for clinical diagnostic middle ear imaging. *Journal of biomedical optics*, 20(5):056008. x, 48, 49
- MAHARANI, A., PENDLETON, N. et LEROI, I. (2019). Hearing impairment, loneliness, social isolation, and cognitive function: longitudinal analysis using english longitudinal study on ageing. *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, 27(12):1348–1356. 12
- MAINTZ, J. A. et VIERGEVER, M. A. (1998). A survey of medical image registration. *Medical image analysis*, 2(1):1–36. 32
- MAJDANI, O., BARTLING, S. H., LEINUNG, M., STÖVER, T., LENARZ, M., DULLIN, C. et LENARZ, T. (2008). A true minimally invasive approach for cochlear implantation: high accuracy in cranial base navigation through flat-panel-based volume computed tomography. *Otology & Neurotology*, 29(2):120–123. 36, 43, 45
- MAJDANI, O., RAU, T. S., BARON, S., EILERS, H., BAIER, C., HEIMANN, B., ORTMAIER, T., BARTLING, S., LENARZ, T. et 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):475–486. x, 38, 39, 43
- MANRIQUE-HUARTE, R., CALAVIA, D., IRUJO, A. H., GIRÓN, L. et MANRIQUE-RODRÍGUEZ, M. (2016). Treatment for hearing loss among the elderly: auditory outcomes and impact on quality of life. *Audiology and Neurotology*, 21(Suppl. 1):29–35. 12
- MARESCAUX, J., LEROY, J., GAGNER, M., RUBINO, F., MUTTER, D., VIX, M., BUTNER, S. E. et SMITH, M. K. (2001). Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413(6854):379–380. ix, 29
- MCPHILLIPS, R., COCHRAN, S., VINNICOMBE, S., WATSON, D., GAO, J., DESMULLIEZ, M. P. et DEMORE, C. (2017). The fabrication and integration of a 15 mhz array within a biopsy needle. In *2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, pages 1–4. IEEE. 101
- MERCIER, L., LANGØ, T., LINDSETH, F. et COLLINS, L. D. (2005). A review of calibration techniques for freehand 3-d ultrasound systems. *Ultrasound in medicine & biology*, 31(2):143–165. 120

- MILLS, J. H., SCHMIEDT, R. A. et KULISH, L. F. (1990). Age-related changes in auditory potentials of mongolian gerbil. *Hearing research*, 46(3):201–210. 15
- MIRACLE, A. et MUKHERJI, S. (2009a). Conebeam ct of the head and neck, part 1: physical principles. *American Journal of Neuroradiology*, 30(6):1088–1095. x, 47, 48
- MIRACLE, A. et MUKHERJI, S. (2009b). Conebeam ct of the head and neck, part 1: physical principles. *American Journal of Neuroradiology*, 30(6):1088–1095. 68
- MIRACLE, A. et MUKHERJI, S. (2009c). Conebeam ct of the head and neck, part 2: clinical applications. *American Journal of Neuroradiology*, 30(7):1285–1292. 47
- MIROIR, M., NGUYEN, Y., SZEWCZYK, J., MAZALAIGUE, S., FERRARY, E., STERKERS, O. et GRAYELI, A. B. (2010). Robotol: from design to evaluation of a robot for middle ear surgery. In *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 850–856. IEEE. x, 42
- MIROIR, M., SZEWCZYK, J., NGUYEN, Y., MAZALAIGUE, S. et STERKERS, O. (2008). Design of a robotic system for minimally invasive surgery of the middle ear. In *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pages 747–752. IEEE. 41, 103, 107
- MITCHELL, B., KOO, J., IORDACHITA, I., KAZANZIDES, P., KAPOOR, A., HANDA, J., HAGER, G. et TAYLOR, R. (2007). Development and application of a new steady-hand manipulator for retinal surgery. In *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 623–629. IEEE. 33
- MOGHARI, M. H. et ABOLMAESUMI, P. (2007). Point-based rigid-body registration using an unscented kalman filter. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(12):1708–1728. 52
- MOULDER, C., SATI, M., WENTKOWSKI, M. V. et NOLTE, L.-P. (2003). A transcutaneous bone digitizer for minimally invasive registration in orthopedics: a real-time focused ultrasound beam approach. *Computer Aided Surgery*, 8(3):120–128. 51
- MUDRY, A. et MILLS, M. (2013). The early history of the cochlear implant: a retrospective. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 139(5):446–453. 16
- MULLER, M. E. (1959). A note on a method for generating points uniformly on n-dimensional spheres. *Communications of the ACM*, 2(4):19–20. 141
- NADOL JR, J. B. (1993). Hearing loss. *New England Journal of Medicine*, 329(15):1092–1102. 14
- NATIONAL INSTITUTE ON DEAFNESS AND OTHER COMMUNICATION DISORDERS (2021). Hearing and balance: Cochlear implants [fact sheet]. <https://www.nidcd.nih.gov/sites/default/files/Documents/cochlear-implants.pdf>. 21
- NELSON, D. I., NELSON, R. Y., CONCHA-BARRIENTOS, M. et FINGERHUT, M. (2005). The global burden of occupational noise-induced hearing loss. *American journal of industrial medicine*, 48(6):446–458. 14
- NETTER, F. H. (1999). *Atlas d’anatomie humaine, deuxième édition*. Elsevier Masson. ix, 11
- NGUYEN, Y., KAZMITCHEFF, G., DE SETA, D., MIROIR, M., FERRARY, E. et 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. 25

- NOGLER, M., MAURER, H., WIMMER, C., GEGENHUBER, C., BACH, C. et KRISMER, M. (2001). Knee pain caused by a fiducial marker in the medial femoral condyle: a clinical and anatomic study of 20 cases. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 72(5):477–480. 45
- NOORUDDIN, F. S. et TURK, G. (2003). Simplification and repair of polygonal models using volumetric techniques. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 9(2):191–205. 78
- OXENHAM, A. J. (2018). How we hear: The perception and neural coding of sound. *Annual review of psychology*, 69:27–50. 14
- PANDEY, P., GUY, P., HODGSON, A. J. et ABUGHARBIEH, R. (2018). Fast and automatic bone segmentation and registration of 3d ultrasound to ct for the full pelvic anatomy: a comparative study. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 13(10):1515–1524. 52, 59
- PAUL, H. A., BARGAR, W. L., MITTLESTADT, B., MUSITS, B., TAYLOR, R. H., KAZANZIDES, P., ZUHARS, J., WILLIAMSON, B. et HANSON, W. (1992). Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and related research*, (285):57–66. 51
- PAUL, R. P. (1981). *Robot manipulators: mathematics, programming, and control: the computer control of robot manipulators*. Richard Paul. 33
- PENG, J., PENG, X., TANG, H., LI, X., CHEN, R., LI, Y., WANG, T., CHEN, S., SHUNG, K. K. et ZHOU, Q. (2017). Fabrication and performance of a miniaturized and integrated endoscope ultrasound convex array for digestive tract imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(1):140–148. 101
- PENNEY, G. P., BARRATT, D. C., CHAN, C. S., SŁOMCZYKOWSKI, M., CARTER, T. J., EDWARDS, P. J. et HAWKES, D. J. (2006). Cadaver validation of intensity-based ultrasound to ct registration. *Medical image analysis*, 10(3):385–395. 67
- PICARD, F., MOODY, J., DIGIOIA III, A. M. et JARAMAZ, B. (2004). Clinical classifications of caos systems. *Computer and robotic assisted hip and knee surgery*, pages 43–48. 32
- PITRIS, C., SAUNDERS, K. T., FUJIMOTO, J. G. et BREZINSKI, M. E. (2001). High-resolution imaging of the middle ear with optical coherence tomography: a feasibility study. *Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery*, 127(6):637–642. 48
- POSPISIL, E. R., ROHLING, R., AZAR, R. Z. et SALCUDEAN, S. E. (2010). 4-d x 3-d ultrasound: real-time scan conversion, filtering, and display of displacement vectors with a motorized curvilinear transducer. *IEEE transactions on ultrasonics, ferro-electrics, and frequency control*, 57(10):2271–2283. 109, 111
- POSTELMANS, J. T., GROLMAN, W., TANGE, R. A. et STOKROOS, R. J. (2009). Comparison of two approaches to the surgical management of cochlear implantation. *The Laryngoscope*, 119(8):1571–1578. 1, 18
- PRADA, F., DEL BENE, M., MATTEI, L., CASALI, C., FILIPPINI, A., LEGNANI, F., MANGRAVITI, A., SALADINO, A., PERIN, A., RICETTA, C. et al. (2014). Fusion imaging for intra-operative ultrasound-based navigation in neurosurgery. *Journal of ultrasound*, 17(3):243–251. 65
- RAFFERTY, M. A., SIEWERDSEN, J. H., CHAN, Y., DALY, M. J., MOSELEY, D. J., JAFFRAY, D. A. et IRISH, J. C. (2006). Intraoperative cone-beam ct for guidance of temporal bone surgery. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, 134(5):801–808. 47

- RAINSBURY, J. W., LANDRY, T. G., BROWN, J. A., ADAMSON, R. A. et BANCE, M. (2016). High frequency ex vivo ultrasound imaging of the middle ear to show simulated ossicular pathology. *Otology & Neurotology*, 37(5):586–592. 49, 50, 101, 113
- RASOULIAN, A., MOUSAVI, P., MOGHARI, M. H., FOROUGH, P. et ABOLMAESUMI, P. (2010). Group-wise feature-based registration of ct and ultrasound images of spine. In *Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, volume 7625, page 76250R. International Society for Optics and Photonics. 52, 66
- ROBERTS, D. W., STROHBEHN, J. W., HATCH, J. F., MURRAY, W. et KETTENBERGER, H. (1986). A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *Journal of neurosurgery*, 65(4):545–549. 34
- ROSEN, S., BERGMAN, M., PLESTER, D., EL-MOFTY, A. et SATTI, M. H. (1962). Lxii presbycusis study of a relatively noise-free population in the sudan. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 71(3):727–743. 15
- ROTH, M., LANZA, D. C., KENNEDY, D. W., YOUSEM, D., SCANLAN, K. A. et ZINREICH, J. (1995). Advantages and disadvantages of three-dimensional computed tomography intraoperative localization for functional endoscopic sinus surgery. *The Laryngoscope*, 105(12):1279–1286. 34
- SALEHI, M., PREVOST, R., MOCTEZUMA, J.-L., NAVAB, N. et WEIN, W. (2017). Precise ultrasound bone registration with learning-based segmentation and speed of sound calibration. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 682–690. Springer. 66, 76, 77
- SANTA MARIA, P. L., GLUTH, M. B., YUAN, Y., ATLAS, M. D. et BLEVINS, N. H. (2014). Hearing preservation surgery for cochlear implantation: a meta-analysis. *Otology & Neurotology*, 35(10):e256–e269. 24
- SCHAUWERS, K., GILLIS, S., DAEMERS, K., DE BEUKELAER, C. et GOVAERTS, P. J. (2004). Cochlear implantation between 5 and 20 months of age: the onset of babbling and the audiologic outcome. *Otology & Neurotology*, 25(3):263–270. 21
- SCHIAVONE, G., JONES, T., PRICE, D., MCPHILLIPS, R., JIANG, Y., QIU, Z., MEGGS, C., MAHBOOB, S. O., ELJAMEL, S., BUTTON, T. W. *et al.* (2017). A highly compact packaging concept for ultrasound transducer arrays embedded in neurosurgical needles. *Microsystem Technologies*, 23(9):3881–3891. 101
- SCHIPPER, J., ASCHENDORFF, A., ARAPAKIS, I., KLENZNER, T., TESZLER, C. B., RIDDER, G. J. et LASZIG, R. (2004). Navigation as a quality management tool in cochlear implant surgery. *The Journal of Laryngology & Otology*, 118(10):764–770. ix, 35, 44
- SCHLÖNDORFF, G., MÖSGES, R., MEYER-EBRECHT, D., KRYBUS, W. et ADAMS, L. (1989). Cas (computer assisted surgery). a new procedure in head and neck surgery. *Hno*, 37(5):187–190. 34
- SCHMERBER, S., CHEN, B., LAVALLEE, S., CHIROSSEL, J., CINQUIN, P., POYET, A., COULOMB, M. et REYT, E. (1997). Markerless hybrid registration method for computer assisted endoscopic ent surgery. In *CAR*, volume 97, pages 799–806. 51
- SCHUKNECHT, H. F. (1955). Presbycusis. *The Laryngoscope*, 65(6):402–419. 15
- SETHIAN, J. A. (1999). *Level set methods and fast marching methods: evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision, and materials science*, volume 3. Cambridge university press. 93

- SHABASHEV, S., FOUAD, Y., HUNCKE, T. K. et ROLAND, J. T. (2017). Cochlear implantation under conscious sedation with local anesthesia; safety, efficacy, costs, and satisfaction. *Cochlear implants international*, 18(6):297–303. 1
- SHEN, J., ZEMITI, N., DILLENSEGER, J.-L. et POIGNET, P. (2018). Fast and simple automatic 3d ultrasound probe calibration based on 3d printed phantom and an untracked marker. In *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 878–882. IEEE. 127, 132
- SHEN, J., ZEMITI, N., TAOUM, C., AICHE, G., DILLENSEGER, J.-L., ROUANET, P. et POIGNET, P. (2020). Transrectal ultrasound image-based real-time augmented reality guidance in robot-assisted laparoscopic rectal surgery: a proof-of-concept study. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 15(3):531–543. 65
- SHIN, K.-J., LEE, J.-Y., KIM, J.-N., YOO, J.-Y., SHIN, C., SONG, W.-C. et KOH, K.-S. (2013). Quantitative analysis of the cochlea using three-dimensional reconstruction based on microcomputed tomographic images. *The Anatomical Record*, 296(7):1083–1088. 56
- SIMMONS, F. B. (1966). Electrical stimulation of the auditory nerve in man. *Archives of otolaryngology*, 84(1):2–54. 17
- SKERL, D., LIKAR, B. et PERNUS, F. (2006). A protocol for evaluation of similarity measures for rigid registration. *IEEE transactions on medical imaging*, 25(6):779–791. xi, xii, 83, 84, 85, 86, 87, 132, 139, 140
- SKINNER, M. W., CLARK, G. M., WHITFORD, L. A., SELIGMAN, P. M., STALLER, S. J., SHIPP, D. B., SHALLOP, J. K., EVERINGHAM, C., MENAPACE, C. M., ARNDT, P. L. et al. (1994). Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the nucleus 22 channel cochlear implant system. *Scientific publications*, vol. 8, 1994-1995, no. 685. 17
- SMITH, R. J., BALE JR, J. F. et WHITE, K. R. (2005). Sensorineural hearing loss in children. *The Lancet*, 365(9462):879–890. 14
- SNELS, C., INTHOUT, J., MYLANUS, E., HUINCK, W. et DHOOGHE, I. (2019). Hearing preservation in cochlear implant surgery: a meta-analysis. *Otology & Neurotology*, 40(2):145–153. 24, 25
- SONNET, M.-H., MONTAUT-VERIENT, B., NIEMIER, J.-Y., HOEN, M., RIBEYRE, L. et PARIETTI-WINKLER, C. (2017). Cognitive abilities and quality of life after cochlear implantation in the elderly. *Otology & Neurotology*, 38(8):e296–e301. 12
- STAECKER, H., O'MALLEY, B. W., EISENBERG, H. et YODER, B. E. (2001). Use of the landmarx™ surgical navigation system in lateral skull base and temporal bone surgery. *Skull Base*, 11(04):245–256. 35
- STAROVOYT, A., PUTZEYS, T., WOUTERS, J. et VERHAERT, N. (2019). High-resolution imaging of the human cochlea through the round window by means of optical coherence tomography. *Scientific reports*, 9(1):1–10. 48
- STELTER, K., LEDDEROSE, G., HEMPEL, J. M., MORHARD, D. F., FLATZ, W., KRAUSE, E. et MUELLER, J. (2012). Image guided navigation by intraoperative ct scan for cochlear implantation. *Computer Aided Surgery*, 17(3):153–160. x, 36, 37, 45, 47
- STEVENS, M. H., JACOBSEN, T. et CROFTS, A. K. (2013). Lead and the deafness of ludwig van beethoven. *The Laryngoscope*, 123(11):2854–2858. 14

- STULBERG, S. D., PICARD, F. et SARAGAGLIA, D. (2000). Computer-assisted total knee replacement arthroplasty. *Operative Techniques in Orthopedics*, 10(1):25–39. 32
- STURM, V., PASTYR, O., SCHLEGEL, W., SCHARFENBERG, H., ZABEL, H.-J., NETZEBAND, G., SCHABBERT, S. et BERBERICH, W. (1983). Stereotactic computer tomography with a modified riechert-mundinger device as the basis for integrated stereotactic neuroradiological investigations. *Acta neurochirurgica*, 68(1):11–17. 34
- SZABO, T. L. (2004). *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Academic press. 49, 70, 135
- TARABICHI, S. M. Open access atlas of otolaryngology, head & neck operative surgery. 101
- THEUNISSE, H. J., PENNING, R. J., KUNST, H. P., MULDER, J. J. et MYLANUS, E. A. (2018). Risk factors for complications in cochlear implant surgery. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 275(4):895–903. ix, 21, 22
- THÉVENAZ, P., BLU, T. et UNSER, M. (2000). Interpolation revisited [medical images application]. *IEEE Transactions on medical imaging*, 19(7):739–758. 72
- TORRES, R., DROUILLARD, M., DE SETA, D., BENSIMON, J.-L., FERRARY, E., STERKERS, O., BERNARDESCHI, D. et NGUYEN, Y. (2018). Cochlear implant insertion axis into the basal turn: a critical factor in electrode array translocation. *Otology & Neurotology*, 39(2):168–176. 43
- TROCCAZ, J. (2012). *Robotique médicale*. Lavoisier. 32
- TROCCAZ, J., PESHKIN, M. et DAVIES, B. (1997). The use of localizers, robots and synergistic devices in cas. In *CVRMed-MRCAS'97*, pages 725–736. Springer. 32
- UHERČÍK, M., KYBIC, J., LIEBGOTT, H. et CACHARD, C. (2010). Model fitting using ransac for surgical tool localization in 3-d ultrasound images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(8):1907–1916. 113, 116
- VALENTIN, J., BOICE JR, J., CLARKE, R., COUSINS, C., GONZALEZ, A., LEE, J., LINDELL, B., MEINHOLD, C., METTLER JR, F., PAN, Z. *et al.* (2007). Published on behalf of the international commission on radiological protection. 47
- VENAIL, F., SICARD, M., PIRON, J. P., LEVI, A., ARTIERES, F., UZIEL, A. et MONDAIN, M. (2008). Reliability and complications of 500 consecutive cochlear implantations. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 134(12):1276–1281. 21
- VIERGEVER, M. A., MAINTZ, J. A., KLEIN, S., MURPHY, K., STARING, M. et PLUIM, J. P. (2016). A survey of medical image registration—under review. 32
- VITALE, S., ORLANDO, J. I., IARUSSI, E. et LARRABIDE, I. (2020). Improving realism in patient-specific abdominal ultrasound simulation using cyclegans. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 15(2):183–192. 132
- VITTORIA, S., LAHLOU, G., TORRES, R., DAOUDI, H., MOSNIER, I., MAZALAIGUE, S., FERRARY, E., NGUYEN, Y. et STERKERS, O. (2021). Robot-based assistance in middle ear surgery and cochlear implantation: first clinical report. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 278:77–85. x, 42
- WATANABE, E., WATANABE, T., MANAKA, S., MAYANAGI, Y. et TAKAKURA, K. (1987). Three-dimensional digitizer (neuronavigator): new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surgical neurology*, 27(6):543–547. 34

- WEIN, W., BRUNKE, S., KHAMENE, A., CALLSTROM, M. R. et NAVAB, N. (2008). Automatic ct-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. *Medical image analysis*, 12(5):577–585. 52, 68, 69, 132
- WEIN, W., KARAMALIS, A., BAUMGARTNER, A. et NAVAB, N. (2015). Automatic bone detection and soft tissue aware ultrasound–ct registration for computer-aided orthopedic surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(6):971–979. 59
- WEIN, W., KHAMENE, A., CLEVERT, D.-A., KUTTER, O. et NAVAB, N. (2007). Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 136–143. Springer. 68
- WILSON, B., FINLEY, C., WEBER, B., WHITE, M., FARMER JR, J., WOLFORD, R., MERZENICH, M., LAWSON, D., KENAN, P. et SCHINDLER, R. (1988). Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implants. *The Laryngoscope*, 98(10):1069–1077. 17
- WILSON, B. S. (2004). Engineering design of cochlear implants. In *Cochlear implants: auditory prostheses and electric hearing*, pages 14–52. Springer. 17
- WILSON, B. S. et DORMAN, M. F. (2008). Interfacing sensors with the nervous system: lessons from the development and success of the cochlear implant. *IEEE Sensors Journal*, 8(1):131–147. ix, 16, 17, 21
- WILSON, B. S., FINLEY, C. C., LAWSON, D. T., WOLFORD, R. D., EDDINGTON, D. K. et RABINOWITZ, W. M. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352(6332):236–238. 17
- WINTER, S., BRENDL, B., PECHLIVANIS, I., SCHMIEDER, K. et IGEL, C. (2008). Registration of ct and intraoperative 3-d ultrasound images of the spine using evolutionary and gradient-based methods. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 12(3):284–296. 53, 67, 68, 70, 72, 75, 132
- WORLD HEALTH ORGANIZATION (1991). Report of the informal working group on prevention of deafness and hearing impairment programme planning, Geneva, 18-21 june 1991. Rapport technique, World Health Organization. 12
- WORLD HEALTH ORGANIZATION (2021). World report on hearing. 12, 15
- WYSOCKI, J. (1999). Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae. *Hearing research*, 135(1-2):39–46. 44
- WYSOCKI, J. et SKARZYNSKI, H. (1998). Distances between the cochlea and adjacent structures related to cochlear implant surgery. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 20(4):267–271. 44
- YAN, C. X., GOULET, B., PELLETIER, J., CHEN, S. J.-S., TAMPIERI, D. et COLLINS, D. L. (2011). Towards accurate, robust and practical ultrasound-ct registration of vertebrae for image-guided spine surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 6(4):523–537. 65, 67, 69, 76, 77, 89, 120
- YANIV, Z. et JOSKOWICZ, L. (2005). Precise robot-assisted guide positioning for distal locking of intramedullary nails. *IEEE transactions on medical imaging*, 24(5):624–635. 33
- YAWN, R., HUNTER, J. B., SWEENEY, A. D. et BENNETT, M. L. (2015). Cochlear implantation: a biomechanical prosthesis for hearing loss. *F1000prime reports*, 7. 16, 18

ZHUANG, B., SHAMDASANI, V., SIKDAR, S., MANAGULI, R. et KIM, Y. (2009). Real-time 3-d ultrasound scan conversion using a multicore processor. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 13(4):571–574. 109, 111