

Université de Montréal

Analyse de la conduction acoustique transcrânienne par voie osseuse

**Par
Catherine Dufour-Fournier**

**Université de Montréal
Faculté de médecine**

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures et post-doctorales
en vue de l'obtention du grade de maîtrise (M.Sc.) en sciences biomédicales, option
générale

Août 2017

© Catherine Dufour-Fournier, 2017

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et post-doctorales

Ce mémoire intitulé

Analyse de la conduction acoustique transcrânienne par voie osseuse

Présenté par

Catherine Dufour-Fournier

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Owen Woods, MD, M.Sc, FRCSC, Président Rapporteur
Dr Issam Saliba, MD, FRSCS, Directeur de recherche
Dr Mathieu Côté, FRSCS, Membre du jury

Résumé

Objectifs:

- 1) Étudier la propagation des ondes sonores dans la boîte crânienne pour analyser les trajets préférentiels de transmission du son et leurs propriétés de propagation ; et
- 2) Identifier les endroits sur le crâne où la conduction osseuse à la cochlée est optimale.

Méthode:

Neuf têtes cadavériques ont été placées dans une chambre anéchoïque et équipées avec six implants de type *Bone Anchored Hearing Aids* (BAHA™) et quinze accéléromètres. Un vélocimètre laser a été utilisé pour mesurer la réponse cochléaire en plaçant un réflecteur sur la fenêtre ronde. Différents balayages fréquentiels ont été appliqués à chaque implant et des mesures ont été enregistrées simultanément par le vélocimètre laser et les accéléromètres.

Résultats:

Les ondes de basses fréquences voyagent principalement par la voie de transmission frontale et il n'existe pas de trajet prédominant clair pour les hautes fréquences. La moyenne du délai inter-aural est de 0,1 ms. La transmission sonore optimale à la cochlée se situe entre 1000 et 2500 Hz avec une atténuation contra-latérale de 5 à 10 dB. La localisation de l'implant n'affecte pas la moyenne de la transmission du son à la cochlée.

Conclusion:

Il existe un trajet préférentiel de transmission pour les basses fréquences par une voie frontale mais non pour les hautes fréquences. Nous avons aussi pu démontrer que la localisation de l'implant BAHA™ sur la boîte crânienne n'avait pas d'impact significatif sur la transmission du son que ce soit ipsi ou contralatéralement.

Mots clés:

Otologie, Transmission sonore, Acoustique, Conduction osseuse

Abstract

Objectives:

- 1) To study the propagation of sound waves in the skull to analyze the preferential pathways of sound transmission and their propagation properties; and
- 2) To identify the location(s) on the skull where bone conduction to the cochlea is optimal.

Methods:

Nine cadaveric heads were placed in an anechoic chamber and equipped with six Bone Anchored Hearing Aids (BAHA™) implants and fifteen accelerometers. A laser velocimeter was used to measure cochlear response by placing a reflector on the round window. Different frequency sweeps were applied to each implant and measurements were recorded simultaneously by the laser velocimeter and accelerometers.

Results:

Low frequency sound waves mostly travel the frontal transmission pathways and there is no clear predominant pattern for the high frequencies. The mean inter-aural time lag is 0.1 ms. Optimal sound transmission to the cochlea occurs between 1000 and 2500Hz with a contralateral 5 to 10 dB attenuation. The implant location does not influence mean transmission to the cochlea.

Conclusion:

There is a pattern of transmission for low frequencies through a frontal pathway but none for high frequencies. We were also able to demonstrate that the localization of

the BAHA™ implant on the skull had no significant impact on the sound transmission, either ipsi or contralaterally.

Key words:

Otology, Sound Transmission, Acoustic, Bone conduction

Table des matières

Résumé	i
Abstract.....	iii
Table des matières	v
Liste des figures	viii
Liste des tableaux.....	x
Liste des sigles et abréviations.....	xi
Dédicace.....	xii
Remerciements	xiii

Chapitre 1 : Introduction

1. L'audition	1
2. Le système auditif	3
2.1 Anatomie : l'oreille externe	3
2.2 Anatomie : l'oreille moyenne	4
2.3 Anatomie : l'oreille interne	5
2.4 L'audition conductive	6
2.5 L'audition neurosensorielle.....	7
3. La surdité	8
3.1 La surdité de conduction	10
4. Les mesures d'aide à l'audition	12
4.1 Les appareils auditifs.....	12

4.2 La chirurgie.....	13
4.3 Les implants de l'oreille moyenne	14
4.4 Les implants ostéo-intégrés	15
5. La mécanique du son	18
5.1 La fréquence	18
5.2 L'intensité	19
6. La transmission des ondes.....	20
6.1 La vitesse	20
6.2 L'atténuation.....	21
6.3 La résonance.....	22
7. La modélisation 3D	23
7.1 La modélisation en éléments finis	23
 Chapitre 2 : Revue de littérature	
1. La conduction osseuse	24
2. Les implants ostéo-intégrés	26
3. Les modèles en éléments finis	27
 Chapitre 3 : Article	
1. Contribution.....	28
2. Abstract.....	31
3. Introduction	33
4. Materials and methods	35
5. Results	38
5.1 Propagation properties	38

5.2 Analysis of the timing response.....	39
5.3 Cochlear transmission	40
6. Discussion	42
7. Conclusion.....	46
8. Acknowledgements	47
9. Figures	47
9.1 Figure 1	48
9.2 Figure 2	49
9.3 Figure 3	50
9.4 Figure 4	51
 Chapitre 4 : Discussion	
1. Les sources de biais.....	52
2. L'interprétation des résultats.....	54
3. La suite du projet	56
 Chapitre 5 : Conclusion	
Bibliographie	58

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1
Anatomie de l'oreille externe

Figure 2
Anatomie de l'oreille moyenne

Figure 3
Anatomie de l'oreille interne

Figure 4
L'audiogramme et la perte auditive

Figure 5
La fréquence

Chapitre 3

Figure 1
Positions of the three BAHA™ implants (crosses), the five accelerometers set along the sagittal line (1-5), the five accelerometers set around each ear (a-e), the reflector deposited on the round window for use with the laser velocimeter (disk) and the Frankfort plane (straight line).

Figure 2
Graph of the relative fraction of the signal transmitted across the sagittal line by each of the five accelerometers set along it as a function of the implant signal frequency. The results have been averaged over all orientations of the BAHA™ implants about the Frankfort plane.

Figure 3
Measurement by laser velocimeter of the inter-aural time response of the round window driven by a 220 μ s square pulse. For better visualization, the ipsilateral signal (full line) has been inverted with respect to the contralateral signal (dashed line).

Figure 4
Mean signals averaged over all heads of the round window laser velocimeter response to 0 to 10 000Hz frequency sweeps for the ipsilateral and contralateral cases.

Chapitre 4

Figure 1
Modèle en éléments finis d'une tête testée

Liste des tableaux

Chapitre 1

Tableau 1
Causes fréquentes de la surdité de conduction

Liste des sigles et abréviations

3D : Trois dimensions

BAHA : *Bone Anchored Hearing Aid*

c : Vitesse du son

°C : Degrés Celcius

CAE : Conduit Auditif Externe

cm : Centimètre

CROS : *Contralateral Routing of Offside Signal*

CT-Scan : *Computed Tomography Scan*

dB : Décibels

dB HL : *Decibels Hearing Level*

f : Fréquence

Hz : Hertz

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

K_s : Coefficient de rigidité

mm : Millimètre

ms : Milliseconde

N : Normale

Pa : Pascals

UPV : *Ultrasonic Pulse Velocity*

ρ : Densité

μ s : Microseconde

*À mon père, qui m'aide dans
ma vie et mes devoirs depuis
1989. Je te promets, c'était le
dernier.*

Remerciements

J'aimerais premièrement remercier du fond du cœur tout le corps professoral du programme d'Oto-rhino-laryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale de l'Université de Montréal. Merci d'avoir cru en moi depuis le début et de m'avoir transmis votre savoir et votre passion pour ce métier magnifique. Vous avez marqué ma vie à tout jamais.

Merci au Dr Issam Saliba de m'avoir soutenue et permis de faire ce projet de maîtrise dans un sujet qui me passionne, l'otologie. Vous et le Dr Woods avez été des mentors importants lors de ma résidence et m'avez permis de développer mon intérêt grandissant pour l'otologie.

Merci au Dr Arnaud Devèze de m'avoir accueillie dans son laboratoire et soutenue dans la réalisation de la portion pratique du projet. Merci de votre gentillesse et votre ouverture. Je reviendrai à Marseille et ce sera toujours un peu une deuxième maison.

Finalement, merci à ma famille et mes amis qui supportent sans rechigner mes doutes, mes angoisses, mes bonheurs, mes réussites et mes échecs depuis toutes ces années de scolarité qui s'éternisent. Merci pour les longues heures au téléphone, merci de me nourrir quand mon frigidaire est vide, merci pour les sessions de thérapie sur le divan. Vous faites tous partie intégrante de ma réussite.

Chapitre 1 : Introduction

1. L'audition

L'audition joue un rôle crucial dans le développement et les interactions humaines. Ce sens permet, au quotidien, de maintenir un lien avec l'environnement sonore qui nous entoure. Il nous permet de communiquer entre nous, d'apprendre et de créer des liens. Il nous permet de nous exprimer au quotidien. Il nous permet aussi d'apprécier la musique, le chant et plusieurs autres formes d'expression artistique. Entendre nous permet finalement d'être en sécurité¹, que ce soit par la perception des alarmes ou par le repérage des sons dans l'espace.

L'audition et son organe, l'oreille, sont toujours actifs et en travail. L'oreille est l'organe sensoriel le plus fragile du corps humain, pouvant même être affectée et partiellement détruite par sa fonction propre lorsqu'elle est soumise à des sons forts, de façon unique ou répétitive². L'oreille est sensible aux médicaments, aux traumatismes directs et indirects, aux infections qui l'affectent directement et aussi à celles qui affectent les organes adjacents comme le cerveau. Malheureusement, contrairement au sens de la vision pour lequel les individus sont aisément sensibilisés, la santé auditive n'est souvent pas une priorité et est peu prise en compte et protégée, jusqu'à ce qu'une lésion survienne.

La surdité, qu'elle soit présente dès la naissance ou qu'elle se développe au courant de la vie, est donc un handicap qui peut être considéré majeur dans notre société. Il a notamment été démontré que la perte d'audition chez la personne âgée entraîne un retrait social précoce pouvant accélérer la démence³. La surdité peut aussi être confondue pour de la démence précoce, les gens atteints étant incapables

de répondre et d'agir de façon appropriée en réaction aux stimuli sonores de l'environnement. Il a aussi été démontré que les gens atteints de surdité sont plus enclins à avoir des symptômes dépressifs, et ce, même s'ils sont appareill s⁴. Elle peut finalement nuire à l'éducation, à l'obtention d'un emploi et à plusieurs autres activités.

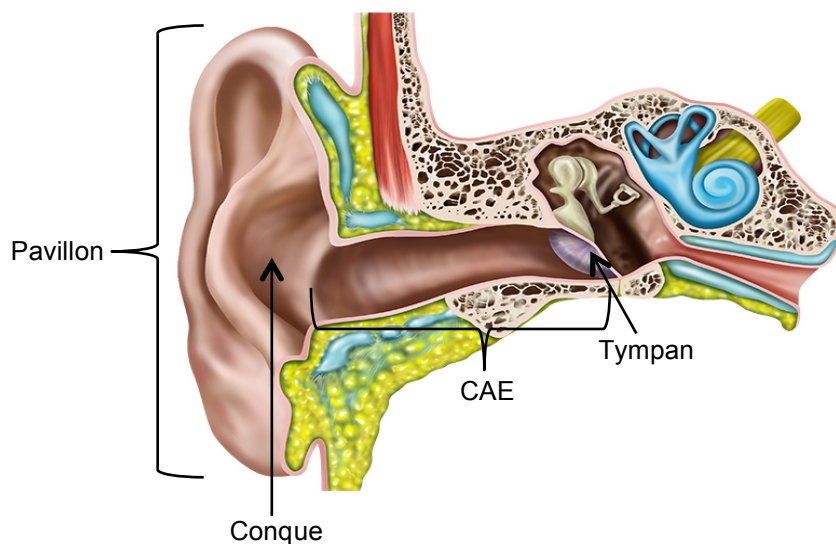
2. Le système auditif

Le système auditif est un organe intégré hautement complexe permettant la captation d'une onde sonore aérienne, sa transformation en onde liquide puis en signal électrique, sa transmission au cortex auditif du cerveau et finalement son interprétation corticale comme un son cohérent et compréhensible.

2.1 Anatomie : l'oreille externe

La première étape dans la captation et la transmission du son se déroule dans l'oreille externe. Elle se compose du pavillon et du conduit auditif externe (CAE). Sa limite médiane est le tympan. La fréquence de résonance de la conque, une portion importante du pavillon, est d'environ 5300 Hz⁵ et celle du conduit auditif externe de 3000 à 3500 Hz⁶. Cela signifie que ce sont les sons à ces fréquences qui sont transmis de façon optimale par ces structures anatomiques.

Figure 1. Anatomie de l'oreille externe

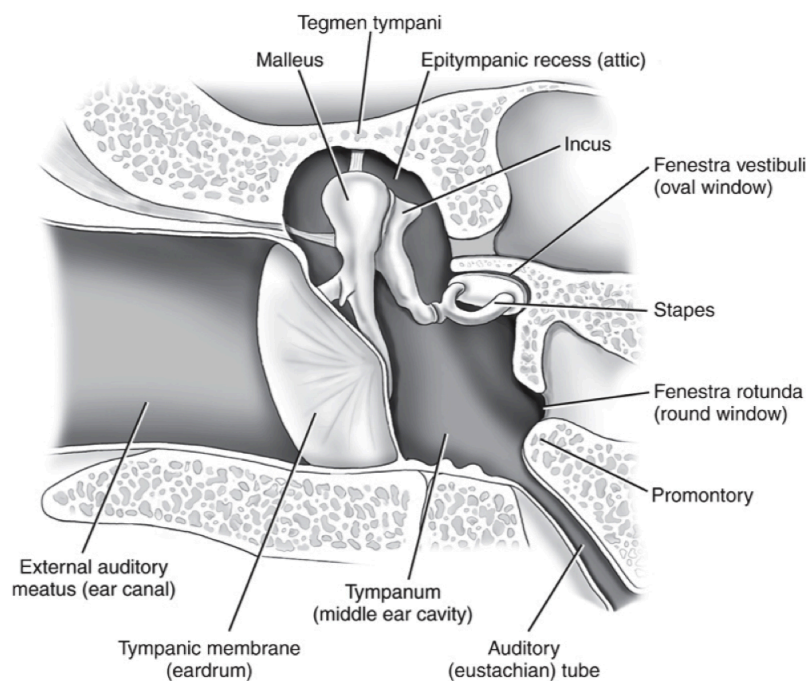


Images © Copyright Visible Health, Inc.
Created using drawMD
(<http://visiblehealth.com/drawmd>) and
reproduced with permission by Visible
Health, Inc; 2017

2.2 Anatomie : l'oreille moyenne

Une fois l'onde sonore aérienne captée par le conduit et envoyée jusqu'au tympan, ce dernier vibre en réaction pour transmettre le son dans l'oreille moyenne. L'oreille moyenne est une cavité osseuse située dans l'os temporal, sur la face latérale de la boîte crânienne. Elle contient les trois plus petits os du corps humain, les osselets, qui sont, en ordre de latéral à médial, le marteau, l'enclume et l'étrier. Sa limite médiane est le promontoire avec les fenêtres ovale et ronde de la cochlée. La fonction primaire de l'oreille moyenne est de compenser pour la différence d'impédance entre le milieu aérien de l'oreille moyenne et le milieu liquidien de l'oreille interne. La fréquence de résonance de l'oreille moyenne est d'environ 800 Hz et celle de la chaîne ossiculaire d'environ 1 600 à 1 800 Hz⁷.

Figure 2. Anatomie de l'oreille moyenne

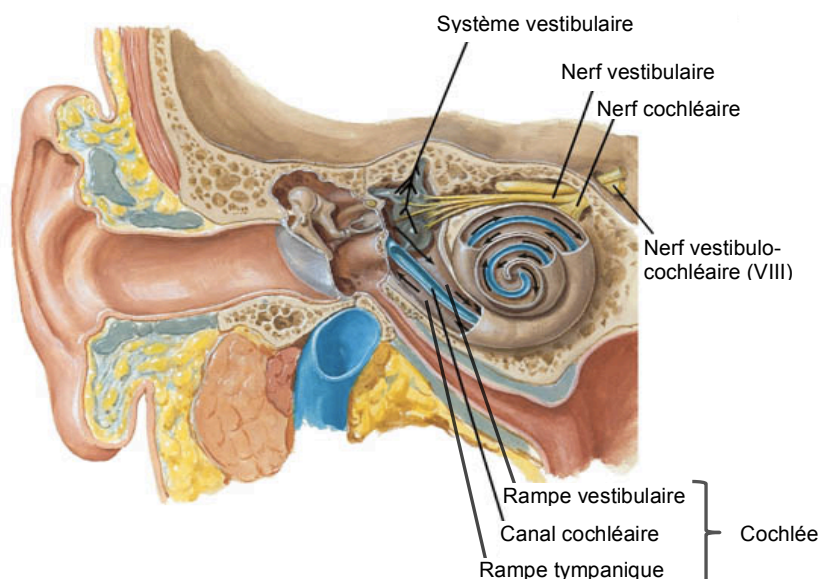


Mosby items and derived items © 2007 by Mosby, Inc, an affiliate of Elsevier Inc.

2.3 Anatomie : l'oreille interne

L'oreille interne est constituée de deux systèmes intimement liés mais fonctionnellement distincts : le système cochléaire, pour l'audition, et le système vestibulaire, pour l'équilibre. Nous aborderons seulement l'appareil cochléaire dans ce texte. Au niveau de la platine de l'étrier, l'onde sonore, aérienne jusqu'à ce point, est transmise mécaniquement par la fenêtre ovale jusqu'à la cochlée, un milieu liquide. La cochlée est un conduit osseux en forme de limaçon de 35 mm de long qui se divise en trois portions : la rampe vestibulaire et la rampe tympanique, dans lesquelles se retrouve le liquide périlymphatique, et le canal cochléaire, dans lequel se retrouve le liquide endolymphatique. Le canal cochléaire contient l'organe de Corti, qui est l'organe de l'audition, soit celui qui reçoit l'onde mécanique transmise depuis l'oreille externe et la transforme en signal électrique transmis au nerf auditif puis au cortex auditif.

Figure 3. Anatomie de l'oreille interne



Netter Atlas d'anatomie humaine. 4^e édition. Philadelphie: Masson, Elsevier Inc ; 2007

2.4 L'audition conductive

La transmission du son peut se diviser en deux portions : la portion conductive, qui sera traitée ici, et la portion neurosensorielle, que nous aborderons dans la section suivante. La portion conductive de l'audition est celle pendant laquelle l'onde sonore est encore une onde transmise dans l'air. Elle comprend donc l'oreille externe et l'oreille moyenne telles que décrites précédemment. Plusieurs mécanismes permettent une transmission optimale du son vers l'oreille interne. Le premier est la présence d'un pavillon ainsi que d'un conduit auditif externe qui sont dégagés⁸. La forme de ces derniers permet une transmission optimale du son et une redirection des ondes pour qu'un maximum de ces dernières atteignent le tympan. L'oreille externe joue aussi un rôle extrêmement important dans la détermination de la localisation du son par deux différents mécanismes, soit la différence de temps entre l'arrivée du son aux deux oreilles, le délai interaural ($N=0,6$ ms) et la différence d'amplitude sonore entre les deux oreilles (effet d'ombrage acoustique par la tête, $N=12$ dB)⁹. Deuxièmement, l'anatomie du tympan lui-même permet d'appliquer un levier caténaire. Sa configuration, fixe dans son pourtour, mobile au centre et en forme de dôme, ainsi que la présence des fibres radiales de collagène de la membrane tympanique, optimisent la transmission du son. Les deux mécanismes les plus importants sont cependant ceux de couplage mécanique, soit la différence de taille entre la membrane tympanique et la fenêtre ovale ainsi que l'effet de bras de levier entre le marteau et l'étrier. La membrane tympanique a une aire environ 20 fois plus grande que celle de la fenêtre ovale, permettant un transfert de force avec un facteur équivalent de 20, ce qui représente en acoustique environ 26 dB de gain. Le

bras de levier, quant à lui, représente la différence de longueur entre le marteau dans son plus grand axe et le long processus de l'enclume. Le ratio est de 1,3 en faveur du marteau, ce qui permet un gain acoustique supplémentaire de 2,3 dB. Il existe un autre mécanisme de transmission de l'énergie, soit le couplage acoustique. En effet la vibration du tympan produit une nouvelle onde aérienne, celle-ci dans l'oreille moyenne, qui peut directement frapper les fenêtres ronde et ovale¹⁰. Sa contribution réelle à l'audition est minime et négligeable dans le cas d'une oreille saine. Lors d'une absence complète des mécanismes de couplage mécanique décrits ci-dessus, le couplage acoustique seul a été démontré comme étant d'une efficacité de 60 dB inférieure⁷ et donc pouvant causer une perte d'audition conductive de magnitude équivalente. Cela explique la perte conductive de 60 dB que l'on retrouve en présence d'une chaîne ossiculaire désarticulée mais d'un tympan intact, soit la plus importante perte conductive possible.

2.5 L'audition neurosensorielle

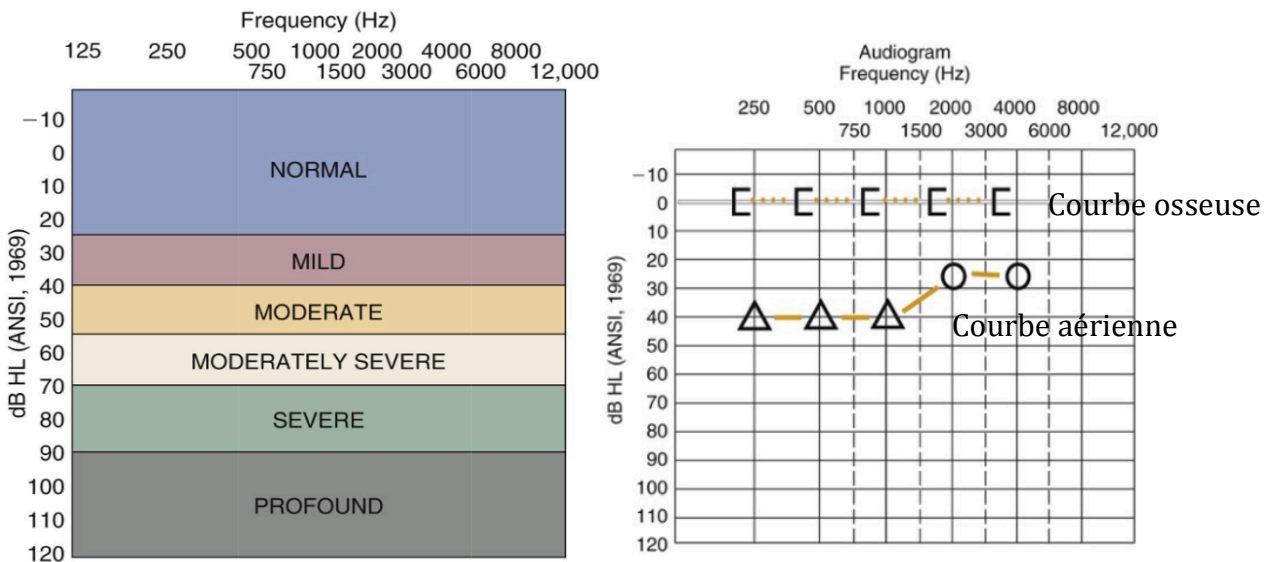
L'audition neurosensorielle comprend la portion de l'oreille interne ainsi que les voies de transmission corticales jusqu'au cortex auditif. Au niveau de la cochlée, l'onde liquide voyage de la base jusqu'à l'apex. Le mouvement du liquide permet à la membrane basale de vibrer et stimuler ainsi l'organe de Corti. Selon la fréquence de l'onde engendrée, une portion bien spécifique de la membrane basilaire vibrera de façon optimale pour induire un signal électrique vers le cerveau, dans une organisation dite tonotopique qui dépend de la fréquence de résonance de cette portion de la membrane. Les hautes fréquences sont transmises préférentiellement

au niveau de la base de la cochlée et les basses fréquences au niveau de l'apex, permettant une captation et une interprétation des fréquences d'environ 20 à 20 000 Hz chez l'humain¹¹. Le signal électrique est ensuite transmis au nerf vestibulo-cochléaire (nerf VIII) dans sa portion cochléaire puis passe par plusieurs noyaux pour se rendre au cortex auditif au niveau du lobe temporal. Il est intéressant de noter que l'organisation tonotopique présente au niveau de la membrane basale de la cochlée, se maintient tout au long du trajet de transmission du son et est identifiable autant au niveau du nerf que des différents noyaux de transition et même dans le cortex auditif lui-même, une caractéristique intéressante et importante quand on considère les différentes avenues de traitement de la surdité.

3. La surdité

Vu l'existence, tel qu'expliqué plus haut, de deux « types » d'audition, il est aisé de comprendre qu'il existe alors deux principales catégories de pertes d'audition, soit la perte conductive et la perte neurosensorielle. Ces deux pathologies peuvent exister séparément ou en combinaison. Un individu peut souffrir d'une perte uniquement conductive ou uniquement neurosensorielle ou d'une perte combinée, qui se nomme une perte mixte. L'audition est mesurée par des tests audiométriques, le plus courant étant l'audiogramme. Ce dernier rapporte graphiquement, pour une compréhension aisée, visuelle et rapide, les résultats de la capacité auditive mesurée d'un patient. Les fréquences habituelles testées sont 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 et 8000 Hz, soit cinq différents octaves et une fréquence inter-octave (3000 Hz). La perte auditive est par la suite classée en différentes catégories : l'audition normale qui se situe entre -10 et 25 dB, la perte légère entre 25 à 40 dB, la perte modérée entre 40 et 55 dB, la perte modérément sévère entre 55 et 70 dB, la perte sévère entre 70 et 90 dB et finalement la perte profonde de plus de 90 dB¹².

Figure 4. L'audiogramme et la perte d'audition



L'octave est une unité de fréquence logarithmique définie comme étant le double de la fréquence précédente, ou la moitié de la fréquence suivante. Elle provient, initialement des échelles utilisées en musique pour définir le ton. Les fréquences inter-octaves sont utiles pour diagnostiquer les pertes d'audition liées aux traumatismes sonores, pour lesquelles elles sont les plus sensibles¹³.

3.1 La surdité de conduction

La surdité de conduction est l'incapacité de l'oreille externe et moyenne, pour des raisons mécaniques, de transmettre adéquatement à l'oreille interne l'onde sonore captée. Tel qu'expliqué précédemment, la perte maximale attribuable à la surdité de conduction est de 60 dB ce qui, en présence d'une audition neurosensorielle normale, peut donner une perte modérément sévère. Il est donc facile d'extrapoler que rapidement, en présence d'une perte neurosensorielle légère de 30 dB, l'ajout de la portion conductive de 60 dB peut créer une perte mixte sévère, soit une surdité considérée profonde, et rendre l'audition du patient presque totalement non fonctionnelle.

Il existe plusieurs différentes causes de surdité de conduction. Les causes les plus fréquentes sont listées dans le Tableau 1 ci-bas avec une brève explication pathophysiologique. Différentes options existent pour le traitement selon la pathologie. Notamment, un individu souffrant de surdité de conduction peut choisir de simplement porter un appareil auditif. Certaines conditions sont potentiellement traitables par différentes procédures chirurgicales, simples ou complexes. Les différentes avenues de traitement seront abordées dans la section suivante.

Tableau 1. Causes fréquentes de la surdité de conduction

CAUSES	PATHOPHYSIOLOGIE
Impaction de cérumen	Blocage partiel ou complet du conduit auditif externe par du cérumen empêchant la transmission des ondes sonores au tympan
Lésions osseuses du CAE	Ostéome ou exostose : lésions osseuses de la paroi du CAE, unique ou multiples, uni ou bilatérales, pouvant bloquer complètement le conduit et empêcher la transmission des ondes sonores au tympan.
Otite externe	Infection du CAE pouvant causer une obstruction des tissus mous et empêcher la transmission des ondes sonores au tympan.
Perforation tympanique	Souvent de nature traumatique ou infectieuse. Peuvent être complètes, partielles, centrales ou marginales. Diminuent l'effet de couplage mécanique entre le tympan et la fenêtre ovale.
Otite moyenne	Présence de liquide, infectieux ou non, dans la cavité de l'oreille moyenne. Diminue l'efficacité du tympan et de la chaîne ossiculaire à transmettre les ondes sonores à la fenêtre ovale par augmentation de l'impédance.
Cholestéatome	Congénital ou en conséquence à une infection aiguë ou chronique de l'oreille moyenne ou à de la pression négative au niveau de l'oreille moyenne. Accumulation organisée par une matrice de débris épithéliaux érodant les structures de l'oreille moyenne en grossissant. Peut causer de la surdité par destruction des osselets et/ou par comblement partiel ou complet de l'oreille moyenne.
Dérangement des osselets	Fracture, dislocation ou érosion amenant un dérangement dans la fonction de transmission des osselets.
Otosclérose	Maladie de la platine de l'étrier entraînant une fixité de cet osselet et un blocage de la transmission de l'onde au niveau de la fenêtre ovale.
Malformations congénitales	D'origine embryologique. Plusieurs possibilités de l'atrésie complète avec absence de pavillon, de conduit et d'oreille moyenne à plusieurs malformations mineures pouvant interférer à divers degrés avec l'audition conductive.

4. Les mesures d'aide à l'audition

Nous aborderons dans cette section les mesures d'aide à l'audition les plus fréquemment utilisées dans les cas de surdité de conduction. Nous sommes conscients qu'il existe plusieurs autres formes d'aides à l'audition mais nous faisons cette sélection pour rester dans les limites raisonnables du projet actuel.

4.1 Les appareils auditifs

Les appareils auditifs sont la base des aides à l'audition disponibles. Ce sont, de façon simpliste, des amplificateurs du son. Plusieurs modèles et technologies existent sur le marché actuellement. Ils peuvent être portés unilatéralement, si seulement une oreille est déficiente ou bilatéralement si un problème existe au niveau des deux oreilles. Il existe aussi des appareils de type bi-CROS, avec un premier appareil qui capte le son d'un côté, l'oreille « non-fonctionnelle » et le transmet par la technologie « bluetooth » à l'autre appareil contralatéral qui lui diffuse le son dans l'oreille « saine ». Bien que conçus pour des patients avec une surdité neurosensorielle, ils peuvent être utilisés par des patients ayant une surdité de conduction ou mixte non appareillable ou non corrigible avec une chirurgie. Ces appareils sont utiles lorsqu'une oreille est complètement non-fonctionnelle même avec un appareil standard. Ils permettent de capter adéquatement les sons en provenance des deux côtés de la tête et d'offrir un environnement sonore bilatéral mais par une seule oreille en corrigeant l'effet d'ombrage de la tête.

La majorité des gens souffrant de pathologies comme la presbyacousie retrouvent une audition satisfaisante avec l'utilisation d'appareils conventionnels ou

bi-CROS¹⁴. Pour les gens avec une surdité de conduction, leur utilisation peut éviter une intervention ou pallier au déficit laissé après une intervention qui n'arrive pas à rétablir une audition fonctionnelle ou adéquate pour le patient.

Il existe cependant des limitations à leur utilisation, la première étant l'acceptation par le patient et par la société¹⁵. Il existe toujours de nos jours un stigma associé au port d'appareils auditifs, ce qui entraîne certaines personnes à considérer leur utilisation comme inacceptable. Certains patients ayant une surdité importante n'arrivent pas à avoir une amplification adéquate avec leurs appareils. D'autres avec des malformations congénitales n'ont simplement pas de pavillon ou de conduit dans lequel introduire l'appareil. Aussi, certains patients ont de l'infection chronique touchant l'oreille moyenne ou le CAE ne leur permettant pas de porter des appareils. Il existe deux facteurs principaux dans la perte d'audition soit la perte elle-même, qui représente la capacité à entendre, et la discrimination de la parole, soit la capacité de l'oreille à comprendre. Lorsque la discrimination est très basse, même si on augmente le volume du son grâce à l'appareil auditif, le patient ne pourra toujours pas comprendre les sons entendus et peut même être dérangé par ces derniers. Pour plusieurs des raisons susmentionnées et bien d'autres non discutées ici telles que la distorsion ou l'inconfort, moins d'un adulte sur cinq éligible au port d'appareils choisi de les utiliser¹⁵.

4.2 La chirurgie

Plusieurs problèmes, surtout chez les patients atteints de surdité de conduction, peuvent être potentiellement traités adéquatement avec la chirurgie.

C'est le cas de certaines malformations congénitales, de l'otosclérose, du cholestéatome, des perforations tympaniques et des problèmes de la chaîne ossiculaire, entre autres. Par contre, même une chirurgie parfaitement réussie ne parvient pas toujours à complètement combler l'écart entre la courbe de l'audition conductive et celle de l'audition neurosensorielle du patient à l'audiogramme¹⁶. De plus, certains patients avec une surdité mixte ont une composante neurosensorielle importante qui ne sera pas corrigée même avec une chirurgie. Pour certains patients, la chirurgie elle-même, ses risques ou ses conséquences ne sont pas acceptables. Certains patients, surtout plus âgés, ne sont pas non plus candidats à la chirurgie en raison de leur état de santé général.

4.3 Les implants de l'oreille moyenne

Les implants de l'oreille moyenne sont une technologie relativement nouvelle et sont encore peu utilisés. Initialement conçus pour pallier aux pertes auditives neurosensorielles, ils ont aussi été utilisés pour les pertes conductives. L'implant de l'oreille moyenne est une technologie qui implique l'implantation d'un dispositif directement sur la chaîne ossiculaire, à un endroit différent selon le modèle. Cet implant vibre et permet le mouvement de piston de l'étrier vers la fenêtre ovale. Il reçoit l'information sonore de microphones qui peuvent être externes, dans les implants dits partiellement implantables, ou internes, dans les implants dits complètement implantables. Cette information est ensuite transmise à l'implant qui vibre en réponse. Les implants ont aussi été utilisés en remplacement complet ou partiel de la chaîne ossiculaire, en les fixant aux osselets restants ou à des structures

de l'oreille moyenne. Ils ont été aussi directement couplés à la fenêtre ovale ou ronde^{17,18}. Pour la plupart des patients, l'avantage principal réside dans le confort. Actuellement, les performances sont égales ou légèrement meilleures à celles des appareils auditifs conventionnels mais la libération du CAE permet un confort d'utilisation nettement supérieur¹⁹.

Il existe plusieurs problèmes qui rendent actuellement l'extension de cette technologie impossible avant que des améliorations soient apportées. Certaines études rapportent une perte conductive aussi élevée que 20 dB après l'implantation²⁰. De plus, dans les modèles complètement implantables, un remplacement de la batterie doit être effectué tous les cinq ans, nécessitant donc de multiples chirurgies à long terme. L'autre inconvénient du modèle totalement implantable est l'effet de réduction des bruits internes, qui font diminuer de façon importante le gain du microphone sous-cutané. Pour ce qui est de l'aspect esthétique, l'implant le plus étudié, soit le *Vibrant Soundbridge*TM (Med-ElTM, Innsbruck, Autriche), est partiellement implantable. Cela implique qu'au niveau esthétique, le microphone extérieur est similaire à celui de l'appareil auditif et pourrait être rébarbatif pour des patients pour qui cet aspect est important.

4.4 Les implants ostéo-intégrés

Chez les patients atteints de surdité de conduction ou mixte pour qui les appareils auditifs ne sont pas tolérés ou efficaces, ou chez qui la chirurgie n'est pas une option, les implants ostéo-intégrés sont la solution de rechange par excellence. Les modèles les plus connus sont le BAHATM (CochlearTM, Sydney, Australie), un

acronyme pour *Bone Anchored Hearing Aid* ainsi que le Ponto™ (Oticon Medica™, Askim, Suède). Ces dispositifs comprennent un pilier attaché à une vis implantée directement dans l'os du crâne par une petite chirurgie pouvant se faire sous anesthésie locale. Le processeur, fixé sur le pilier de l'implant qui passe à travers le cuir chevelu, sert de microphone. Le son est ensuite transmis à l'implant vissé dans l'os qui vibre, utilisant la conduction directe de l'os de la boîte crânienne pour transmettre le son à l'oreille interne. Deux possibilités existent actuellement sur le marché. La première, le BAHA™ Connect, est un implant avec pilier. Le pilier passe directement de l'implant intra-osseux jusqu'à la surface et le microphone s'y attache directement. La deuxième option, le BAHA™ Attract System est plus récente et implique l'utilisation d'un aimant. L'implant ostéo-intégré est complètement sous-cutané et la portion externe (microphone et processeur) y est fixée à l'aide d'un aimant. Il n'y a donc pas de bris de la barrière cutanée.

En plus de pouvoir être utilisés pour contourner le système conducteur directement vers le système neurosensoriel de l'oreille ipsilatérale, les implants ostéo-intégrés peuvent aussi être utilisés pour une surdité neurosensorielle unilatérale²¹. L'implant est installé du côté de la perte auditive et par le même système de conduction osseuse traverse la boîte crânienne et permet de transmettre les sons perçus à l'oreille interne saine contralatérale.

Une limitation inhérente à l'utilisation de ces appareils est le niveau de fonction de l'oreille interne. En effet, celle-ci doit être fonctionnelle pour pouvoir capter les signaux mécaniques envoyés par l'implant et les transmettre adéquatement au cortex auditif. Une autre limitation est l'implant lui-même. Dans sa forme classique, le pilier

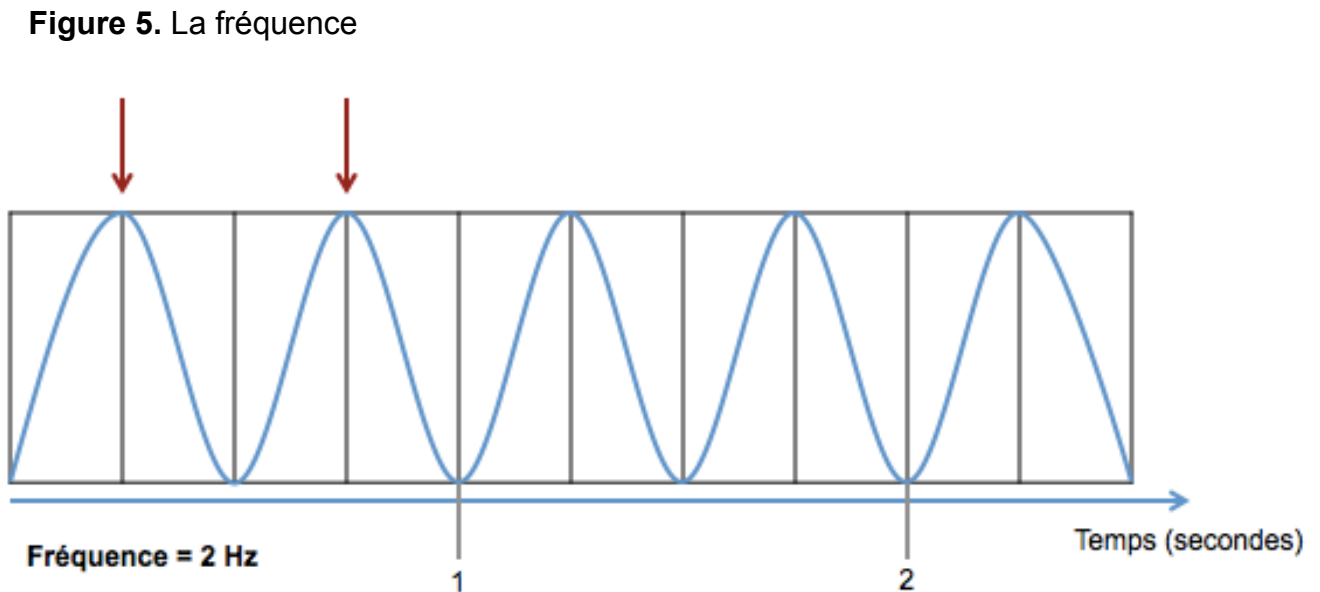
représente une connexion entre le monde extérieur et le crâne lui-même. Plusieurs problèmes cutanés sont rapportés avec les piliers comme des infections aiguës ou chroniques²². Pour ce qui est des implants aimantés, en plus de l'atténuation de la peau qui diminue le gain, il existe plusieurs risques théoriques lorsque le lambeau cutané est trop mince. De la douleur, de l'irritation et même de la nécrose du lambeau pourraient survenir. La technologie étant récente, peu d'études de grande ampleur sur le sujet ont été faites et donc peu de complications ont été rapportées.

5. La mécanique du son

Le son est créé par un mouvement rythmé des molécules d'air ou d'eau : une onde vibratoire. Cette onde est créée lorsqu'une pression est appliquée dans l'air ou l'eau par un mouvement sinusoïdal périodique répétitif. Ce mouvement doit être transmis dans l'espace pour qu'il puisse être capté par l'organe de l'audition définit plus haut, l'oreille.

5.1 La fréquence

La fréquence de l'onde est perçue par l'oreille comme étant un son grave ou aigu. Elle représente le nombre d'oscillations par seconde de l'onde sonore. Elle s'exprime en Hertz (Hz). Un cycle, soit une onde complète, s'appelle une période. Elle représente l'inverse de la fréquence ($1/f$).



Dans la Figure 5, on observe qu'il y a deux cycles complets dans un temps de une seconde sur l'échelle. La fréquence est donc de 2 Hz. Chaque bloc de deux rectangles consécutifs représente une période. L'oreille humaine, tel que mentionné précédemment, peut capter les fréquences d'environ 20 à 20 000 Hz.

5.2 L'intensité

L'intensité du son représente au niveau de l'oreille humaine la force à laquelle ce son est perçu. Sa mesure est le décibel (dB). La mesure de l'intensité sonore se fait à l'aide de la mesure de la pression sonore, qui est proportionnelle à la racine carrée de l'intensité. La pression minimale qui permet de faire vibrer le tympan est définie comme la pression de référence. Elle représente 0,0002 dyne/cm² ou 2 x 10⁻⁵ Pa¹². La plage d'intensité sonore pouvant être perçue par l'oreille humaine est immense, de l'ordre de 10¹². L'utilisation d'une échelle d'une telle amplitude est, à toute fin pratique, impossible dans un contexte clinique. Le décibel est donc une échelle logarithmique qui se base sur la pression sonore. Sa formule est la suivante :

$$1 \text{ dB} = 20 \log_{10} (\text{pression du son/pression de référence})$$

L'échelle étant logarithmique, chaque augmentation de 3 dB a pour effet réel de doubler l'intensité sonore. Un son à 23 dB représente donc le double d'un son de 20 dB. À titre indicatif, une conversation chuchotée représente une intensité d'environ 25 dB, une conversation 40 à 50 dB et un cri à moins de 30 cm environ 80 dB²³.

6. La transmission des ondes

Virtuellement tout ce qui a une masse peut transmettre une onde si celle-ci est appliquée avec une force adéquate pour faire une compression tangible du matériel. On peut penser à l'exemple classique des Amérindiens qui se collaient l'oreille au sol pour entendre les troupeaux arriver ou aux téléphones fabriqués par les enfants avec deux boîtes de conserve métalliques reliées par un simple fil tendu. Il existe cependant plusieurs propriétés qui sont essentielles à la transmission adéquate d'une onde sonore. Leur compréhension est cruciale à l'intégration des connaissances de la mécanique acoustique.

6.1 La vitesse

Une des premières caractéristiques du son est sa vitesse, qui est une constante selon le médium dans lequel celui-ci est transmis. Les propriétés mécaniques telles que la densité et l'élasticité du médium définissent la vitesse du son dans ce dernier. Par exemple, la vitesse du son dans l'air sec à 20°C est de 343 m/s et celle dans l'eau, de 1 484 m/s²⁴. Plus le médium est rigide et non élastique, plus la vitesse est grande, car la compression nécessaire à la transmission est minimale. La vitesse maximale de conduction du son dans des conditions normales est de 12 000 m/s, comme dans le diamant.

La vitesse du son est représentée mathématiquement par l'équation de Newton-Laplace :

$$c = \sqrt{(K_s/\rho)}$$

c représente la vitesse du son, K_s le coefficient de rigidité et ρ la densité. La vitesse du son dans l'os est de 3586 m/s²⁵.

6.2 L'atténuation

Il est évident de constater, dans la vie de tous les jours, qu'il existe une forme naturelle d'atténuation des sons car ceux-ci n'ont pas la capacité de se propager à l'infini. Aucun médium n'est parfaitement rigide, ce qui implique que tous ont un certain degré d'élasticité. Cette élasticité est primordiale pour qu'un son puisse se transmettre car l'onde doit comprimer d'une certaine façon le médium.

Il existe deux sources d'atténuation de l'énergie sonore. La première est la surface de distribution qui affecte l'intensité. Plus la surface est grande et plus l'énergie doit se répartir pour se transmettre, plus le son envoyé sera atténué. Si on envoie une énergie vibratoire au bout d'une tige de métal, le seul endroit où l'onde peut se diriger est vers l'autre bout. Toute l'énergie diffuse donc avec le même vecteur. Par contre, si on envoie la même énergie vibratoire directement au centre d'une plaque du même métal avec les mêmes propriétés, le son diffusera dans toutes les directions à partir du centre vers la périphérie. Pour ce faire, l'énergie doit se distribuer et le son est donc atténué en intensité.

La seconde source est la friction intrinsèque du médium. Comme mentionné précédemment, les molécules à l'intérieur du médium de transmission doivent vibrer,

par un mouvement de compression-décompression, pour transmettre l'onde sonore. Il se perd, à chaque transmission de molécule à molécule, un peu d'énergie dans le transfert. Cette friction affecte l'intensité et agit de façon proportionnelle à la fréquence de l'onde. Les ondes de basses fréquences sont moins sujettes à ce mécanisme que celles de hautes fréquences car elles impliquent un moins grand transfert d'énergie dans la matière.

6.3 La résonance

La résonance d'un matériel est la fréquence à laquelle le son se transmet de façon optimale. Lorsqu'une onde traverse un matériel et en atteint la limite (par exemple le bout d'une tige), elle ne peut simplement s'arrêter s'il reste de l'énergie. Elle modifiera donc sa trajectoire pour continuer à se propager. Lorsqu'elle revient sur ses pas, elle croise donc la portion de l'onde qui n'a pas encore atteint la limite en question ce qui crée un phénomène d'interférence. La fréquence de résonance représente la fréquence à laquelle, lors du retour de l'onde, les pics de l'onde à l'aller et de celle du retour se superposent exactement. Ils favorisent donc la transmission optimale dans les deux sens au lieu de détruire ou d'obstruer le mouvement de l'onde. Évidemment, le phénomène de résonance dans une forme comme le pavillon de l'oreille ou le CAE ne s'explique pas aussi facilement car ils ne sont pas linéaires, mais le concept reste le même, soit de trouver les fréquences qui créent le moins d'interférences avec elles-mêmes.

7. La modélisation 3D

L'avènement et la disponibilité au grand public, dans les trente dernières années, de l'ordinateur et de ses technologies associées ont permis des développements et des avancées scientifiques à une vitesse sans précédent. Un exemple concret et duquel nous ne saurions nous passer de nos jours en médecine est le développement des technologies d'imagerie comme le CT-Scan et l'IRM. Rapidement et dans plusieurs domaines, la modélisation 3D s'est imposée pour étudier les structures complexes. Cette dernière permet non seulement de reproduire une structure mais aussi d'y appliquer des fonctions de stimulation et d'étudier leurs effets.

7.1 La modélisation en éléments finis

Plus les structures incluent d'éléments distincts qui peuvent réagir différemment, que ce soit par leur forme ou par leur composition, plus le modèle se complexifie. Les modèles en éléments finis permettent de diviser un tout en multiples petites parties, d'appliquer des fonctions de stimulation, puis d'analyser les forces en cours et leurs effets sur ces petites parties individuelles de formes relativement simples²⁶. Cela simplifie de beaucoup les équations mathématiques d'analyse nécessaires. Par la suite, le modèle permet de rebâtir un tout cohérent en interprétant l'ensemble des données fournies par les parties individuelles. L'analyse des modèles en éléments finis permet de faire du « remplissage » mathématique et de dériver le schéma des réactions les plus probables du modèle complet.

Chapitre 2 : Revue de littérature

1. La conduction osseuse

La conduction osseuse du son à l'oreille interne est un sujet étudié depuis longtemps et qui est toujours étudié de nos jours²⁷. En 1960, Hood²⁸ écrivait sur la difficulté de tester adéquatement la conduction osseuse avec un audiogramme en raison de ses caractéristiques différentes de la conduction aérienne, telles que l'absence virtuelle d'atténuation inter-aurale et la difficulté à avoir un appareil vibratoire adéquat pour les tests. Dans les années 70, beaucoup d'études et d'avancées ont été faites en la matière et les connaissances de base sur la conduction osseuse ont évoluées en flèche²⁹. De nouvelles sources vibratoires plus puissantes et plus précises ont été développées pour les tests de conduction osseuse comme celui démontré dans l'article de Khanna et al³⁰.

En 1977, les premiers implants ostéo-intégrés ont été posés en Suède, sur trois patients atteints de surdité de conduction³¹. Grâce aux bons résultats obtenus³², l'étude du crâne comme médium de transmission et de résonance s'est accélérée dans les années qui ont suivies. En 1993, H kansson et al.³³ ont étudié les fréquences de résonance du crâne *in vivo* chez des patients avec des implants ostéo-intégrés et ont démontré qu'il y avait des fréquences de résonance différentes chez chaque patient, qui se situaient entre 500 et 7 500 Hz. D'autres équipes ont aussi étudié la contribution des éléments « mous » contenus dans la boîte crânienne, comme le cerveau et le liquide céphalo-rachidien, à la conduction osseuse des ondes sonores³⁴.

Un des articles les plus intéressants publié récemment sur le sujet de la conduction osseuse provient de l'Allemagne et de l'Angleterre³⁵. Les auteurs ont étudié la transmission cochléaire des ondes conduites par la voie osseuse. Ils ont étudié les mécanismes de distorsion de l'os cochléaire résultant en une stimulation de la membrane basale permettant d'entendre le son transmis.

Bien que d'énormes progrès sur la compréhension du sujet ont été effectués, il demeure cependant que la littérature actuelle présente des lacunes sur les modes de résonance du crâne et leur implication dans l'utilisation et l'optimisation des implants ostéo-intégrés.

2. Les implants ostéo-intégrés

En 1969, Brånemark et ses collègues décrivent pour la première fois le phénomène d'ostéo-intégration du titanium dans l'os³⁶. Cette découverte ouvre par la suite la porte à plusieurs applications dans le domaine médical. On peut penser aux implants dentaires, aux prothèses articulaires ou aux implants auditifs ostéo-intégrés. Tel que mentionné, les premiers implants ont été utilisés pour la première fois chez des patients atteints de surdité de conduction par l'équipe de Tjellström en 1977³⁷.

Dans les années qui ont suivies, plusieurs études ont démontré les avantages de ces implants pour les patients atteints de surdité de conduction. Une étude américaine sur leur expérience avec le BAHATM a démontré que ces implants permettaient de réduire à moins de 10 dB la différence entre les courbes aérienne et osseuse des patients³⁸. Il a aussi été démontré qu'ils sont plus efficaces pour les surdités de conduction bilatérales qu'unilatérales et que leur implantation amène relativement peu de complications³⁹.

Initialement indiqués seulement pour les surdités de conduction ou les pertes mixtes, les implants ostéo-intégrés ont gagné en popularité pour les patients souffrant de surdité neurosensorielle unilatérale. Tel que discuté dans l'introduction, une solution pour les surdités unilatérales est l'utilisation d'appareils de type CROS ou bi-CROS. Il a été démontré, avec l'avènement des BAHATM pour cette dernière indication, que ceux-ci sont meilleurs que les appareils traditionnels et apportent une plus grande satisfaction aux patients au point de vue auditif⁴⁰.

Cependant, l'optimisation de la position de l'implant sur le crâne n'a peu ou pas été étudiée.

3. Les modèles en éléments finis

L'utilisation des modèles en éléments finis est de plus en plus populaire en médecine et particulièrement en biomécanique médicale. Ils ont été inventés pour répondre aux problèmes complexes d'élasticité dans les matériaux et utilisés dès les années 40^{41,42}.

L'oreille, par sa fonction et tel qu'expliqué dans l'introduction, présente une structure complexe de transmission pour les vibrations sonores. Il est donc évident que rapidement les modèles en éléments finis ont été utilisés pour étudier les résonances de ses différentes composantes.

Plusieurs études ont été publiées sur le sujet. En 2000, une équipe du Japon a mis au point un modèle en éléments finis de l'oreille moyenne qui implique non seulement le tympan, la cavité et les osselets, mais aussi les muscles, les ligaments et les forces articulaires inter-osselets⁴³. Par la suite, des modèles intégrés impliquant l'oreille externe et l'oreille moyenne ont aussi été développés⁴⁴. Des modèles ont également été créés pour évaluer différentes pathologies de l'oreille, telles que les perforations tympaniques et leurs effets sur la mécanique de transmission acoustique de l'oreille moyenne^{45,46}.

Il n'existe cependant pas à ce jour de modèle complexe en éléments finis de la transmission sonore par conduction osseuse au niveau du crâne humain.

Chapitre 3 : Article

1. Contributions

Dans l'article qui suit, la contribution au travail de chaque auteur est la suivante :

1. Catherine Dufour-Fournier
 - a. Test sur de multiples têtes cadavériques
 - b. Analyse des données de la majorité des têtes cadavériques
 - c. Analyse des données groupées
 - d. Rédaction de l'article scientifique (manuscrit)
2. Arnaud Devèze
 - a. Médecin responsable du projet à l'Université d'Aix-Marseille
 - b. Élaboration du protocole initial
 - c. Aide aux tests et à l'analyse
 - d. Correction du manuscrit
3. Jonathan Barbut
 - a. Test sur têtes cadavériques
 - b. Analyse des données des têtes
4. Érick Ogam
 - a. Ingénieur de support
 - b. Élaboration du plateau technique
 - c. Aide aux tests
 - d. Aide à l'analyse
5. Issam Saliba
 - a. Directeur de recherche et collaborateur direct du Dr Devèze

- b. Supervision directe des travaux de Catherine Dufour-Fournier
- c. Rédaction et correction du manuscrit

6. Catherine Masson

- a. Chercheuse en chef du laboratoire à l'Université d'Aix-Marseille
- b. Élaboration du protocole initial
- c. Aide aux tests et à l'analyse
- d. Correction du manuscrit

TITLE

Analysis of the Acoustic Transcranial Bone Conduction

Authors:

Catherine Dufour-Fournier, MD(1), Arnaud Devèze MD, PhD(2), Jonathan Barbut MD, MSc(2), Erick Ogam(3), Issam Saliba, MD, FRCSC(1), Catherine Masson, PhD(2)

Institutions:

(1) Otolaryngology – Head and Neck Surgery Service; University of Montreal Hospital Center (CHUM), Montreal, Canada

(2) Aix-Marseille University, IFSTTAR, LBA UMR T24, 13916 Marseille, France

(3) LMA, CNRS, UPR, Aix-Marseille University, 13453 Marseille, France

Running title :

Acoustic Transcranial Bone Conduction

Funding :

N/A

Conflict of interest :

No conflicts of interest to declare

Corresponding author and reprint requests:

Catherine Dufour-Fournier, MD

Clinique d'ORL, Hôpital Notre-Dame

1560 rue Sherbrooke Est, Montréal, QC, Canada H2L 4M1

Phone :

Fax: 1-(514)-890-8000 ext 4260

Email:

Presented at : AAO-HNSF Annual Meeting, San Diego, USA, Sept 18-21 2016

2. Abstract

Objective:

- 1) To study the propagation of sound waves in the skull to analyze the preferential pathways of sound transmission and their propagation properties;
and
- 2) To identify the location(s) on the skull where bone conduction to the cochlea is optimal.

Study design:

Basic research

Methods:

Nine cadaveric heads were placed in an anechoic chamber and equipped with six Bone Anchored Hearing Aids (BAHA™) implants and fifteen accelerometers. A laser velocimeter was used to measure cochlear response by placing a reflector on the round window. Different frequency sweeps were applied to each implant and measurements were recorded simultaneously by the laser velocimeter and accelerometers.

Results:

Low frequencies sound waves mostly travel the frontal transmission pathways and there is no clear pattern for high frequencies. The mean inter-aural time lag is 0.1 ms. Optimal sound transmission to the cochlea occurs between 1 000 and 2 500 Hz with a contralateral 5 to 10 dB attenuation. The implant location does not influence mean transmission to the cochlea.

Conclusion:

There is a pattern of transmission for low frequencies through a frontal pathway but none for high frequencies. We also were able to demonstrate that the localization of the BAHA™ implant on the skull had no impact on the sound transmission, either ipsi or contralaterally.

Key words: Otology, Sound Transmission, Acoustic, Bone conduction

Level of evidence: NA

3. Introduction

Conductive hearing loss is found in diseased or malformed external or middle ears and can cause a hearing loss up to 60 dB HL⁷. Conditions like otosclerosis or anatomical anomalies can sometimes be addressed surgically, but technical difficulties or refusal of the patient to get an operation can be obstacles to treatment. Historically, tuning forks were used to help in the diagnosis of hearing loss, using the comparison of air and bone sound transmission thresholds⁴⁷. More recently, bone conduction devices and implants have been used to improve the hearing of people suffering from conductive hearing loss, whatever the initial cause of the condition. Clinical experience and research have proved the efficacy of this technology³². However, not many fundamental studies were conducted on the pathways of sound conduction in the skull, a topic relevant to the future optimization of the use of bone implants. Studies have theorized about how the sound itself was transmitted to the basilar membrane of the inner ear through the skull, explaining the basic functioning of bone conduction^{35,48}. Different stimulation points on the skull with the corresponding response of accelerometers and the cochlea were also studied, but the locations tested (temporal, parietal and frontal bone) were not compatible with finding new opportunities of implant localization improvement^{49,50}. This study had several different aims: the first was to identify the location or locations on the skull where bone conduction to the cochlea is optimal by using three different arrangements of implants on each side that could be used in actual practice. The second goal was to determine the frequency, trajectory and timing properties of the preferential pathways of sound wave through the skull. The third aim was to obtain a comprehensive data

set that could be used in the future to create and ultimately validate a finite element model of the head as a virtual benchmark for experimentation on bone conduction.

4. Materials and methods

The experiments were conducted at the Laboratory of Applied Biomechanisms, IFSTTAR Aix Marseille University, Marseille, France. Nine cadaveric heads were acquired from the Aix Marseille University Laboratory of Anatomy and IFSTTAR corpse protocol, and used in the course of this experiment. All appropriate ethical approvals were obtained.

A standard bilateral mastoidectomy including a facial recess approach to access the round window was performed on each head. The edge of the round window niche was slightly drilled to have direct access to the round window membrane. A 1 mm² reflector for the laser beam of the velocimeter was placed on the round window on one side. The pinna and the soft tissue behind it were removed on each side to adequately expose the mastoid bone and the space needed for the implants. BAHA™ implants (Cochlear™, Sydney, Australia) were placed at three different locations bilaterally. They were all set at the same distance (2.5 cm) from the external auditory canal at 0°, 45° and 90° from the Frankfort plane (Figure 1), a virtual line passing through the external auditory canal and extending to the inferior limit of the orbital rim. The implants were fixed in the bone with a measured strength of 45 Newtons. Fifteen linear accelerometers (Bruel & Kjaer 45-17c, Naerum, Denmark) were installed: five accelerometers were placed at equal distance on the sagittal midline from frontal to occipital, one beside each BAHA™ implant (three on each side) and one in each of the spaces available between the implants (two on each side). To fix all the accelerometers, we exposed the bone by dissecting five squares of soft tissue (2x2 cm). The accelerometers were glued directly on the bone for

optimal data monitoring. Linear accelerometers, which measure acceleration in only one direction, were used to measure the linear vibration passing through them in the coronal plane from the emitting ear to the other ear. To avoid any damping of the vibrations by external contact and to maintain the head in an upright fixed known position for the duration of the experiment, a stake was placed through the medullar canal of the remaining cervical vertebrae. Microscope, head and laser were all placed on anti-vibration tables in an anechoic chamber.

The laser velocimeter (Laser Doppler Vibrometer OFV 534 - Polytec, Hudson, MA, USA) was oriented so as to send a signal directly on the reflector on the round window on one side. The laser, accelerometers and BAHA™ implants interfaced with an automatic Ultrasonic Pulse Velocity (UPV) 8-channels audio analyser (Rohde-Schwarz, Attleboro, MA, USA). Each BAHA™ implant was tested in sequence. The UPV transmitter covered a frequency range of 100 Hz to 10 kHz per sweep, which are frequencies relevant to human hearing⁵¹. The response of each accelerometer and of the laser velocimeter was measured and recorded separately. The UPV transmitter was used to transmit the aforementioned frequency range sweep three times to each implant. Two complete frequency sweep response measurements, in addition to one timing measurement (inter-aural time difference), were recorded. The linear accelerometers' recordings were done with emission from only one side. The side of emission varied between the specimens. The round window recordings were taken with emissions from both sides to get data on ipsi and contralateral stimulations.

After taking the measurements, the accelerometers and implants were removed and lead pellets were impacted into the skull at the exact locations of the sensors as markers of the placement of our equipment. The skull was then subjected to a CT-Scan in order to record morphologic data for future investigations.

The data from the UPV were normalized over frequency bins corresponding to $\frac{1}{3}$ of an octave per data point by MATLAB scripts (The MatWorks, Natick, MA, USA). An ANOVA analysis was performed on the data sets collected at 500Hz and 8000Hz. The Tukey HSD (honest significant difference)⁵² test that uses the results of the ANOVA to distinguish if the means are different from one another to a significance level of $p < 0.05$ was applied to all the data sets.

5. Results

5.1 Propagation properties

The propagation properties were analyzed by comparing the results of the different sagittal linear accelerometers. To obtain a reproducible measure from head to head and to account for morphological differences, the recorded signal of each sagittal accelerometer was divided by the sum of the signals from all the sagittal accelerometers (Figure 2). This gives the fraction (%) of the initial sound signal stimulating each accelerometer. The signal was sent as a continuous sweep of frequencies, however the data is presented as the mean value over a scale of $1/3$ octave against the mean frequency of each $1/3$ octave. We used the $1/3$ octave scale because it corresponds to the scale used in acoustic engineering as a match for human perception⁵³.

Independent of the location of the implant, the low frequencies (100 to 1 500 Hz) are preferentially transmitted via the most frontally located accelerometer (#5). With a zero degree placed BAHA™ implant, the frontal accelerometer recorded a peak of 36% of all the transmission at 1 272 Hz, 47% of all transmission at 396.5 Hz for a 45 degrees placement and 42% at 502 Hz for a 90 degrees placement. The average overall peak was 40% of the signal at 396.5 Hz. In the mid-range frequencies, from 1 500 to 5 000 Hz, no dominance of transmission can be clearly established. In the uppermost frequencies analyzed, a dominance of transmission is observed from the accelerator #3, situated on the superior part of the skull. The ANOVA and Tukey HSD tests were performed on the 500 Hz and 8000 Hz data. These frequency areas have, as a preferred pathway, the zone around accelerometer

#5 for 500Hz and accelerometer #3 for 8 000 Hz. For the 0, 45 and 90 degrees positioning of the implant, as well as for the combined set of data at 500 Hz, the differences of transmission between accelerometer 5 and the average of the other four accelerometers were of 18% ($p=0.047$), 27% ($p<0.001$), 28% ($p=0.029$) and 24% ($p<0.001$), respectively. These results were all considered statistically significant. For the 8000Hz range, the differences of transmission between accelerometer #3 and the average of the other four accelerometers were of 13% ($p=0.34$), 9% ($p=0.37$), 25% ($p<0.001$) and 16% ($p<0.001$) for the 0, 45, 90 degrees and combined set, respectively. The p value was only statistically significant for the 90 degrees and combined set data⁵⁴.

5.2 Analysis of the timing response

The time response of the cochlea to a sharp 221 μ s impulse was measured with the laser velocimeter for the ipsilateral and contralateral cases. Figure 3 shows the signals and their time delays in the case of the 0° implant. For clarity, the polarity of the signal from the ipsilateral cochlea is inverted. The measured peak-to-peak time delay is 0.1 ms. Assuming a mean sound speed of 3 586 m/sec in cortical bone²⁵ this corresponds to a distance of 35.9 cm. The signals from the contralateral ear also show clear evidence of damping and pulse broadening due to transmission effects across the skull.

5.3 Cochlear transmission

To calculate the cochlear transmission, the laser velocimeter was used to directly measure the response of the round window to low (100Hz to 4 000Hz) and high (4 000Hz to 10 000Hz) frequency sweeps of 220 ms duration. The displacement speed of the window was the value measured. The amplitude of the signal indicates the magnitude of the movement of the cochlear fluids in the internal ear for each frequency.

The graph in Figure 4 shows the average for all heads of the frequency response in both ipsilateral and contralateral cases for each of the implant locations. The initial noisy data for each curve was smoothed by performing a moving frequency average over a band of 300Hz. This smoothed data set was subsequently averaged over all tested heads. For ease of visualisation, a normalization factor of 50 was used to multiply the data. This is equivalent to an upward shift of 33 dB in the zero reference signal level. All the statistical analyses were carried out on the original data and this normalization obviously does not affect any conclusions as to the relative amplification levels of the signals with respect to one another.

The ipsilateral cases show, for each complete frequency sweep, a response peaking in a zone extending from 1000Hz to 2500 Hz with a subsequent slow damping of the higher frequencies. For the contralateral cases, the peak response is lower by 5 to 10 dB and happens at lower frequencies between 500 Hz and 1200 Hz. This behaviour of the average values of the cochlear frequency responses is consistent with the results of the analysis of the timing signals. It is important to note that, for the average over all heads, no significant difference exists in the transmission

of the signal to the cochlear fluids coming from the different locations of the sound source, whether at 0, 45 or 90 degrees from the Frankfort plane.

6. Discussion

Throughout this study, great care was taken to ensure the reproducibility of the results. The work was carried out in the best possible audio conditions to minimize artefact signal. Using an anechoic chamber considerably reduced the likelihood of spurious audio signals corrupting the data. Anti-vibration tables guaranteed the stability of the pointing and the integrity of the signals from the laser velocimeter. To obtain accurate repeatable measurements, the head was fixed in a vertical position by inserting a pole in the remaining cervical spine. This technique ensured reproducibility of the results by guaranteeing a consistent and minimal damping of vibrations.

We have applied, where possible, techniques that would allow other researchers to easily compare their results to ours. An example is the use of fractions in the analysis of the sound transmission pathways through the coronal plane of the skull. With this technique, any type of sound transmitter and vibration receptor could be used as long as they are set in the pattern described in the methods section. The results, when normalized as a fraction of the total sound transmission through the sagittal accelerometers, could be directly compared to the present work.

With this approach, we have been able to show that the frontal pathway significantly dominates transmission for all implants separately and for the combined locations at lower frequencies. This means that the implant location has no significant effect on side-to-side transmission at those frequencies in a statistically significant manner. However, at higher frequencies, the results on propagation properties were not as clear-cut. Even though we can clearly appreciate, on Figure 2, that above 7000

Hz there seems to be a clear predominance of accelerator #3, only the 90 degrees and combined signals were transmitting preferentially through the superior part of the skull with a statistically significant p value of less than 0.05 ($p < 0.001$). Taken alone, the 0 and 45 degrees BAHA™ implants seemed to show a tendency to use that pathway, although not in a statistically significant manner. Figure 2 only shows the combined set which is statistically significant due to the very low p value of the 90 degrees set ($p < 0.001$) which influences the mean in a disproportionate way. There is no clear explanation of why the signal transmits that way. We hypothesize that the reason why lower frequencies use the frontal pathway might be because of the presence of the frontal sinus creating a less dense region with more resonance, advantaging the transfer of those frequencies. We could argue that the presence of the mastoid posteriorly could play a similar role⁵⁵, but the frontal sinus is more aerated than the mastoid and all three implants location are on or above the Frankfort plane, therefore above the plane of most of the mastoid region. For the higher frequencies, accelerator #3 is the closest to the vertex and there is no aeration in the upper skull, optimising transmission at higher frequencies. Most of the skull being solid, we think that higher frequencies transmission at 0 and 45 degrees being further away from the vertex are just not as focused which explains the absence of statistical significance at that location.

As mentioned in the results section, the laser velocimeter frequency sweep show a response that peaks in the 1 000Hz to 2 500Hz zone for the ipsilateral case while this same peak is damped by 5 to 10 dB and shifted to lower frequencies for the contralateral case. This effect is due to the transmission response of the skull that

both shifts frequency and damps the signal from the implant. The same effect is also visible in the time response curves shown in Figure 3. Even though some small differences in average response can be seen between the implant location for both the ipsi and contralateral cases, no statistically significant systematic differences that would favour a particular implant location are evident in the data.

It's important to note the potential effects of using cadaveric heads. No ossification around the pillar of the BAHA™ implant is possible, leaving open the possibility of a slightly weaker and less than optimal sound transmission to the skull from the vibration of the implant. However, the implant is already in firm mechanical contact with the skull by itself, as we could detect from the large signal amplitudes observed in the experiment. The end results should therefore be unaffected by this limitation. The second limitation comes from dehydration of the tissues, especially the cochlear fluids. It is very difficult to know or extrapolate the effect of brain dehydration on the transmission in the skull and the cochlea⁵⁶. In living persons, the brain and its fluid, which are in contact with the whole cranial vault, most probably dampen the sound wave transmission. For the cochlea, the effect is expected to be a weaker transmission to the velocimeter due to of less fluid being available to make the round window move when stimulated with sound. If no liquid was present in the cochlea, the velocimeter would have picked-up air displacement which is similar to liquid displacement although weaker. As with the non-ossification of the BAHA™, this attenuation would not change the relative results, but only slightly diminish the signal amplitude.

We compared our results with data observed in a clinical and experimental context²⁸. As noted previously, the interaural attenuation was of 5 to 10 dB, as would be expected in clinic. The time delay response was also compatible, when converted into a distance in cm, with the known speed of transmission of sound in bone¹². Those parameters confirmed that the data collected is relevant and will be comparable to true clinical features.

While the averaged data presented in the results section shows strong regularities, there is still a notable morphology-dependent effect on the different heads. This implies that further studies on the different types of morphologies and what they imply in terms of optimal implant location need to be pursued. Using the interaural time signals and the ratio of contra to ipsilateral frequency sweeps to obtain individual skull response functions is an example. In the future, a good understanding of the pathways of transmission and the significant morphological features related to them could lead to the possibility of a tailored selection of device and implantation location for each patient. The present data set, as it includes both time and frequency response spectra and a CT-scan of each head, could be used in the future to build and verify a finite-element model of the skull, in order to propose a virtual benchmark for development of further bone conduction devices.

7. Conclusion

We were able to demonstrate that the main corridor of sound transmission was through the frontal pathway for lower frequencies and that there was no clear pathway at high frequencies. We also specified the relative importance of all the other pathways in relation to one another. Our measured transmission properties were consistent with the clinical data. Our experiment showed that for all three locations tested with the implants, none was significantly better at transmitting sound to the cochlea either ipsilaterally or contralaterally.

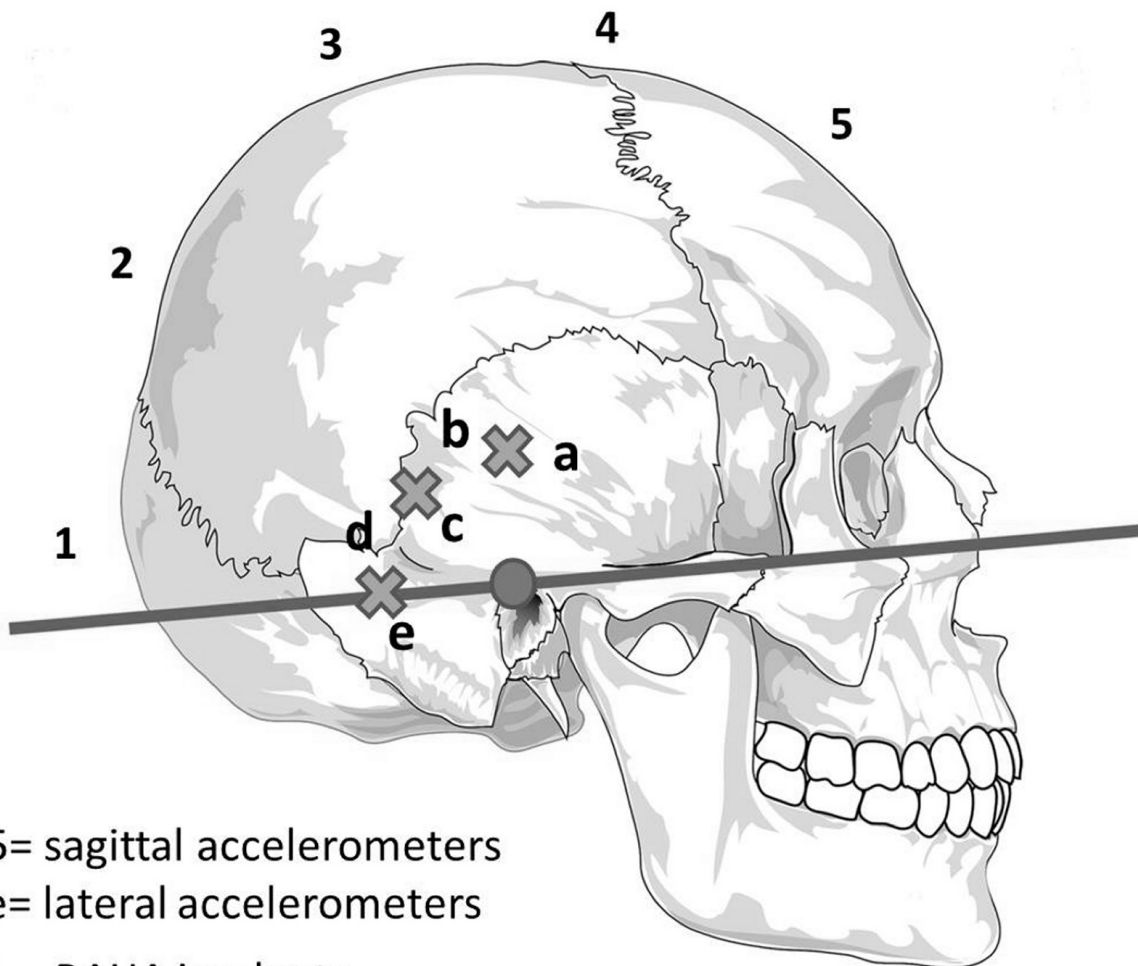
8. Acknowledgements

Georges R. Fournier, PhD, Data analysis and statistical tests

9. Figures

9.1 Figure 1

Positions of the three BAHA™ implants (crosses), the five accelerometers set along the sagittal line (1-5), the five accelerometers set around each ear (a-e), the reflector deposited on the round window for use with the laser velocimeter (disk) and the Frankfort plane (straight line).



1-5= sagittal accelerometers
a-e= lateral accelerometers

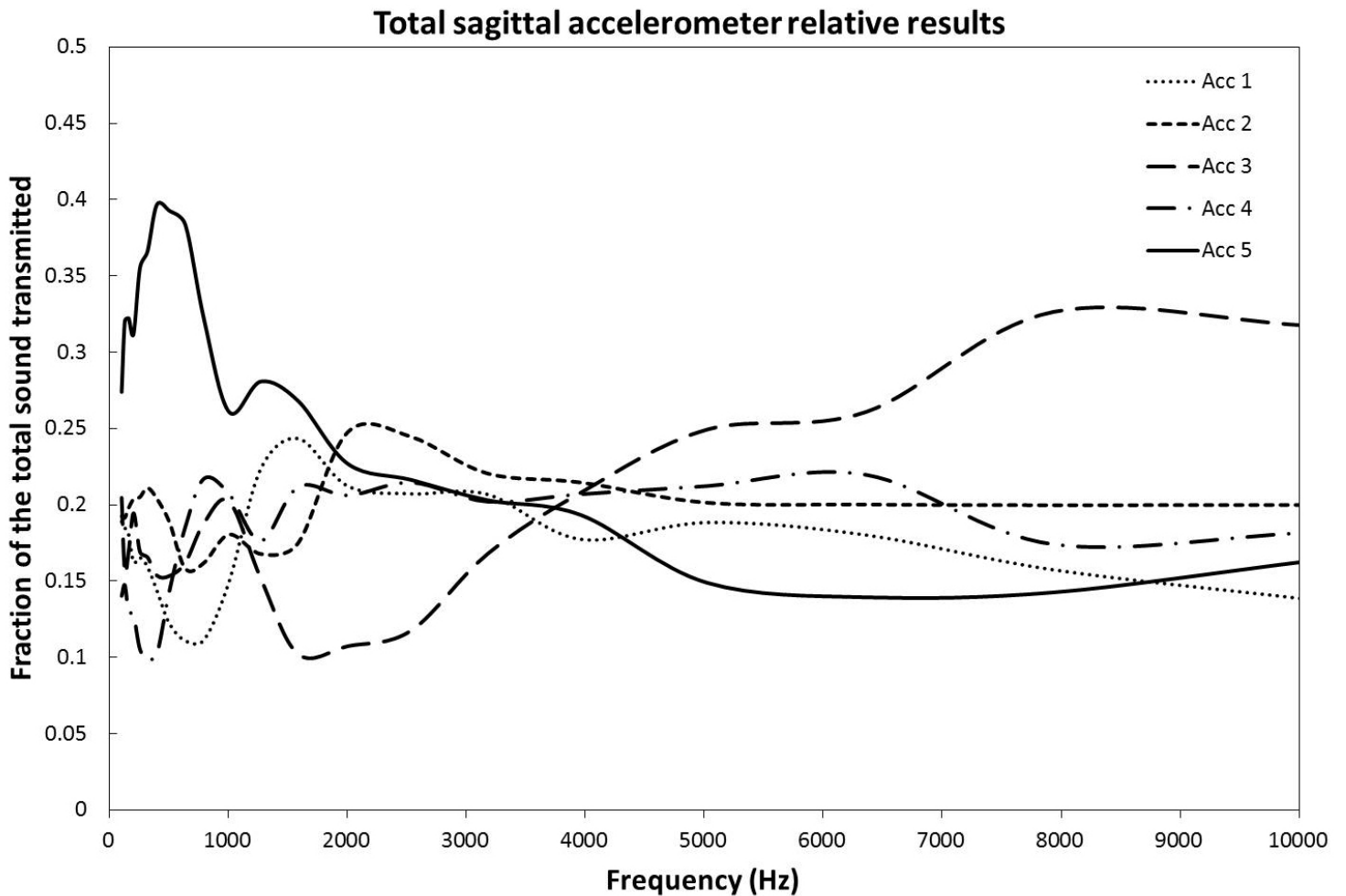
✕ = BAHA implants

● = mirror for round window vibration measurement

— = Frankfort plane

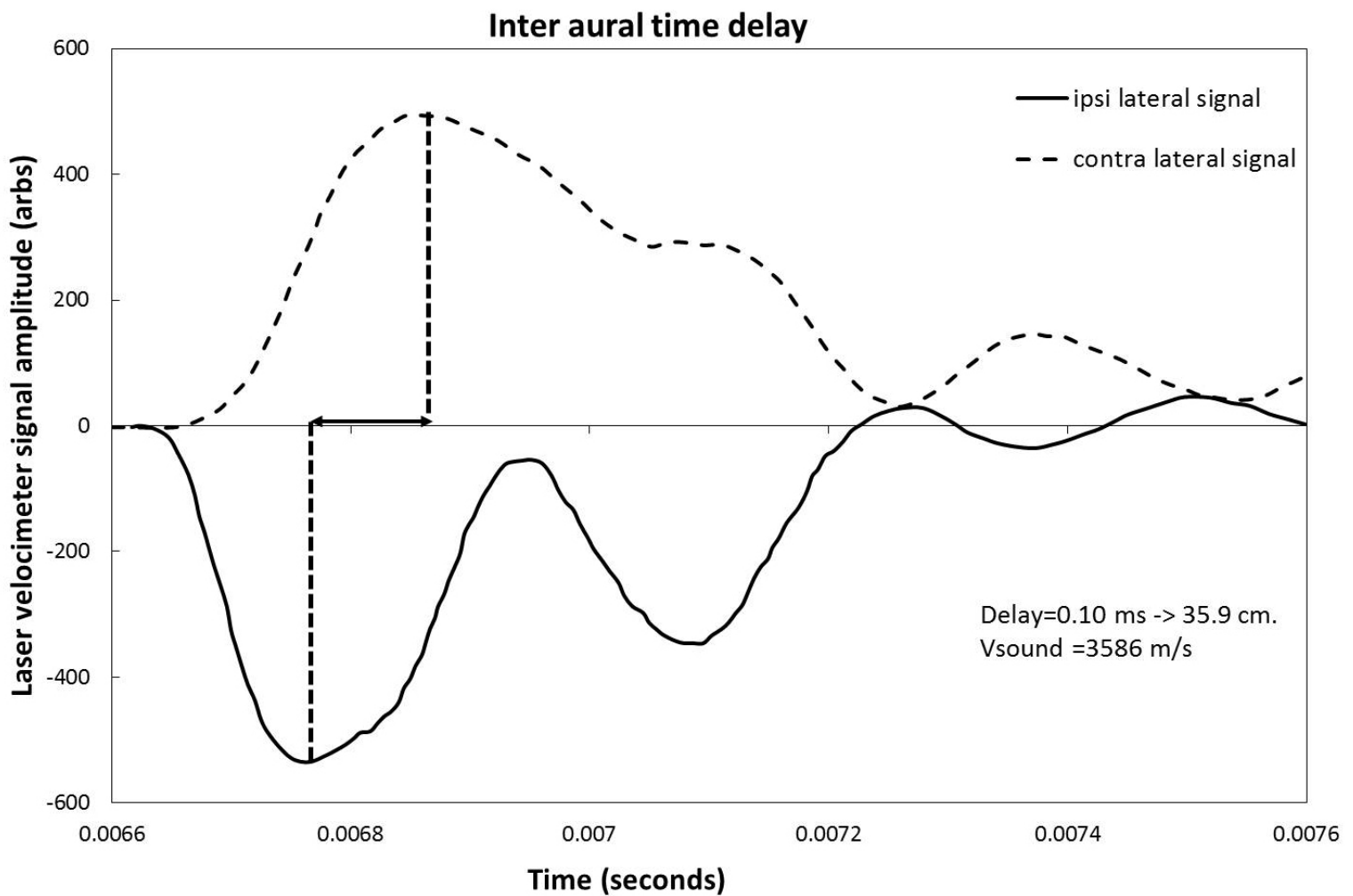
9.2 Figure 2

Graph of the relative fraction of the signal transmitted across the sagittal line by each of the five accelerometers set along it as a function of the implant signal frequency. The results have been averaged over all orientations of the BAHA™ implants about the Frankfort plane.



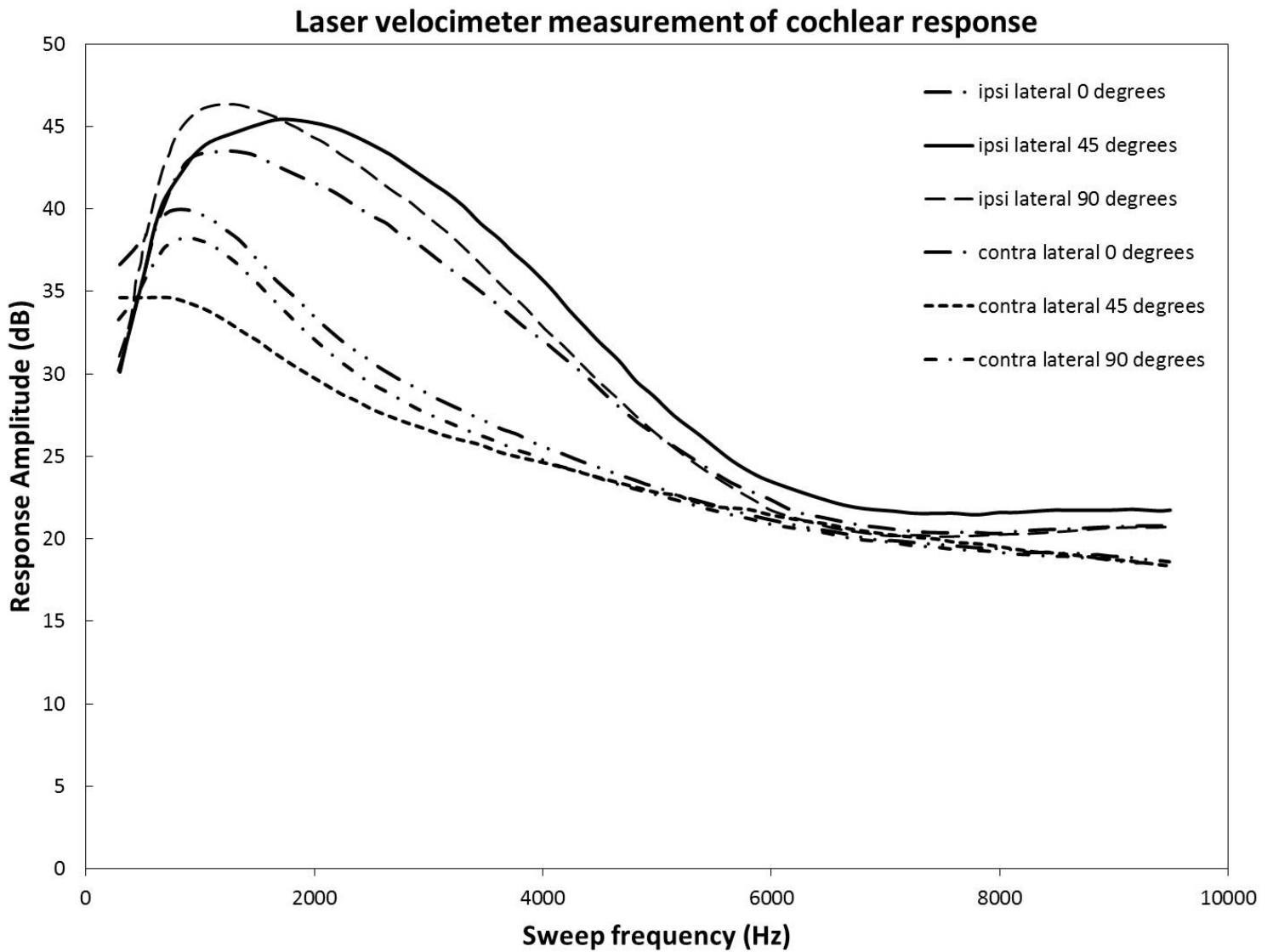
9.3 Figure 3

Measurement by laser velocimeter of the inter-aural time response of the round window driven by a 220 μ s square pulse. For better visualization, the ipsilateral signal (full line) has been inverted with respect to the contralateral signal (dashed line).



9.4 Figure 4

Mean signals averaged over all heads of the round window laser velocimeter response to 0 to 10 000Hz frequency sweeps for the ipsilateral and contralateral cases.



Chapitre 4 : Discussion

1. Les sources de biais

Il est important d'aborder ici quelques sources de biais qui n'ont pas été discutées dans l'article en raison des restrictions au niveau de la longueur du texte.

Au laboratoire, nous ne pouvions avoir accès à l'origine ou au dossier médical des corps utilisés. Il est donc impossible de savoir si les individus avaient déjà été opérés ou souffraient de pathologies qui pourraient modifier nos résultats. Par contre, la moyenne des neuf têtes ne démontrait pas la présence de données franchement aberrantes, ce qui nous rassure sur la constance des modèles utilisés. De plus, même si certaines têtes pouvaient être atteintes de pathologies, cela ne peut que représenter les différences morphologiques de la population générale. L'examen des oreilles, du crâne, du cuir chevelu ainsi que les mastoïdectomies ne démontraient pas de signes de chirurgie antérieure. Grâce au scan, nous pouvions tout de même savoir s'il y avait des aberrations évidentes comme la présence de malformations cochléaires ou des modifications évidentes à la voûte crânienne.

Pour les besoins de l'expérience, les têtes étaient fixées par les vertèbres cervicales résiduelles à un pôle de métal pour les maintenir en position verticale. Il est évident que la résonance de cette fixation n'est pas similaire à celle du corps humain et pourrait affecter les résultats. Par contre, le fait que la morphologie osseuse des spécimens ne soit pas modifiée par leur fixation, et considérant la grande distance entre les implants et la fixation, nous soumettons que cet effet est minimal et n'affecte pas la validité des résultats.

Finalement, pour poser les implants, les accélérateurs, ainsi que le vélocimètre laser, des manipulations ont dues être faites sur les têtes. Les modifications principales ont été le retrait de tissus mous ainsi que les mastoïdectomies bilatérales. S'il y avait eu une différence statistiquement significative entre la position des trois implants pour la stimulation de la cochlée, nous aurions pu nous demander si la mastoïdectomie avait eu un effet sur cette différence. Les trois implants étaient posés au dessus de la limite supérieure de la chirurgie. Si nous présumons que le son utilise le chemin le plus direct vers la cochlée, ce dernier ne passe pas par la zone chirurgicale et il n'y a donc pas d'effet sur la résonance du système. De plus les patients ayant un implant BAHA™ n'ont habituellement pas eu de mastoïdectomie. Il est difficile voir même impossible de mesurer l'impact de ce fait sur le système de résonance des têtes mais tel qu'expliqué plus haut ainsi que dans l'article, nous assumons qu'elle est minimale, la mastoïde étant d'emblée une structure habituellement aérée.

2. L'interprétation des résultats

Dans toute expérience acoustique il existe du « bruit » que nous tentons de réduire au maximum tel que décrit dans la discussion de l'article au chapitre 3. Par contre, même dans les meilleures conditions expérimentales, il est impossible de le réduire à zéro. Dans notre cas il y avait le bruit intrinsèque de l'implant utilisé, du laser, des accéléromètres et celui des câbles et appareils de captation. Ce ne sont pas des bruits à proprement parler que nous pouvons entendre mais plutôt des signaux et ondes qui sont présents dans la salle du test. Pour minimiser l'effet de ces bruits sur nos données, nous avons appliqué ce qui s'appelle un filtre coulissant de 100 Hz. Ce filtre moyenne les données en bloc de 100 Hz et permet ainsi de réduire l'impact de ce bruit inopportun, qui est une constante, en faisant ressortir les variations et différences de signal. Malheureusement, l'application de ce filtre peut masquer en partie les détails fins du comportement de résonance des têtes testées.

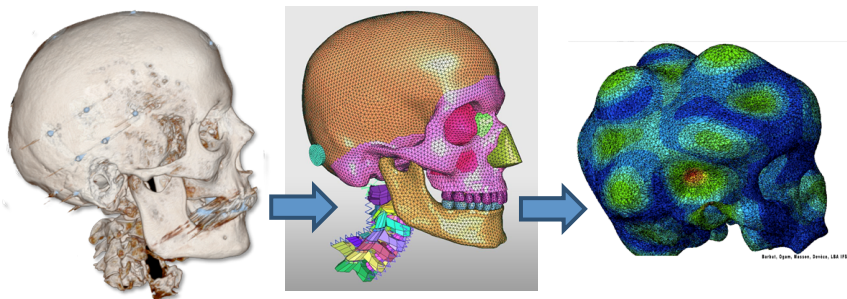
La présence de ce bruit explique aussi l'absence d'analyse des très hautes fréquences même si elles ont été testées. En effet, l'intensité de transmission étant moindre aux fréquences au-dessus de 10 000 Hz, il devient impossible de dire si les fréquences captées sont réellement celles de résonance de la tête ou si le bruit prend trop de place dans la moyenne du filtre. Il y avait trop de chances que les résultats ne représentent pas les vraies résonances du crâne. Par contre, tel qu'expliqué dans l'article, ces fréquences ont moins d'importance dans l'audition et n'affectent donc pas l'utilisation des résultats.

Il est évident que les résultats présentés sont des moyennes. Lorsque nous étudions individuellement chacune des têtes nous pouvons noter une structure d'ensemble similaire mais également une signature individuelle pour chacune. Cette signature est faite de résonances multiples variables. Il serait donc possible de trouver pour chaque tête une position préférentielle pour l'implant qui ne serait pas la même pour chaque spécimen, puisqu'elle varierait avec la morphologie de chacun. La quantité d'optimisation varie entre 2 et 4 dB, ce qui représente tout de même en acoustique le double d'intensité sonore. Cela signifie que si nous pouvions mieux comprendre les facteurs clés affectant les résonances du crâne selon la morphologie, nous pourrions probablement utiliser une approche personnalisée à l'implantation.

3. La suite du projet

Avec les données discutées dans l'article, nous avons modélisé quelques-unes de nos têtes. Les images de scan ont été transformées en modèle 3D avec le logiciel Slicer3D version 4.3.1, un logiciel en accès libre développé à l'Université Harvard⁵⁷. Une fois le modèle créé, le logiciel Abaqus FEA™ (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France) un logiciel d'analyse d'éléments finis, a été utilisé pour appliquer un maillage mathématique. Ce maillage permet d'associer une coordonnée (la jonction des mailles) à chaque portion du crâne. Plus le maillage est serré, plus il y a de points de jonction et plus le modèle est précis. Par la suite, grâce aux billes de plombs insérés à aux emplacements de nos capteurs nous avons pu transférer les différentes données captées directement dans le logiciel et ainsi créer un modèle 3D en éléments finis pouvant nous indiquer, selon la fréquence, la résonance du crâne.

Figure 1. Modèle en éléments finis d'une tête testée



La création d'un modèle complet intégré nécessite l'interprétation et la mise en commun d'une grande quantité de têtes. Ce n'était pas l'objectif de l'étude décrite ici. Par contre, dans le cadre du travail de cette maîtrise, les étapes de modélisation de têtes individuelles ont fait partie intégrante du travail effectué et c'est pour cette raison qu'elles sont intégrées à cette discussion.

Chapitre 5 : Conclusion

L'audition, la surdité, la compréhension de leurs mécanismes et le développement de nouveaux traitements reste à ce jour un sujet perpétuel de recherche. Le vieillissement de la population représente un défi déjà à nos portes et la population souffrant de problèmes d'audition ne fera qu'augmenter dans les prochaines années.

Ce travail de maîtrise a permis l'intégration de différentes technologies dans la compréhension des mécanismes de la conduction osseuse acoustique transcrânienne. Nous avons analysé le crâne comme unité de résonance répondant à des implants utilisés en pratique courante. Nous avons pu démontrer les chemins optimaux de transmission du son d'un côté à l'autre du crâne ainsi qu'à la cochlée ipsi et contralatérale. Nos objectifs ont donc été atteints.

Les avancées technologiques croissent de façon exponentielle et la place des modèles en éléments finis en médecine se définit de mieux en mieux. Nos données soulignent l'importance de la morphologie unique du crâne sur la transmission des ondes et pourront éventuellement servir à l'élaboration d'un modèle prédictif de la conduction osseuse individuelle. Ce sera un autre pas vers la médecine personnalisée pour le patient.

Bibliographie

1. Karpa MJ, Bs C, Gopinath B, et al. Associations Between Hearing Impairment and Mortality Risk in Older Persons : The Blue Mountains Hearing Study. *Ann Epidemiol.* 2010;20(6):23-25. doi:10.1016/j.annepidem.2010.03.011.
2. Nordmann AS, Bohne BA, Harding GW. Histopathological differences between temporary and permanent threshold shift. *Hear Res.* 1999;139(February):13-30.
3. NCOA. The national council on the aging.pdf. 1999.
4. Keidser G, Seeto M, Rudner M, et al. On the relationship between functional hearing and depression. *Int J Audiol.* 2015;54(July):653-664. doi:10.3109/14992027.2015.1046503.
5. Kahana Y, Nelson PA. Numerical modelling of the spatial acoustic response of the human pinna. *J Sound Vib.* 2006;292:148-178. doi:10.1016/j.jsv.2005.07.048.
6. Ballachanda BB. Theoretical and Applied External Ear Acoustics. *J Am Acad Audiol.* 1997;8:411-420.
7. Merchant S, Ravicz M, Voss S, Peake W, Rosowski J. Toynebee Memorial Lecture 1997. Middle ear mechanics in normal, diseased and reconstructed ears. *J Laryngol Otol.* 1998;112(8):715-731.
8. Chandler JR. Partial occlusion of the external auditory meatus : its effect upon air and bone conduction acuity. *Laryngoscope.* 1964;74:22-54.
9. Aberi KOS, Akahashi YOT, Gnor ROE, Arahbod HAF, Azer JAM. Detection of Large Interaural Delays and Its Implication for Models of Binaural Interaction. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2001;3:80-88. doi:10.1007/s101620020006.

10. Peake WT, Rosowski JJ. Impedance matching, optimum velocity, and ideal middle ears. *Hear Res.* 1991;53:1-6.
11. Cutnell JD, Johnson KW. *Physics*. 4th editio. New York: Wiley; 1998.
12. Flint PW, Haughey BH, Lund VJ, et al. *Cummings Otolaryngology Head and Neck Surgery*. 6th editio. Philadelphia: Elsevier Inc; 2015.
13. Survey NH and NE. *National Health and Nutrition Examination Survey AUDIOMETRY PROCEDURES*.; 2003.
14. Yueh B, Shapiro N, MacLean CH, Shekelle PG. Screening and Management of Adult Hearing Loss in Primary Care. *J Am Med Assoc.* 2003;289(15):1976-1985.
15. McCormack A, Fortnum H, McCormack A, Fortnum H. Why do people fitted with hearing aids not wear them ? *Int J Audiol.* 2013;52(5):360-368.
doi:10.3109/14992027.2013.769066.
16. Vincent R, Sperling NM, Oates J, Jindal M. Surgical Findings and Long-Term Hearing Results in 3 , 050 Stapedotomies for Primary Otosclerosis : A Prospective Study with the Otology-Neurotology Database. *Otol Neurotol.* 2006;27(8):25-47.
17. Kiefer J, Arnold W, Staudenmaier R. Round window stimulation with an implantable hearing aid (Soundbridge) combined with autogenous reconstruction of the auricle - a new approach. *ORL J oto-rhino-laryngology its Relat Spec.* 2006;68(6):378-385.

18. Colletti V, Soli SD, Carner M, et al. Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window. *Int J Audiol.* 2009;45(10):600-608. doi:10.1080/14992020600840903.
19. Tysome J, Moorthy R, Lee A, Jiang D, O'Connor A. Systematic review of middle ear implants: do they improve hearing as much as conventional hearing aids? *Otol Neurotol.* 2010;31(9):1369-1375.
20. Klein K, Nardelli A, Stafinski T. A systematic review of the safety and effectiveness of fully implantable middle ear hearing devices: the carina and esteem systems. *Otol Neurotol.* 2012;33(6):916-921.
21. Snik AFM, Mylanus EAM, Proops DW, et al. Consensus Statements on the BAHA System : Where Do We Stand at Present ? *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2005;114(12):1-12.
22. Holgers K, Tjellström A, Bjursten L, Erlandsson B. Soft tissue reactions around percutaneous implants: a clinical study of soft tissue conditions around skin-penetrating titanium implants for bone-anchored hearing aids. *Am J Otol.* 1988;9(1):56-59.
23. Johnson JT, Rosen CA. *Bailey's Head and Neck Surgery Otolaryngology.* 5th editio. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
24. Bohn DA. Environmental Effects on the Speed of Sound. *J Audio Eng Soc.* 1988;36(4):223-231.

25. Mathieu V, Chappard C, Vayron R, Michel A, Haïat G. Radial anatomic variation of ultrasonic velocity in human cortical bone. *Ultrasound Med Biol*. 2013. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.005.
26. Reddy J. *An Introduction to the Finite Element Method*. 3rd editio. McGraw Hill; 2007.
27. Henry P, Letowski TR. *Bone Conduction: Anatomy, Physiology, and Communication*. 2007.
28. Hood JD. The principles and practices of bone conduction audiometry. *Laryngoscope*. 1960;70:1211-1228.
29. Khalil T, Viano D. Experimental analysis of the vibrational characteristics of the human skull. *J Sound Vib*. 1979;63(3):351-376.
30. Khanna SM, Tonndorf J, Queller JE. Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *J Acoust Soc Am*. 1976;60(1):139-154.
31. Tjellström A, Håkansson B, Lindström J, et al. Analysis of the mechanical impedance of bone-anchored hearing aids. *Acta Otolaryngol*. 1980;89(1-2):85-92.
32. Håkansson B, Lidén G, Tjellström A, et al. Ten years of experience with the Swedish bone-anchored hearing system. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 1990;October(151):1-16.
33. Hakansson B, Brandt A, Carlsson P, Tjellström A. Resonance frequencies of the human skull in vivo. *J Acoust Soc Am*. 1994;95(3):1474-1481.

34. Sohmer H, Freeman S, Geal-Dor M, Adelman C, Savion I. Bone conduction experiments in humans - a fluid pathway from bone to ear. *Hear Res.* 2000;146:81-88.
35. Tchumatchenko T, Reichenbach T. A cochlear-bone wave can yield a hearing sensation as well as otoacoustic emission. *Nat Commun.* 2014;5. doi:10.1038/ncomms5160.
36. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Protheses: I. Experimental Studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
37. Tjellström A, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark P. Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids. *Am J Otolaryngol.* 1981;2(4):304-310.
38. Lustig LR, Arts HA, Brackmann DE, et al. Hearing rehabilitation using the BAHA bone-anchored hearing aid: results in 40 patients. *Otol Neurotol.* 2001;22(3):328-334.
39. Kiringoda R, Lustig L. A meta-analysis of the complications associated with osseointegrated hearing aids. *Otol Neurotol.* 2013;34(5):790-794.
40. JK Niparko, Cox K, Lustig L. Comparison of the bone anchored hearing aid implantable hearing device with contralateral routing of offside signal amplification in the rehabilitation of unilateral deafness. *Otol Neurotol.* 2003;24(1):73-78.
41. Hrennikoff A. Solution of problems of elasticity by the framework method. *J Appl Mech.* 1941;8(4):169-175.

42. Courant R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Bull Am Math Soc*. 1943;49:1-23.
43. Koike T, Wada H, Kobayashi T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. doi:10.1121/1.1451073.
44. Gan RZ, Feng B, Sun Q. Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission. *Ann Biomed Eng*. 2004;32(6):847-859.
45. Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, Peake WT. Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. II. A simple model. doi:10.1121/1.1394196.
46. Gan RZ, Cheng T, Dai C, Yang F, Wood MW. Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane. doi:10.1121/1.3129129.
47. Ng M, Jackler R. Early history of tuning-fork tests. *Am J Otol*. 1993;14(1):100-105.
48. Stenfelt S. Acoustic and Physiologic Aspects of Bone Conduction Hearing. *Adv Otorhinolaryngol*. 2011;71:10-21.
49. Stenfelt S, Hå B, Tjellströ A. Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro. *Ts RDF*.
50. Weston PB, Gengel RW, Hirsh IJ. Effects of vibrator types and their placement on bone-conduction threshold measurements. *J Acoust Soc Am*. 1967. doi:10.1121/1.1910408.
51. Terhardt E. Calculating virtual pitch. *Hear Res*. 1979;1(2):155-182.
52. Williams LJ, Abdi H. Tukey's honestly significant difference (HSD) test. In: *Encyclopedia of Research Design*. Sage; 2010:1-5.

53. Pavlovic C V. Band importance functions for audiological applications. *Ear Hear.* 1994;15(1):100-104. doi:10.1097/00003446-199402000-00012.
54. Dobrev I, Stenfelt S, Rösli C, et al. Influence of stimulation position on the sensitivity for bone conduction hearing aids without skin penetration. *Int J Audiol.* 2016;2027(August):1-8. doi:10.3109/14992027.2016.1172120.
55. Onchi Y. The blocked bone conduction test for differential diagnosis. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1954;63(1):81-96.
56. Mcknight CL, Doman DA, Brown JA, Bance M, Adamson RBA. Direct measurement of the wavelength of sound waves in the human skull. 66:136-145. doi:10.1121/1.4768801.
57. Fedorov A, Beichel R, Kalphaty-Cramer J, et al. 3D slicers as an image computing platform for thw quantitative imaging network. *Magn Reson Imaging.* 2012;30(9):1323-1341. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001.3D.

