

UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2020

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Étude pilote : utilisation d'un nouveau logiciel de reconstruction
tridimensionnelle de cochlée implantée, NAUTILUS**

Présentée et soutenue publiquement le 13 octobre 2020 à 18h00
au Pôle Recherche

Par Cyril BECK

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Monsieur le Docteur Michaël RISOUD

Directeur de Thèse :

Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

AVERTISSEMENT

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les Thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

C : Coulombs

CAP : Categories of Auditory Performance

CCE : Cellules Ciliées Externes

CCI : Cellules Ciliées Internes

CNIL : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

dB : déciBel

dB HL : déciBel Hearing Level (pondéré sur la courbe d'isophonie 0 phone)

dB SPL : déciBel Sound Pressure Level (décibel physique, non pondéré)

eCAP : evoked Compound Action Potential

EAT : Épreuve Audiométrique Tonale

EAV : Épreuve Audiométrique Vocale

EDR : Electric Dynamic Range

Hz : Hertz

IDR : Input Dynamic Range (dynamique d'entrée)

IMR : Instantaneous Mapping Range

mA : milli Ampère

NRT : Neural Response Telemetry

PACS : Picture Archiving and Communication System

RSB : Rapport Signal sur Bruit

SA : Stimulation Amplitude

SD : Stimulation duration

STM : Seuil Tonal Moyen

VRB : Vocale Rapide dans le Bruit

TABLE DES MATIERES

RÉSUMÉ	- 1 -
INTRODUCTION	- 1 -
I. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DE L'AUDITION	- 2 -
A. <i>PRINCIPES GENERAUX</i>	- 2 -
B. <i>LA COCHLEE</i>	- 3 -
C. <i>NERF COCHLEAIRE ET VOIES AUDITIVES CENTRALES</i>	- 5 -
II. L'IMPLANT COCHLEAIRE	- 5 -
A. <i>HISTORIQUE DE L'IMPLANT COCHLEAIRE</i>	- 6 -
B. <i>FONCTIONNEMENT DE L'IMPLANT COCHLEAIRE</i>	- 7 -
C. <i>REGLAGES DE L'IMPLANT COCHLEAIRE</i>	- 10 -
III. FACTEURS INFLUENCANT LES RESULTATS POST-IMPLANTATOIRES -	12 -
A. <i>FACTEURS LIES AU PATIENT</i>	- 12 -
B. <i>FACTEURS LIES A L'IMPLANT COCHLEAIRE ET A LA CHIRURGIE</i>	- 14 -
C. <i>FACTEURS LIES AUX REGLAGES</i>	- 18 -
IV. ETUDE DU POSITIONNEMENT DE L'IMPLANT COCHLEAIRE	- 21 -
V. OBJECTIFS	- 24 -
MATERIELS ET METHODES	- 26 -
I. ETUDE.....	- 26 -
II. AUTORISATIONS ET CONFIDENTIALITE	- 26 -

III. POPULATION.....	- 27 -
IV. RECUEIL DE DONNEES	- 28 -
A. <i>DONNEES BIOGRAPHIQUES</i>	- 28 -
B. <i>DONNEES CHIRURGICALES</i>	- 28 -
C. <i>DONNEES AUDIOMETRIQUES ET ORTHOPHONIQUES</i>	- 28 -
D. <i>DONNEES DE REGLAGE DE L'IMPLANT COCHLEAIRE</i>	- 31 -
E. <i>DONNEES D'IMAGERIE</i>	- 31 -
V. ANALYSE STATISTIQUE	- 34 -
RESULTATS	- 35 -
I. PATIENTS INCLUS	- 35 -
II. NAUTILUS	- 36 -
III. DONNEES DESCRIPTIVES	- 38 -
A. <i>POPULATION</i>	- 38 -
B. <i>DONNEES AUDIOMETRIQUES ET ORTHOPHONIQUES</i>	- 39 -
C. <i>DONNEES CHIRURGICALES ET DE L'IMPLANT COCHLEAIRE</i>	- 42 -
D. <i>DONNEES ANATOMIQUES ET ELECTROPHYSIOLOGIQUES</i>	- 43 -
IV. DONNEES STATISTIQUES	- 46 -
A. <i>RESULTATS AUDIOMETRIQUES EN FONCTION DU TRAUMATISME IMPLANTATOIRE</i>	- 46 -
B. <i>FACTEURS FAVORISANT LE TRAUMATISME</i>	- 50 -
C. <i>FACTEURS INFLUANT SUR LES RESULTATS AUDIOMETRIQUES</i>	- 51 -
D. <i>CHARGE DES ÉLECTRODES ET REPARTITION FREQUENTIELLE</i>	- 52 -
V. CAS CLINIQUES D'UTILISATION DE NAUTILUS.....	- 54 -
A. <i>CRAPPY-PLATINIUM-SLUG</i>	- 54 -
B. <i>SNAZY-SAFFRON-CAPYBARA</i>	- 55 -

<i>C. POKEY-INDIGO-CHICKEN</i>	- 56 -
<i>D. SICKLY-COBALT-DOLPHIN</i>	- 57 -
DISCUSSION	- 59 -
CONCLUSION	- 65 -
BIBLIOGRAPHIE	- 66 -
ANNEXES	- 78 -

RÉSUMÉ

Introduction : L'implantation cochléaire vise à rétablir l'audition chez les patients sourds profonds à sévères mais peut paradoxalement être traumatique et compromettre les résultats. L'objectif principal de ce travail était de prendre en main un nouvel outil de segmentation et de reconstruction tridimensionnelle de cochlée implantée : NAUTILUS. Munis de ce logiciel, nous avons d'emblée tenté de déterminer les données pouvant influencer sur les résultats audiométriques vocaux et de réglage des patients implantés.

Matériels et méthodes : nous avons inclus et récupéré les données biographiques, audiométriques et de réglage des patients majeurs ayant bénéficié de la pose d'implant cochléaire de marque OTICON MEDICAL dans le service d'Otologie et Otoneurologie du CHU de Lille, entre janvier 2014 et décembre 2018. Les patients devaient avoir bénéficié d'imageries scannographiques, avec une bonne résolution, pré et post-opératoires. Les imageries ont été intégrées dans NAUTILUS (v0.2) pour l'interprétation des données anatomiques de la cochlée implantée.

Résultats : Sur les 28 implantations retenues, 5 reconstructions cochléaires n'étaient pas interprétables et 16 (57 %) étaient bonnes à parfaites. Pour les 23 implants restants, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative pour les résultats audiométriques vocaux en fonction du traumatisme cochléaire. Nous avons mis en avant une corrélation significative entre la distance modiolus-électrode et la charge électrique de l'électrode, déterminée lors des réglages, pour les processeurs « Neuro » (Pearson $r=0,186$, $p=0,014$).

Conclusion : L'utilisation d'outils de segmentation de cochlée implantée permet l'étude du comportement de l'implant in vivo, et de déterminer les facteurs anatomiques pouvant influencer sur les résultats audiométriques. Cette première utilisation de NAUTILUS a permis d'apprendre à utiliser le logiciel et à orienter les axes d'optimisation, la limite principale étant la résolution des imageries pré-opératoires et la disponibilité des imageries.

INTRODUCTION

I. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DE L'AUDITION

A. PRINCIPES GENERAUX

L'audition fait appel à de nombreuses structures anatomiques (1). La fonction de l'oreille est de transformer une onde mécanique en une impulsion électrique qui sera véhiculée depuis les fibres nerveuses cochléaires jusqu'aux voies centrales de l'audition. Ces ondes correspondent à des variations de pression de l'air. On les mesure par leur amplitude en Décibel (dB) et par leur fréquence en Hertz (Hz) (2).

L'oreille est segmentée en trois parties : l'oreille externe, moyenne et interne (figure 1) (3).

L'oreille externe a un rôle de protection des autres composants de l'oreille. Elle amplifie les ondes sonores et aide à leur localisation. Elle est composée du pavillon de l'oreille et du conduit auditif externe, cartilagineux et osseux.

L'oreille moyenne est un coupleur d'impédance : elle permet la transmission des ondes sonores entre le milieu aérien de la caisse du tympan et le milieu liquidien de l'oreille interne. Pour la fonction auditive, elle est composée du tympan (membrane composée de 3 couches) et de la caisse du tympan avec sa chaîne ossiculaire (marteau, enclume, étrier). C'est l'étrier, via la fenêtre ovale, qui va s'articuler avec l'oreille interne. La deuxième communication avec l'oreille interne que constitue la fenêtre ronde va être la voie d'abord de référence pour l'implantation cochléaire.

L'oreille interne va avoir une double fonction. Le labyrinthe postérieur va renseigner sur la position et la vitesse de déplacement de la tête dans l'espace et coder les ondes

sonores inférieures à 20 Hz via le vestibule. Le labyrinthe antérieur, la cochlée, va prendre en charge le codage des ondes sonores de 20 à 20000 Hz.

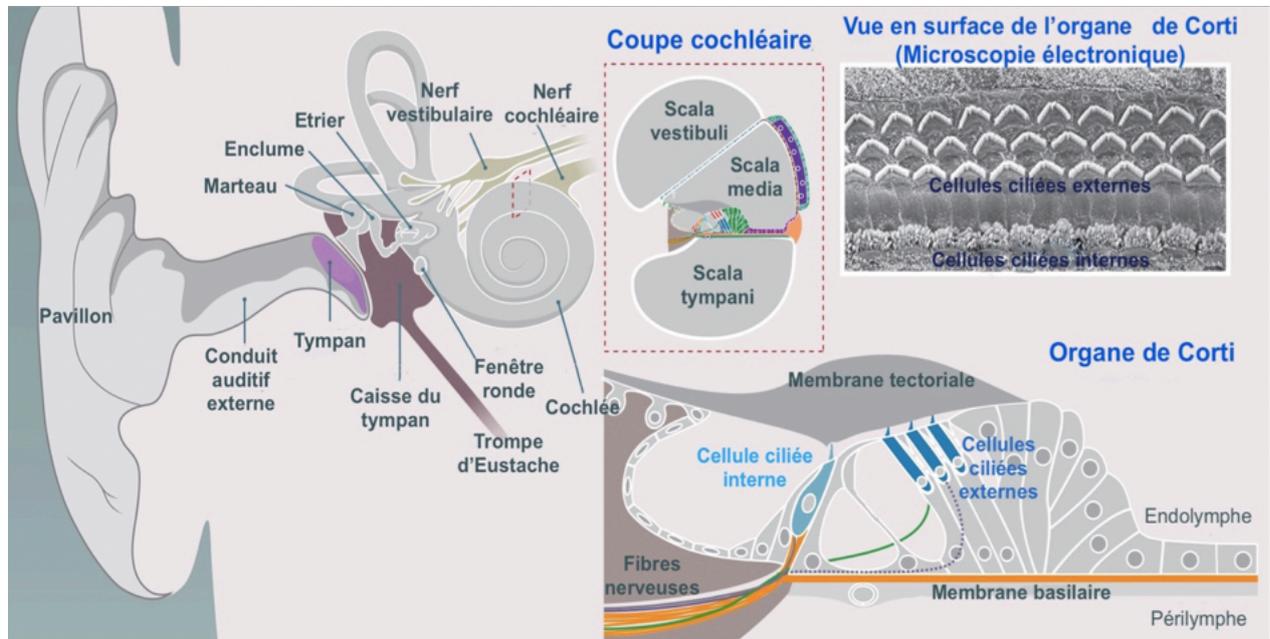


Figure 1 : Anatomie de l'audition (3) (traduction française)

Le canal cochléaire (scala media) est rempli d'endolymphe. Il est entouré par les rampes vestibulaire (scala vestibuli) et tympanique (scala tympani) qui sont remplies de périlymphe. L'organe de Corti repose sur la membrane basilaire et est responsable de l'amplification du signal sonore (cellules ciliées externe) et de la transduction mécano-électrique du son (cellules ciliées internes).

B. LA COCHLEE

La cochlée, organe neurosensoriel paire de l'audition, est composée de 3 rampes. L'organe de Corti, siège de la transduction mécano-électrique du son (4), baigne dans l'endolymphe, au sein du canal cochléaire. Ce dernier est entouré de la rampe vestibulaire, répondant à la fenêtre ovale, et de la rampe tympanique, qui elle répond à la fenêtre ronde. Ces 2 espaces se réunissent à l'apex de la cochlée, l'hélicotrème, et sont remplies de périlymphe.

Les cellules ciliées externes (CCE) et internes (CCI), contenues dans le canal cochléaire, vont permettre la transformation de l'information sonore vibratoire en

information électrique : c'est la transduction mécano-électrique du son.

Ces cellules sont limitées en nombre (3500 pour les CCI et 12500 pour les CCE) et sont sensibles à différents traumatismes, sans capacité de régénération. Les CCE vont se contracter suite à la vibration de la membrane basilaire. Cette contraction va permettre d'amplifier la vibration et entraîner l'activation d'un potentiel d'action des CCI vers le ganglion spiral (noyaux des cellules nerveuses du nerf cochléaire).

La cochlée va permettre le codage spatial de l'onde sonore : sa fréquence. Chaque région de la cochlée va être spécialisée pour un spectre sonore. C'est la tonotopie cochléaire (figure 2) (5,6). C'est la membrane basilaire qui va jouer un rôle de filtre mécanique selon sa résistance, différente sur toute sa longueur : les ondes sonores de fréquence aigue vont déformer la membrane basilaire et activer la transduction mécano-électrique à la base de la cochlée ; les fréquences graves le feront à l'apex. Cette répartition fréquentielle se poursuit tout au long des différents étages du système nerveux auditif.

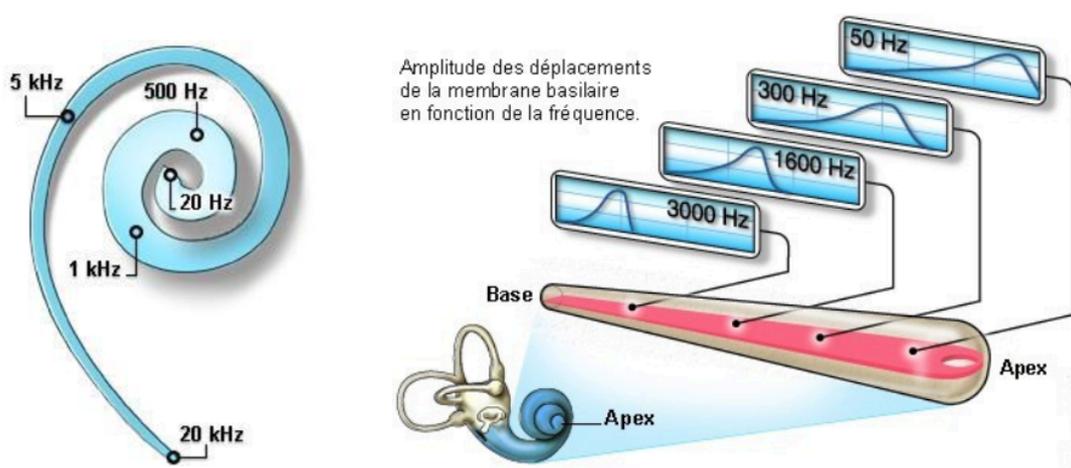


Figure 2 : Tonotopie cochléaire (6)

Le codage spatial de l'onde sonore (sa fréquence) est assuré par différents secteurs de la cochlée : les fréquences hautes (aigues) à la base et les fréquences basses (graves) à l'apex.

La cochlée va également réaliser le codage temporel de l'onde sonore, complétant le codage spatial pour les basses fréquences et basé sur le calage de phase. Les potentiels d'action des neurones des noyaux cochléaires vont être synchronisés sur la période de l'onde sonore.

L'intensité sonore va également être retransmise par la cochlée. La dynamique d'intensité va être exprimée par l'association de décharge de différentes fibres nerveuses d'une région cochléaire donnée. C'est la taille et le type de la population neuronale activée qui va permettre de coder l'intensité.

C. NERF COCHLEAIRE ET VOIES AUDITIVES CENTRALES

Le nerf cochléaire est composé d'environ 35 000 neurones également organisés de façon tonotopique. Il rejoint le tronc cérébral au niveau du sillon bulbo-pontique puis fait synapse au niveau des noyaux cochléaires ipsilatéraux.

Il existe ensuite plusieurs chemins dont deux principaux avec différents relais : les voies auditives primaires jusqu'au cortex auditif, et secondaires (via la voie réticulaire ascendante, relayant toutes les informations sensorielles) jusqu'au cortex polysensoriel.

II. L'IMPLANT COCHLEAIRE

L'implant cochléaire est un dispositif médical implantable permettant de pallier la surdité. Il s'agit de la seule neuroprothèse remplaçant un sens, utilisée en pratique courante. Sa mise en place est indiquée dans la surdité de perception sévère à

profonde avec un gain prothétique insuffisant. La Haute Autorité de Santé (HAS) valide l'indication d'implantation cochléaire chez l'adulte si le seuil de discrimination est inférieur à 50% en audiométrie vocale avec liste de Fournier, en champ libre, à 60 dB HL et avec des prothèses auditives bien adaptées. Les surdités fluctuantes entraînant un retentissement majeur sur la communication peuvent également être traitées par la mise en place d'un implant (7).

A. HISTORIQUE DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

Les premiers implant cochléaires ne possédaient qu'une seule électrode. La primeur en revient aux français A. Djurno et C. Eyriès en 1957 (8). Les résultats étaient évidemment loin de ceux qui peuvent être atteints aujourd'hui, avec l'absence de compréhension de la parole, mais l'idée et surtout la faisabilité de l'excitation électrique directe du nerf auditif chez l'homme étaient introduites. C'est W. House, en Californie, qui va poursuivre le travail en implantant une série de patients, toujours avec une seule électrode, mais avec un modèle plus stable, commercialisé dès 1972. Les premiers implants multi-électrodes ont été implanté dans le modiolus du chat par F.B. Simmons au milieu des années 60. Il a pu démontrer la possibilité de discrimination cérébrale en fonction de la stimulation de différents contingents du nerf cochléaire (9,10). En France, C.H. Chouard et P. Mac Leod publient les premiers résultats d'un implant cochléaire avec 8 canaux chez l'humain dans les années 70 (11). La mise au point d'implants cochléaires multi-électrodes efficaces et ergonomiques par différentes équipes, a longtemps été limitée par un brevet (12). La suite de l'histoire est portée par plusieurs pays avec leurs marques respectives (noms des marques actuelles) : OTICON MEDICAL pour la France (anciennement MXM-NEURELEC), MED-EL pour l'Autriche, ADVANCED BIONICS (AB) aux États-

Unis et COCHLEAR en Australie.

B. FONCTIONNEMENT DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

L'implant cochléaire peut être divisé en deux parties (figure 3) (13). La partie externe comprend des microphones et un processeur vocal qui a pour but de transformer les signaux sonores en signaux électriques. La partie interne, implantable, comprend un processeur interne, sous la peau, un porte-électrode inséré dans la cochlée et éventuellement une électrode de masse enfouie sous le muscle. La jonction entre les deux parties est réalisée par une antenne émettrice et une antenne réceptrice reliées par un aimant.

L'implant cochléaire va permettre de remplacer la fonction de transduction mécano-électrique de l'organe de Corti en apportant directement un stimulus électrique au ganglion spiral. Grâce à ses électrodes multiples espacées dans la rampe tympanique, l'implant va pouvoir stimuler les fibres nerveuses cochléaires en fonction de la fréquence de l'onde sonore stimulante pour se coller à la carte tonotopique de la cochlée (14).

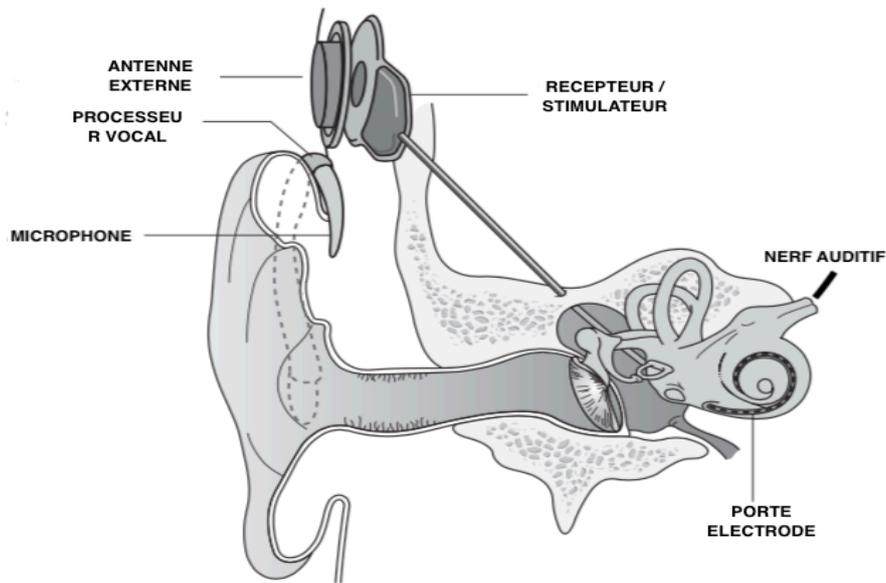


Figure 3 : implant cochléaire (13)

Le son est capté par plusieurs microphones et transformé en signal électrique par un processeur vocal. Ce signal est ensuite transmis à un récepteur sous cutané puis acheminé vers la cochlée par des électrodes contenues dans un porte-électrode. Le nerf auditif est stimulé et l'information est envoyée au système central.

Le signal acoustique est enregistré par les microphones puis va être amplifié et traité par une banque de filtre pour décomposer le signal en plusieurs parties qui seront réparties sur les électrodes disponibles. L'énergie à distribuer dans chaque bande est évaluée grâce à un détecteur d'enveloppe. La dynamique électrique de sortie aux seuils déterminés lors du réglage est ensuite ajustée.

A partir de ces données, le processeur vocal génère des impulsions électriques pour chaque bande fréquence utilisée. Ces impulsions sont distribuées aux différentes électrodes correspondantes pour mimer la tonotopie cochléaire (figure 4) (15).

La dynamique acoustique (environ 120 dB SPL) doit être compressée dans la gamme de la dynamique électrique. En fonction des modèles d'implant cochléaire, il est possible de moduler l'IMR (instantaneous mapping range), échantillon de l'IDR

(input dynamic range ; dynamique d'entrée acoustique), qui va être compressé pour intégrer l'EDR (electric dynamic range) : seule une partie déterminée de la dynamique d'entrée acoustique captée par les microphones, va être comprimée et convertie en message électrique.

Différentes stratégies de codage existent selon les marques d'implant et les générations de processeurs. La stimulation séquentielle peut être choisie pour diminuer les interactions entre les électrodes : les électrodes utilisées sont espacées par des électrodes laissées au repos pour ne pas recouvrir la même bande fréquentielle de la cochlée. La stratégie « n / m » permet la stimulation d'un nombre limité d'électrodes prédéfini (« n ») lors du réglage pour diminuer la consommation énergétique en n'activant que les électrodes dont les bandes de fréquence contiennent le plus d'information. La stimulation nerveuse est généralement réalisée en pulses biphasiques équivalents pour éviter les phénomènes de polarisation électrolytiques qui pourraient diffuser le signal via les fluides de la cochlée (15).

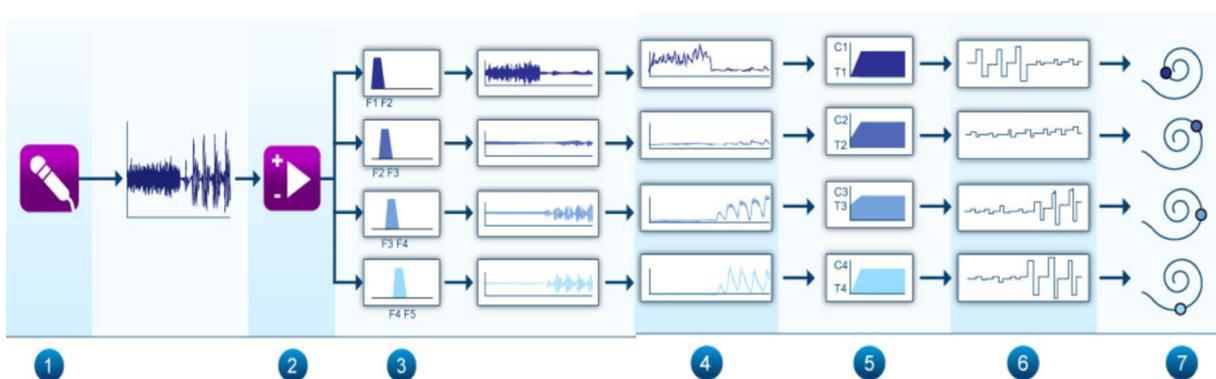


Figure 4 : traitement du signal acoustique par l'implant cochléaire (15)

Le signal sonore (1) est capté par les microphones puis amplifié (2) et traité par une banque de filtres (3). Le détecteur d'enveloppe (4) détecte l'énergie à distribuer entre chaque bande. Le bloc d'adaptation (5) adapte la dynamique électrique. Les impulsions électriques (6) sont envoyées à la cochlée selon une distribution tonotopique (7).

C. REGLAGES DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

Les réglages de l'implant cochléaire vont permettre d'adapter le système de stimulation aux spécificités anatomiques et électrophysiologiques du patient.

Dans le service d'Otologie et Otoneurologie du CHU de Lille, les réglages ont lieu tous les semestres pour les adultes et tous les trimestres pour les enfants. La première année est marquée par l'activation à 1 mois et par des réglages à 3, 6, 9 et 12 mois de l'implantation.

Nous allons détailler les étapes de réglage des implants OTICON MEDICAL à l'aide du logiciel Genie Medical IC pour les processeurs Neuro (16). Les étapes principales sont les réglages de la dynamique électrique et du spectre fréquentiel.

Après connexion du processeur, la première étape consiste en une mesure de l'impédance de chaque électrode. L'impédance correspond à la résistance électrique du tissu humain à la stimulation d'une électrode donnée. Les électrodes en court-circuit ou en circuit ouvert devraient, d'après les recommandations, être désactivées. D'autres mesures sont possibles mais non réalisées en pratique courante. Les potentiels d'action composite électrique (eCAP en anglo-saxon) du nerf auditif permettent d'évaluer la réponse neuronale à la stimulation électrique de l'implant. Le porte-électrode est alors utilisé comme émetteur et récepteur du potentiel électrique : une impulsion est envoyée via une électrode, va cheminer via les fibres du nerf cochléaire et être finalement réceptionnée par une seconde électrode distante de la première. Ces mesures sont généralement utilisées en fin d'intervention chirurgicale pour évaluer le bon positionnement intra-cochléaire et le bon couplage électrophysiologique de l'implant. La mesure du réflexe stapédien (réflexe musculaire bloquant la chaîne ossiculaire en cas de stimulation sonore trop forte) est également

possible et peut servir en per-opératoire pour observer la contraction du muscle stapédien sous microscope afin de vérifier le bon positionnement de l'implant en intra-cochléaire.

Vient ensuite le réglage. L'étape principale consiste à la recherche des seuils psycho-acoustiques T (pour threshold (seuil en anglo-saxon)), seuil minimal pour lequel un son est entendu) et C (pour confort, seuil maximum n'entraînant pas de sensation sonore désagréable). Chez OTICON MEDICAL, les seuils T et C permettent de définir la durée du stimuli électrique et sont exprimés en durée de stimulation « SD » (1 SD correspond à 1 μ s). L'intensité de stimulation peut également être déterminée avec une valeur fixe pour l'ensemble du faisceau d'électrodes. Elle est exprimée en amplitude de stimulation « SA » (45 SA correspondent à 1 mA). L'intervalle entre les seuils T et C correspond à la dynamique électrique (EDR : Electric Dynamic Range en anglo-saxon) et sera exprimée en coulombs (C).

En fonction des marques, la détermination des seuils T et C pourra plutôt agir sur le voltage ou sur la durée d'application du courant pour déterminer l'intensité de stimulation des fibres nerveuses en regard de l'électrode.

La répartition fréquentielle peut être ajustée manuellement ou automatiquement pour se rapprocher de la tonotopie cochléaire. Il existe 64 bandes fréquentielles de 125 Hz chacune allant de 187,5 à 7937,5 Hz, à répartir sur le nombre d'électrodes activées.

Lors du réglage, la directivité des microphones, un filtre pour éliminer les bruits stationnaires, et un système de compression de l'intensité sonore peuvent également

être réglés. Le nombre d'électrodes à activer (stratégie n / m) peut également être ajusté pour s'adapter aux fonctions cognitives du patient (plus le nombre d'électrodes activées est important, plus le traitement de l'information se complexifie). La cadence de stimulation peut également être modifiée.

Sur ces modèles d'implant, l'IMR est prédéfinie et ne peut être modulée.

Les réglages sont enregistrés dans une « map » et intégrés au processeur. Jusqu'à 4 « maps » peuvent être enregistrées pour permettre au patient de s'adapter à différents milieux sonores.

III. FACTEURS INFLUENCANT LES RESULTATS POST-IMPLANTATOIRES

L'implant cochléaire permet d'améliorer la qualité de vie du patient en société et de rétablir la fonction d'alerte qu'est l'audition (17). Cependant les résultats sont très variables et de nombreuses études ont tenté d'identifier les facteurs pouvant faire varier les performances audiométriques du patient implanté.

A. FACTEURS LIES AU PATIENT

Des facteurs démographiques, bibliographiques et audiolgiques ont été mis en avant pour expliquer les variabilités entre les patients. Blamey et al. avec une base de donnée réactualisée en 2011 (18) ont montré que la durée de surdité sévère à profonde, l'âge au moment de l'implantation (plus de 70 ans) et au l'âge lors de l'installation de la surdité sont des facteurs influençant les résultats de façon négative.

A un niveau moindre, l'étiologie influencerait également avec de meilleurs résultats pour les causes génétiques, la surdité brusque, la maladie de Ménière et des résultats moins bons pour les neuropathies auditives et les neurinomes de l'acoustique. On note cependant que les résultats sont moins marquants que dans l'étude de 1996 avec une diminution de l'importance des corrélations, tout en restant significatifs.

Parmi ces constatations, le critère le plus admis reste la durée de la privation sonore avant traitement (19). Les autres facteurs ont été nettement remis en cause.

La fonction cochléaire restante et donc l'audition résiduelle restent également des facteurs importants d'amélioration des résultats avec implants (20,21). La nécessité d'une implantation atraumatique pour ne pas léser les structures fonctionnelles n'en est que plus forte.

Parmi les nombreux éléments influençant les résultats qui se dégagent de leur étude prospective, Holden et al. mettent en évidence une corrélation significative entre les capacités cognitives du patient et l'intelligibilité post opératoire. L'éducation est également un facteur confondant (19).

L'évolution de la plasticité cérébrale (22,23) joue un rôle évident même si son fonctionnement n'est pas encore élucidée, notamment pour les sourds post-linguaux.

Les données de la littérature restent très variables et controversées sur les facteurs patient-dépendants, y compris sur les données liées à l'audition antérieure au traitement. Zhao et al. ont récemment réalisé une méta-analyse publiée dans le JAMA d'où ne ressort aucun facteur suffisamment déterminant pour influencer la décision médicale d'implantation cochléaire (24). Sur les 1095 patients inclus, il n'y avait pas ou peu de corrélations entre les scores audiométriques post-implantatoires et l'âge au

moment de l'implantation, la durée de privation sonore et les scores audiométriques pré-implantatoires.

Les facteurs influençant la qualité de vie du patient implanté restent également à préciser (25).

B. FACTEURS LIES A L'IMPLANT COCHLEAIRE ET A LA CHIRURGIE

Lors de la chirurgie d'implantation cochléaire, les électrodes sont idéalement introduites dans la rampe tympanique après réalisation d'une tympanotomie postérieure. De nombreux facteurs inhérents à l'implant et à la chirurgie peuvent entraîner des traumatismes architecturaux et cellulaires cochléaires et donc éventuellement compromettre les résultats audiométriques du patient implanté.

Ces traumatismes sont liés à la translocation de la rampe tympanique vers la rampe vestibulaire, au mauvais enroulement des électrodes (figure 5) (26) et à la formation de fibrose autour de l'implant qui va augmenter les résistances électriques (27,28). C'est donc essentiellement le bon fonctionnement de l'implant et l'audition résiduelle (29,30) qui peuvent être compromis. Préserver l'audition résiduelle permet l'utilisation d'un système de stimulation auditif bimodal électro-acoustique.

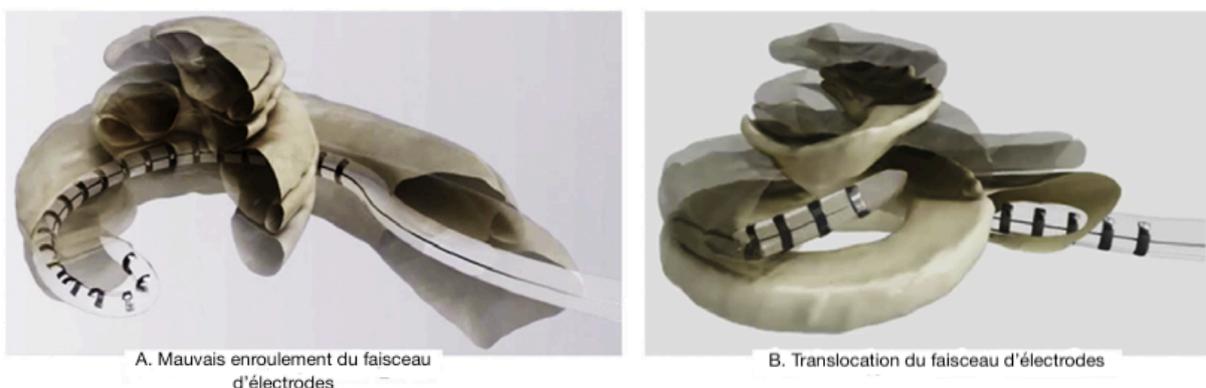


Figure 5 : Traumatismes cochléaires liés à l'insertion de l'implant (26)

- A. *Tip Fold over : mauvais enroulement du faisceau d'électrodes dans la cochlée. Le plus souvent lié à une butée et à un effort de poussée trop important*
- B. *Translocation du faisceau d'électrodes de la rampe tympanique dans la rampe vestibulaire*

La rampe tympanique devrait idéalement être abordée par la fenêtre ronde, éventuellement élargie en cas d'accessibilité réduite. En cas d'inaccessibilité, une cochléostomie peut être réalisée. Des études sur cadavre ont permis de mettre en évidence cette supériorité de la voie d'abord « naturelle » de la cochlée (31,32). Ces données ont été confirmées, notamment par Wanna et al. qui ont démontré que l'abord de la fenêtre ronde, élargie ou non, d'autant plus avec des électrodes de mur latéral, minimisait le risque de translocation et augmentait les performances de l'implant cochléaire (33).

L'angle et la force d'insertion vont être des facteurs importants pour limiter le risque de traumatisme cochléaire (34,35). Il va exister une variabilité inter et intra-individuelle liée à la représentation mentale de l'anatomie cochléaire et donc de l'expérience du chirurgien (36). Cette variabilité peut être réduite par des aides robotisées, afin de déterminer l'angle d'insertion (37), ou même la force d'insertion (38). En cas de nécessité de cochléostomie pour aborder la rampe tympanique, l'expérience chirurgicale sera encore un facteur déterminant (39,40).

Des topiques peuvent également permettre de réaliser une insertion atraumatique pour préserver l'audition résiduelle, limiter le risque de translocation et donc améliorer les résultats audiolinguistiques post-opératoires. L'acide hyaluronique permet de réduire ce potentiel traumatisme en lubrifiant le trajet et permet également de limiter l'entrée de sang ou débris chirurgicaux en intra-cochléaire (41).

L'utilisation de dexaméthasone en topique ou en administration systémique permettrait de réduire le traumatisme lié à l'implantation. Cette utilité a été nettement démontrée dans différents modèles animaux et avec différents modèles de distribution de la

molécule (42), mais également chez l'humain pour la corticothérapie pré et péri-opératoire (43–45).

La profondeur d'insertion peut également favoriser les traumatismes même si elle permettrait d'obtenir de meilleurs résultats audiométriques post-opératoires. O'Connell et al. ont montré à plusieurs reprises que l'angle maximum d'insertion permettait d'augmenter les scores aux test audiométriques vocaux tout en augmentant le risque d'altération de l'audition résiduelle (46,47). Ces données sont débattues et d'autres auteurs comme Boyd et al. avancent que même si un gain prothétique est possible en allant stimuler le ganglion spiral vers l'apex cochléaire pour mieux coller à la tonotopie cochléaire, le risque de dommages lors de l'implantation, et la perte de l'audition résiduelle, n'en sont que plus forts (48).

La variabilité anatomique cochléaire est forcément impliquée dans le comportement des électrodes et justifie l'existence de différents designs d'implant cochléaire. La position des électrodes par rapport au modiolus et la profondeur d'insertion sont nettement dépendantes de l'anatomie cochléaire (49).

Il existe différentes marques d'implant cochléaire avec des modèles variés sur le nombre d'électrodes, sur la rigidité, la longueur et le diamètre du faisceau d'électrode ou encore sur son pré-enroulement. Les processeurs et les modes de stimulation peuvent également être différents.

Un des éléments confondants a été particulièrement étudié : la distance des électrodes au modiolus. La souplesse de l'électrode peut être un facteur confondant pour la préservation de l'audition résiduelle (50), mais doit être prise en compte pour la technique d'insertion.

Certains constructeurs proposent des porte-électrodes pré-enroulés afin d'être situé au plus proche du modiolus et des fibres nerveuses du ganglion spiral. Ces implants péri-modiolaires ont pour but de faciliter la diffusion de l'influx électrique, de le préciser pour se rapprocher au plus de la tonotopie cochléaire et d'augmenter la dynamique de stimulation tout en réduisant les seuils de détection (51–53). Les travaux de Shepherd et al. Sur le chat sont à l'origine du développement de ces formes de porte-électrode (54). Holden et al. ont montré des améliorations significatives de l'audiométrie vocale dans le silence avec ce type d'implant (19)..

A mettre en opposition, on retrouve les électrodes de mur latéral qui vont s'enrouler dans la partie externe de la cochlée, plus à distance du modiolus. Wanna et al. ont mis en évidence que les implants de mur latéral étaient significativement moins à risque de translocation que les implants péri-modiolaire (89 % d'insertion complète dans la rampe tympanique contre 58 %) (33). Ces données ont été confirmées par d'autres auteurs et Dhanasingh et al. vont même plus loin dans leur revue de la littérature en concluant que les électrodes péri-modiolaire pré-enroulées devraient devenir obsolètes devant le taux de translocation beaucoup plus important qu'avec les électrodes de mur latéral et l'importance du maintien dans la rampe tympanique pour l'amélioration des résultats post-implantatoires (26).

Au final, les deux modèles d'électrodes ont leurs détracteurs et leurs défenseurs. Il convient de sélectionner les indications anatomiques et électrophysiologiques s'appliquant à chaque forme pour optimiser la prise en charge du patient. La préservation d'une audition résiduelle pour permettre une stimulation électro-acoustique nécessitera de minimiser le risque de traumatisme cochléaire et donc de translocation. Il faudra alors plutôt s'orienter vers des électrodes de mur latéral. Il faudrait réserver les électrodes péri-modiolaires aux patients sans audition résiduelle

ne nécessitant qu'une stimulation auditive électrique (53).

Partant de ces données, certains constructeurs proposent désormais un entre deux, des faisceaux d'électrodes occupant le milieu de la rampe tympanique (55).

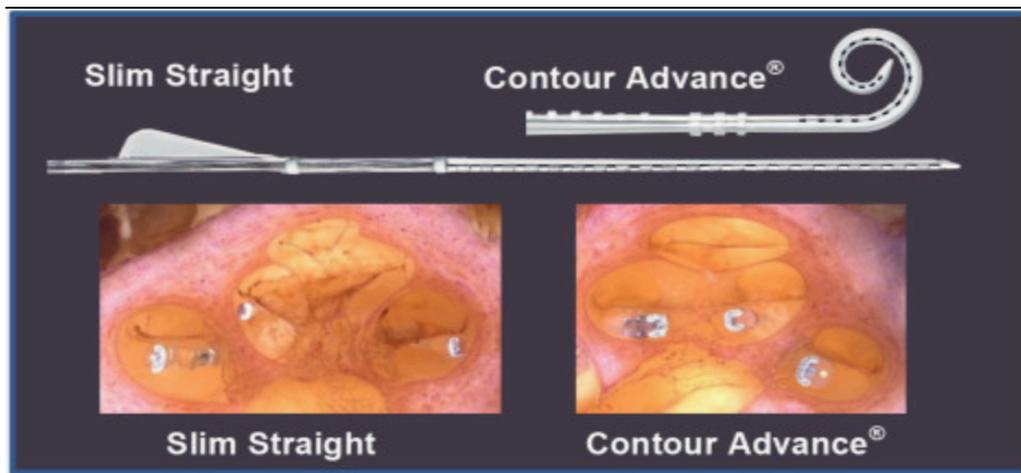


Figure 6 : électrodes de mur latéral et péri-modiolaire du constructeur COCHLEAR

Le porte-électrode Slim Straight correspond aux électrodes de mur latéral et le Contour Advance aux péri-modiulaires pré-enroulées.

Enfin, les auteurs s'accordent concernant la dégradation des résultats auditifs du patient implanté avec une translocation du porte-électrode vers la rampe vestibulaire. C'est d'autant plus marqué pour les porte-électrodes péri-modiolaire (56,57).

C. FACTEURS LIES AUX REGLAGES

Le réglage de l'implant cochléaire est réalisé pour s'adapter à l'électrophysiologie du patient implanté. Avec ses différentes variables adaptables il est partie prenante du bon fonctionnement du système.

Le réglage de la charge électrique délivré par une électrode peut dépendre de

plusieurs facteurs, dont le type d'électrode, la distance de l'électrode aux fibres nerveuses du nerf auditif ou encore de l'interface électro-neurale.

La distance physique de l'électrode au modiolus pourrait jouer un rôle pour déterminer la charge électrique nécessaire pour aller stimuler les fibres nerveuses cochléaires. Davis et al. ont mis en évidence sur une grande cohorte d'implants, une corrélation positive, faible mais significative, entre la distance au modiolus et la charge électrique pour les différents types de porte-électrode regroupés, pour le groupe « péri-modiolaire » mais pas pour le groupe « mur latéral » (58). Cependant, comme récemment reporté par Degen et al., ces résultats restent pour le moment insuffisants pour orienter le réglage de l'implant cochléaire (59).

L'interface électro-neurale va interférer sur la charge électrique nécessaire pour la stimulation nerveuse. Long et al. suggèrent que la survie neuronale joue un rôle majeur pour augmenter les performances de l'implant cochléaire et qu'elle peut être évaluée comme bonne, si la distance entre le modiolus et l'électrode est corrélée aux seuils psycho-acoustiques déterminés lors du réglage (60).

La compression de la dynamique acoustique dans la dynamique électrique est nécessaire et joue un rôle important dans la préservation de l'appréciation de l'intensité du son par le patient implanté. Une diminution de la dynamique acoustique va entraîner plus de difficulté d'appréciation de l'intensité du son et pour la reconnaissance des phonèmes (61). Cependant la dynamique électrique ne serait que faiblement corrélée avec les performances auditives au long cours (62).

Le réglage des seuils T et C est essentiel pour l'utilisation optimale de la dynamique électrique. Un seuil T trop bas pourrait ne pas laisser se transmettre un son de niveau sonore modéré alors qu'un seuil T trop haut pourrait entraîner un bruit d'ambiance

désagréable. Un seuil C mal réglé pourrait altérer les résultats audiométriques (63).

On retrouve généralement une discordance entre la fréquence théorique (en fonction de l'emplacement de l'électrode et de la tonotopie cochléaire) et la bande fréquentielle attribuée lors du réglage de l'implant cochléaire (64). Cet effet est lié aux différents modèles d'implants cochléaires (longueur, nombre d'électrodes) mais aussi à la variabilité anatomique cochléaire. L'effet de cette discordance sur les performances auditives reste incertain (19,65,66). Svirsky et al. rapportent un possible allongement de la durée d'adaptation à l'implant (67).

Canfarotta et al. avancent que cette difficulté peut être contournée avec des porte-électrodes de mur latéral plus longs ou de taille adaptée lorsqu'une audition résiduelle permet une stimulation électro-acoustique (68) et que de cette façon les performances auditives pourraient être améliorées. Le réglage des bandes fréquentielles de chaque électrode au plus proche de la tonotopie cochléaire pourrait améliorer les résultats. Une étude prospective comparant cette méthode de réglage des fréquence avec la méthode habituelle devrait pouvoir orienter cette partie du réglage (69).

Enfin, on peut raisonnablement penser que l'expérience du régleur, notamment pour les patients non-coopérants et pour le réglage des seuils psycho-acoustiques, sera également une variable importante pour les performances de l'implant et la rapidité d'atteinte de réglages optimaux.

IV. ETUDE DU POSITIONNEMENT DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

Pour étudier le comportement physique de l'implant cochléaire dans la cochlée, l'histologie reste le gold standard. Mais les études sur pièces anatomiques sont bien évidemment non applicables à la pratique courante clinique. Il existe différentes méthodes d'imagerie et électrophysiologiques permettant de vérifier le positionnement de l'implant au sein de la cochlée et de la rampe tympanique.

Des clichés radiographiques classiques avec incidence antéro-postérieure trans-orbitale et de Stenvers (figure 7) peuvent être utiles en fin d'intervention, avant de réveiller le patient, afin de vérifier le bon enroulement du faisceau d'électrodes dans la cochlée (70).

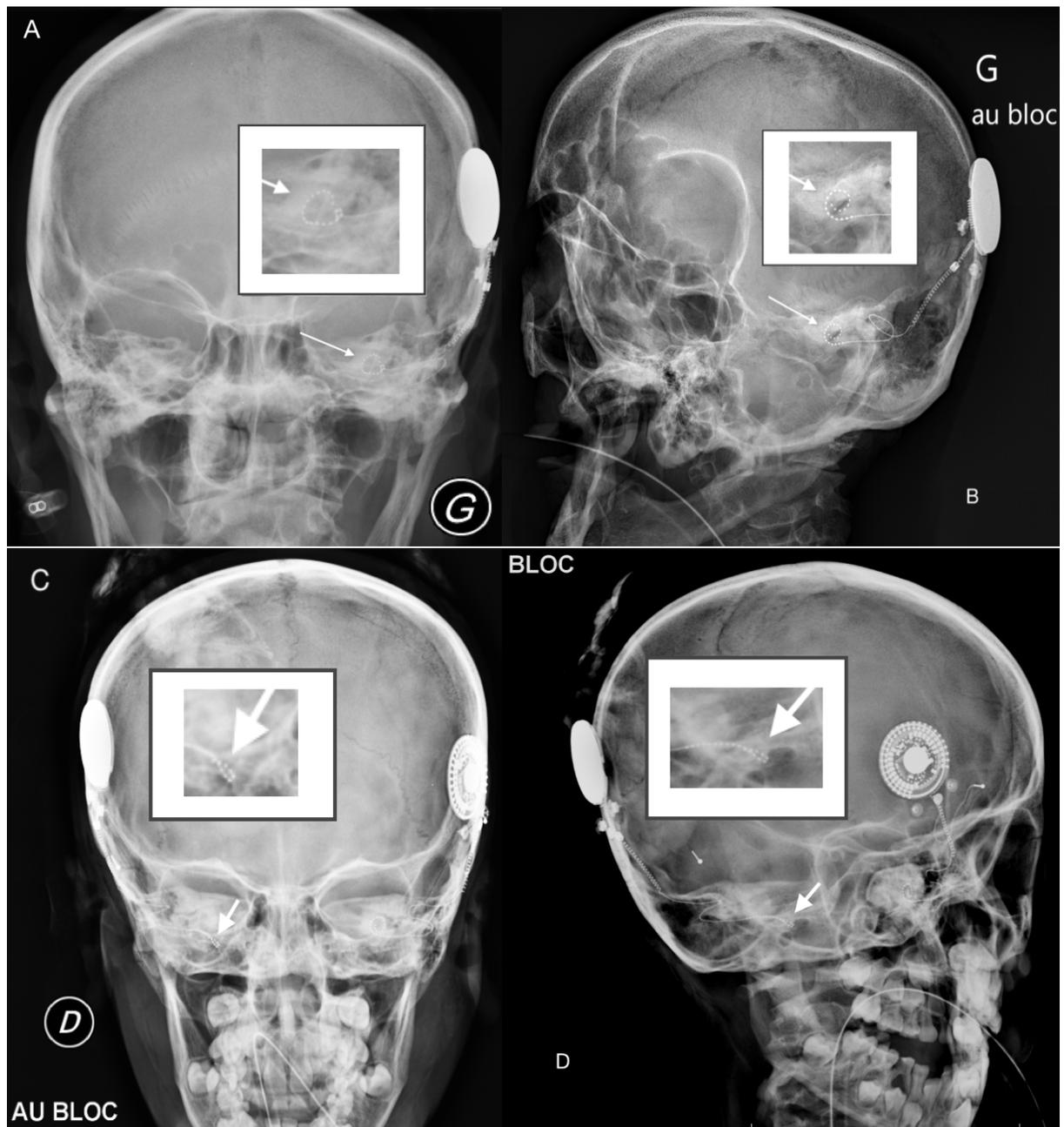


Figure 7 : Radiographies réalisées en fin d'intervention pour vérifier le bon enroulement de l'implant cochléaire

- A. Incidence trans-orbitale antéro-postérieure pour un implant cochléaire gauche bien enroulé dans la cochlée (flèche)
- B. Incidence de Stenvers pour un implant cochléaire gauche bien enroulé dans la cochlée (flèche)
- C. Incidence trans-orbitale antéro-postérieure pour un implant cochléaire droit mal enroulé (tip fold over) (flèche)
- D. Incidence de Stenvers pour un implant cochléaire droit mal enroulé avec un retour du porte-électrode en arrière (tip fold over) (flèche)

Le cone beam est devenu l'imagerie de référence pour l'étude du positionnement du porte-électrode dans la cochlée, tant en pratique clinique que pour la recherche. Il s'agit d'une acquisition tomographique volumique à faisceau conique comparable au scanner. A la différence de la tomodensitométrie conventionnelle, les points de références enregistrés ne sont pas des pixels mais des voxels. Son utilisation a été validée par des études histologiques (71–73), ainsi que son innocuité (moins de radiations), sa rapidité d'acquisition, sa résolution et la diminution des artefacts métalliques des électrodes gênant l'interprétation (72,74,75). Différentes données peuvent être recueillies : translocation des électrodes, angle d'insertion, mesures de la taille de la cochlée, distance au modiolus etc...



Figure 8 : coupe de cochlée droite implantée
On visualise 17 électrodes sur les 20 implantées en fenêtre ronde. Le porte-électrode reste bien accolé au mur latéral.

Cependant, les données radiologiques restent sujettes à interprétation et des logiciels automatisés ont été créés afin d'étudier les données radiographiques et de les coupler avec des informations physiologiques et anatomiques (76–80).

Pour améliorer leur précision dans l'étude des compartiments cochléaires, les images scannographiques peuvent également être couplées à d'autres imageries et permettre des images de fusion (81,82).

En dehors des imageries médicales, les données électrophysiologiques peuvent également donner des indications sur la position des électrodes au sein de la cochlée. La mesure des eCAP permet en post opératoire immédiat de vérifier la réponse neurale cochléaire entraînée par la stimulation de l'implant cochléaire. Mittmann et al. ont même montré que la mesure de ces réponses neuronales (également appelés neural response telemetry (NRT) en fonction des marques d'implant) altérées pouvait préjuger d'une translocation sur des faisceaux d'électrodes péri-modiolaires (83) avec une stabilité de ces mesures dans le temps (84).

V. OBJECTIFS

L'objectif principal de ce travail était de prendre en main NAUTILUS, un nouveau logiciel de reconstruction tridimensionnelle de cochlée implantée, et de participer à son optimisation.

L'objectif secondaire était de comparer les résultats audiométriques des patients ayant bénéficié de la pose d'un implant cochléaire de marque OTICON MEDICAL / NEURELEC, en fonction du traumatisme cochléaire induit par l'implantation cochléaire, évalué à l'aide d'un logiciel automatisé de segmentation et de reconstruction tridimensionnelle de cochlée implantée, NAUTILUS. Le critère de jugement principal de l'audition était le score d'audiométrie vocale dans le silence et dans le bruit.

Nous avons également recherché l'influence des autres facteurs anatomiques cochléaires et implantatoires.

Les objectifs associés étaient de déterminer des axes d'amélioration des stratégies

de réglage en :

- Vérifiant la corrélation entre la charge électrique de chaque électrode et la distance au modiolus
- Vérifiant la correspondance de la plage fréquentielle allouée à chaque électrode et la tonotopie cochléaire

MATERIELS ET METHODES

I. ETUDE

Il s'agissait d'une étude observationnelle, descriptive et analytique, rétrospective et monocentrique.

II. AUTORISATIONS ET CONFIDENTIALITE

Un contrat de mise à disposition du logiciel NAUTILUS a été signé entre OTICON MEDICAL et le Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Lille pour une durée de 1 an (mai 2020 à mai 2021) afin de nous permettre l'accès à NAUTILUS et l'utilisation des données d'imageries anonymisées issues du système de sauvegarde des imageries, le PACS (Picture Archiving and Communication System).

Une demande à la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL) pour réaliser le recueil rétrospectif de données a également été déposée.

Pour s'assurer de la confidentialité des données, une double anonymisation était réalisée lors de l'exportation des images du PACS et lors de leur chargement sur NAUTILUS.

Lors du chargement, les images étaient débarrassées de leurs métadonnées et la région d'intérêt, de moins de 20 millimètres de côté, excluant le visage, était envoyée sur les serveurs d'OTICON MEDICAL pour analyse. Les images étaient alors associées à un identifiant aléatoire.

III. POPULATION

Les patients de plus de 18 ans ayant bénéficié de la pose d'un implant cochléaire de la marque OTICON MEDICAL au CHU de Lille entre le 1^{er} janvier 2014 et le 31 décembre 2018 pouvaient être inclus dans l'étude.

Ils devaient également être francophones et remplir les critères de la HAS pour bénéficier de l'implantation cochléaire (7). Les patients présentant une surdité avec un risque d'ossification cochléaire pouvaient également être inclus (méningite, labyrinthite, fracture du rocher).

Les patients devaient avoir bénéficié d'une imagerie scannographique pré-opératoire sans implant cochléaire et d'un cone-beam post opératoire disponible dans le dossier médical ou sur le PACS. Les scanners des rochers avec une résolution suffisante pouvaient également être utilisés en post-opératoire.

Les patients ayant bénéficié d'une implantation cochléaire hors indication de la HAS (7), ou présentant une surdité pré-linguale sans bonne capacité de communication orale étaient exclus.

L'absence de suivi post-implantatoire régulier au CHU de Lille excluait également la possibilité d'inclure les patients : absence de réglages répétés la première année, absence d'audiométrie vocale à 12 mois ou plus de l'implantation. Le port insuffisant de l'implant ne permettait également pas d'entrer le patient dans le recueil de données.

En cas d'implantation cochléaire bilatérale sur la période fixée pour le recueil, les données de chaque oreille étaient traitées indépendamment.

IV. RECUEIL DE DONNEES

A. DONNEES BIOGRAPHIQUES

Les données biographiques des patients ont été prélevées dans les dossiers médicaux papiers ou informatisés. Le genre, l'âge au moment de l'implantation, le niveau d'étude (arrêt de la scolarité avant 14 ans, niveau brevet des collèges, niveau baccalauréat, études supérieures) étaient recueillis. Les comorbidités significatives et la présence de troubles neurocognitifs étaient également recherchés.

Concernant la surdité, l'étiologie, la durée de privation sonore de l'oreille (surdité sourde à profonde) ainsi que l'utilisation d'un appareil auditif (absence, sur l'oreille implantée, bilatérale) était recueillies.

B. DONNEES CHIRURGICALES

Concernant l'intervention chirurgicale, nous avons relevé dans les dossiers médicaux : le coté de la chirurgie, la voie d'abord de la rampe tympanique (fenêtre ronde, fenêtre ronde élargie ou cochléostomie), le nombre d'électrodes introduites, le type d'électrode (EVO, électrode souple, ou CLA, plus rigide). Le caractère de primo-implantation ou d'implantation controlatérale était également recueilli.

C. DONNEES AUDIOMETRIQUES ET ORTHOPHONIQUES

Les données audiométriques étaient acquises en cabine insonorisée et enregistrées dans AUDIQUEEN. Les données du bilan pré-implantatoire et du bilan post-implantatoire à au moins 1 an étaient enregistrées dans la base de données.

Le seuil tonal moyen (STM) en dB HL était calculé à partir de la moyenne des seuils de perception à 500, 1000, 2000 et 4000 Hz mesurés en conduction aérienne au casque, oreilles nues pour le STM pré-opératoire et en champ libre avec l'implant cochléaire réglé sur le programme le plus utilisé pour le STM post-opératoire (appareil auditif ou implant controlatéral éteint).

Le seuil auditif pré-opératoire à 500 Hz, mesuré au casque en conduction aérienne, oreilles nues, était également relevé pour juger de l'audition résiduelle sur les fréquence graves.

Les épreuves audiométriques vocales (EAV) étaient réalisées en champ libre avec le ou les appareils auditifs conventionnels du patient en pré-opératoire et avec l'implant cochléaire réglé sur le programme le plus utilisé en post-opératoire (appareil auditif ou implant controlatéral éteint).

Les listes dissyllabiques de Fournier ont été utilisées. Elles contiennent chacune 10 mots précédés d'un article. Les patients étaient testés à 60 dB HL pour l'audiométrie vocale dans le silence et à 65 dB HL avec un bruit de fond continu de type Narrow Band à 55 dB HL pour l'audiométrie vocale dans le bruit.

Depuis la mise en place d'un protocole de suivi post-implantatoire dans le service le 1^{er} septembre 2018, l'EAV dans le silence est réalisée avec les listes monosyllabiques de Fournier. Elles comprennent 50 mots précédés d'un article et sont réalisées à 60 dB SPL (45,5 dB HL).

Les patients sont également testés avec des listes dissyllabiques à 30, 45 et 60 dB HL en champ libre avec les deux oreilles avec leurs aides auditives (implant seul ou bilatéral ou avec prothèse conventionnelle controlatérale).

De même, l'EAV dans le bruit comme décrite n'est plus réalisée et a été remplacé par un autre test évaluant la reconnaissance vocale dans le bruit : le VRB (vocale rapide dans le bruit). Le VRB est un test de répétition de phrases (9 par liste) avec des mots clés (3 par phrases) avec réalisation de 4 listes. Le bruit de fond (type « cocktail party ») est diffusé sur 5 hauts parleurs disposés autour du patient et progressivement augmenté pour passer du silence et de + 18 à -3 dB de RSB par paliers de 3 dB. La courbe établie permet de déterminer la perte de RSB (croisement du 50 % d'intelligibilité et de la courbe de régression logistique des points obtenus).

Nous avons donc 4 marqueurs à relever pour évaluer l'audiométrie post opératoire :

- L'EAV dans le silence à 60 dB HL en liste dissyllabique : « EAV 60 »
- L'EAV dans le silence à 45,5 dB HL en liste monosyllabique : « EAV 45 »
- L'EAV dans le bruit à 65 dB HL avec bruit de fond à 55 dB HL : « EAV bruit »
- La perte de RSB au test VRB : « VRB »

Les consultations d'orthophonies étaient également étudiées et le score CAP (Categories of Auditory Performance) évaluant les capacités de communication du patient avec appareillage auditif ont été recueillies en pré-opératoire avec les appareillages conventionnels et en post-opératoire à 1 an avec l'implant cochléaire.

Score	
0	Pas de détection de l'environnement sonore
1	Alerte à l'environnement sonore
2	Réponses à la voix
3	Identification des bruits
4	Identification de certains mots sans lecture labiale (LL)
5	Compréhension de phrases usuelles sans LL
6	Compréhension de conversations sans LL
7	Conversation téléphonique avec un interlocuteur habitué

Figure 8 : échelle CAP

Évaluation orthophonique des capacités de communication du patient avec son appareillage auditif.

D. DONNEES DE REGLAGE DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

Les données de réglage étaient récupérées dans les logiciels d'OTICON MEDICAL dédiés au réglage des implants cochléaires : DIGIMAP et GENIE MEDICAL CI.

Nous avons recueilli les données de réglage à 1 an de l'implantation cochléaire sur le programme le plus utilisé par le patient : impédances, seuils T et C pour chacune des électrodes et l'intensité de stimulation commune à toutes les électrodes. Le processeur utilisé et le nombre d'électrodes activées étaient également relevés.

Le calcul de la charge électrique a été fourni à partir d'une table de conversion des données, fournie par OTICON MEDICAL.

E. DONNEES D'IMAGERIE

Les fichiers d'imagerie du scanner pré-opératoire et du cone beam post opératoire étaient récupérés sur le PACS ou dans le dossier médical. Les patients, dont les dossiers contenaient une ordonnance de cone beam sans imagerie à disposition,

étaient contactés afin de vérifier si l'examen avait été réalisé et pour le récupérer.

Les images étaient traitées et analysées par le logiciel NAUTILUS (v0.2), créé par la société OTICON MEDICAL, après une double anonymisation. Nous avons pu bénéficier d'une formation à l'utilisation du logiciel par l'équipe d'OTICON MEDICAL en charge du projet. L'interface du logiciel est présentée en annexe.

Les images disponibles sur le PACS ne pouvaient être exportées qu'en format DICOM, non supporté par le logiciel de modélisation 3D de cochlée NAUTILUS (une inversion du sens de reconstruction était effectuée en cas d'utilisation de données DICOM). Les fichiers d'image étaient extraits du PACS avec une étape d'anonymisation. Nous devions donc changer le format avant de pouvoir incorporer les images. Pour ce processus, nous avons utilisé le logiciel ITK-SNAP (open source) et converti les images DICOM en format NiFTI ou MetalImage.

L'incorporation des données dans NAUTILUS pouvait ensuite être effectuée avec une deuxième anonymisation. Afin de pouvoir traiter l'image, nous devions préciser, le côté de l'image, le caractère pré ou post-opératoire et enfin placer 3 marqueurs sur des reconstructions axiales, coronales et sagittales : le centre de la cochlée, l'apex et la fenêtre ronde. Une fois ces informations rentrées, les données étaient traitées par les serveurs d'OTICON MEDICAL et nous pouvions ensuite récupérer différentes données en rapport avec l'anatomie cochléaire et l'implant en place. Des reconstructions 3D de la cochlée implantée ou non avec des coupes scannographiques sur chaque électrode étaient également fournies. Chaque cas était sauvegardé sur le serveur sous un pseudonyme.

A partir de ces données nous avons récupéré les paramètres suivants :

- La taille de la cochlée : valeurs A, B, hauteur et volume
- Présence ou non d'une translocation du porte-électrode
- Présence ou non d'une plicature du porte-électrode
- Le nombre d'électrodes extra-cochléaires
- La fréquence théorique pour chaque électrode en fonction de la tonotopie cochléaire
- L'angle d'insertion maximal du porte-électrode

A partir des constatations de changement de rampe, des coupes scannographiques sur chaque électrode avec reconstitution des rampes, nous avons gradé le traumatisme en fonction d'une échelle d'Eshraghi (85) adaptée à l'imagerie pour chaque électrode annoncée en rampe vestibulaire.

Nous avons réparti les patients en 3 groupes :

- Traumatisme sévère et translocation (correspondant aux grades 3 et 4 d'Eshraghi : translocation avérée dans la rampe vestibulaire ; traumatisme sévère avec fracture du modiolus, de la strie vasculaire ou du ligament spiral)
- Traumatisme intermédiaire et translocation incertaine (correspondant aux grades 1 et 2 d'Eshraghi, : rupture ou élévation de la membrane basilaire)
- Pas de traumatisme (correspondant au grade 0 d'Eshraghi)

Les premières imageries chargées n'ont pas permis d'obtenir de reconstruction fiable. L'ensemble des électrodes étaient décalées par rapport aux rampes. Plusieurs mises à jour successives du logiciel NAUTILUS et chargement des imageries ont été nécessaires pour arriver aux résultats retenus. La dernière mise à jour complète des

données a été réalisée fin août 2020.

V. ANALYSE STATISTIQUE

Les variables quantitatives ont été décrites par la moyenne et l'écart type. Les variables qualitatives ont été décrites par la fréquence et le pourcentage.

Nous avons décidé de traiter toutes les variables comme quantitatives pour nos tests statistiques.

Le lien entre les scores de discrimination en audiométrie vocale et les variables quantitatives ont été évaluées par l'intermédiaire de test de corrélation paramétrique de Pearson. Afin de relâcher l'hypothèse de normalité, nous avons également réalisé des tests de corrélation non paramétrique de Kendall. L'ensemble des tests étant concordants, ne seront présentés dans les résultats que les coefficients de corrélation de Pearson.

Le seuil de significativité était fixé à 5 %. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel R (v3.5.2) (R Core Team).

RESULTATS

I. PATIENTS INCLUS

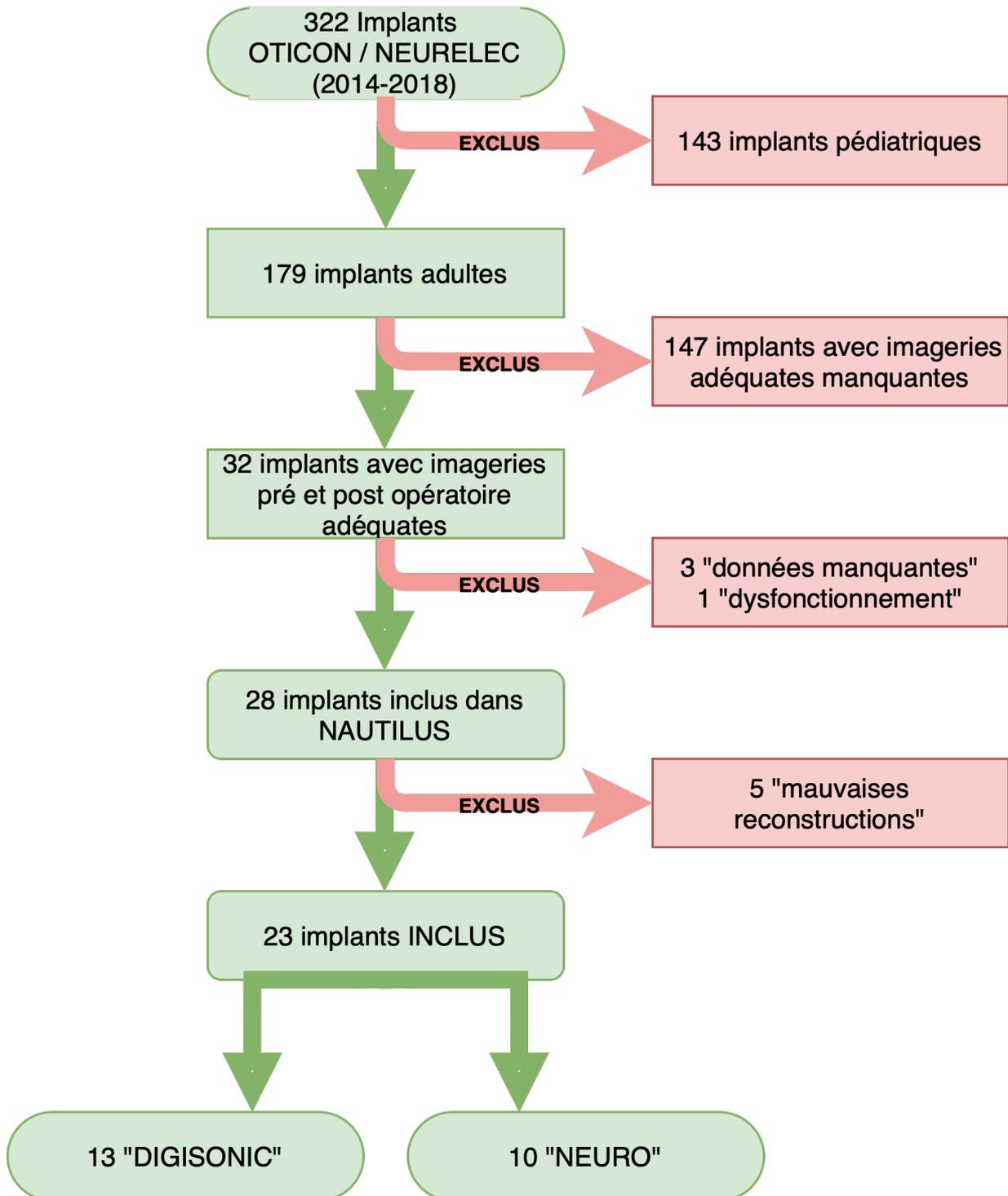


Figure 9 : Diagramme de Flux des implants cochléaires inclus dans l'étude

Sur les 179 implants cochléaires candidats à l'inclusion dans ce travail, seulement 23 implants, répartis chez 21 patients (2 implantations bilatérales), ont été retenus.

Ces 23 implants ont été répartis en 2 groupes en fonction de leur génération de processeur. Les processeurs « NEURO » étant les plus récents.

II. NAUTILUS

A partir de cinq imageries cochléaires et de leur segmentation manuelle tirée de la base ouverte « Cochlea Data Descriptor » (86), la segmentation réalisée par la dernière version de NAUTILUS (août 2020) a été testée. Il en est ressorti un score de Dice $\geq 0,72$ pour la modélisation des rampes vestibulaire et tympanique (F1, ou coefficient de Dice, évaluant la similarité des images et étant la moyenne harmonique entre la précision et la sensibilité ; la similarité parfaite est égale à 1).

L'erreur moyenne sur les 10 mesures réalisée était évaluée à 0,14 mm.

La distance de Hausdorff à 95 % moyenne pour les 5 échantillons testés, était égale à 0,58 mm : au minimum 95 % des points de la surface prédite par NAUTILUS sont au maximum à 0,58 mm de la vraie surface et inversement.

L'incertitude de la qualité de la segmentation cochléaire augmente vers l'apex.

Sur les 28 patients disposants de toutes les imageries et données nécessaires, les reconstructions étaient de qualité variable (figure 10).

C'est essentiellement au niveau de l'apex cochléaire que le logiciel rencontrait des difficultés de reconstruction avec des données.

Des exemples de reconstruction tridimensionnelle sont présentées figure 11.

REPARTITION DES 28 RECONSTRUCTIONS DE COCHLEE PAR NAUTILUS

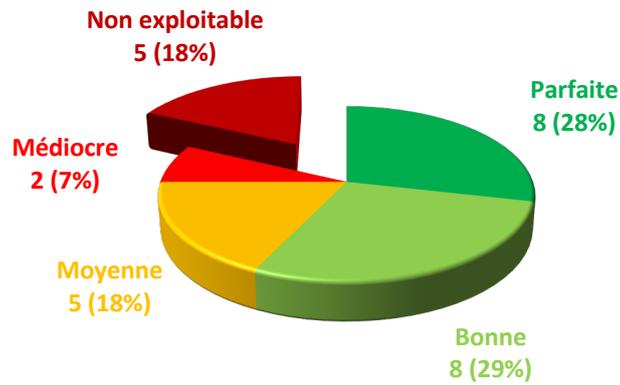


Figure 10 : Répartition des 28 reconstructions de cochlée par NAUTILUS

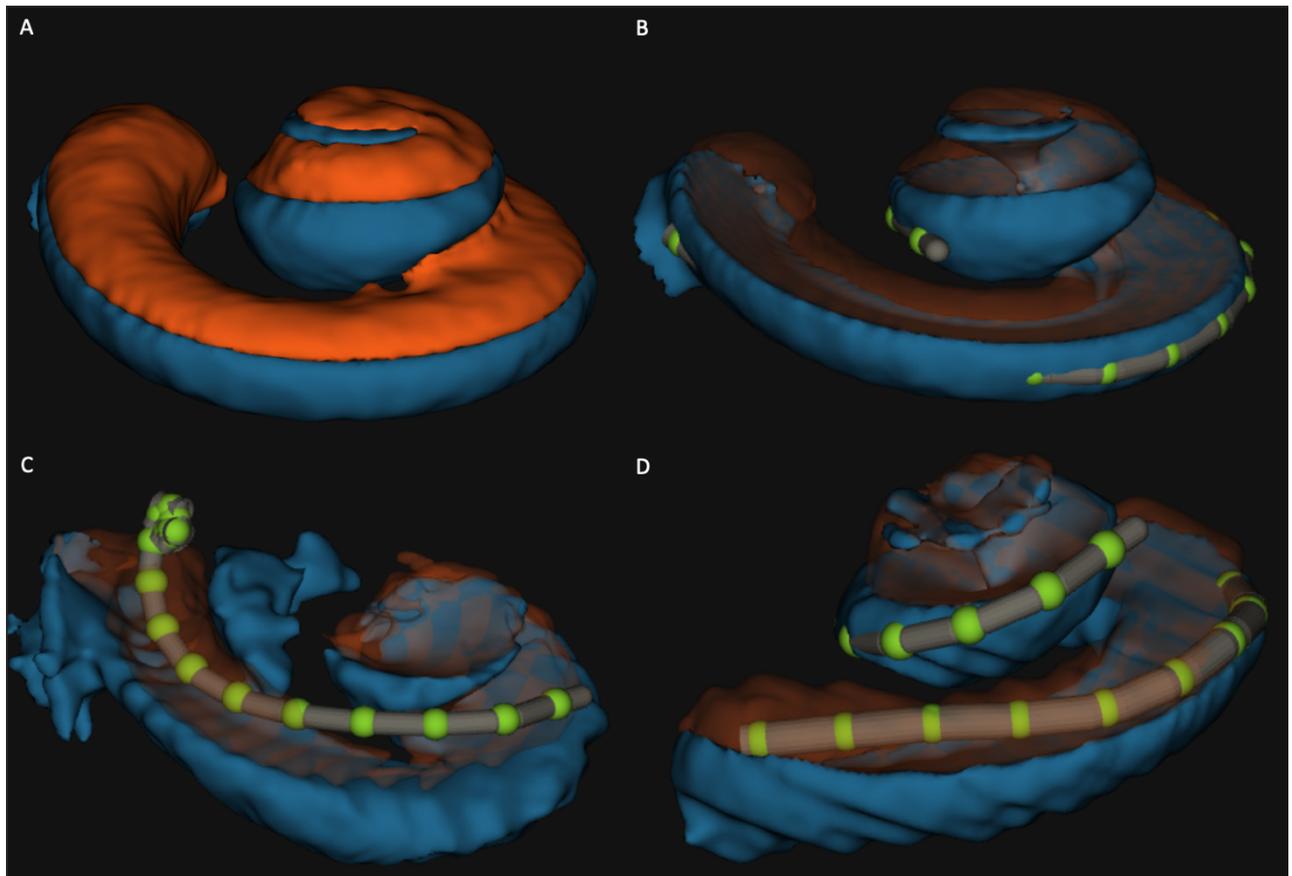


Figure 11 : Reconstruction cochléaires avec NAUTILUS

A et B : cochlée droite de flimsy-harlequin-mongoose
Reconstruction parfaite avec insertion complète des électrodes dans la rampe tympanique
C : cochlée gauche de wheezy-myrtle-blue. Reconstruction non exploitable
D : cochlée gauche de woozy-chestnut-toad. Reconstruction moyenne

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange / électrodes en vert / faisceau en gris

III. DONNEES DESCRIPTIVES

A. POPULATION

La population était composée de 15 femmes (65 %) et 8 hommes (35 %). L'âge moyen au moment de l'implantation était de $56,13 \pm 14,63$ ans [22 ; 79].

Les étiologies sont réparties comme décrit dans la figure 12. Les causes les plus fréquentes étaient la surdité génétique démontrée ou suspectée (5 implants soit 22 % de la population) et l'absence d'étiologie déterminée (5 implants, soit 22 % de la population).

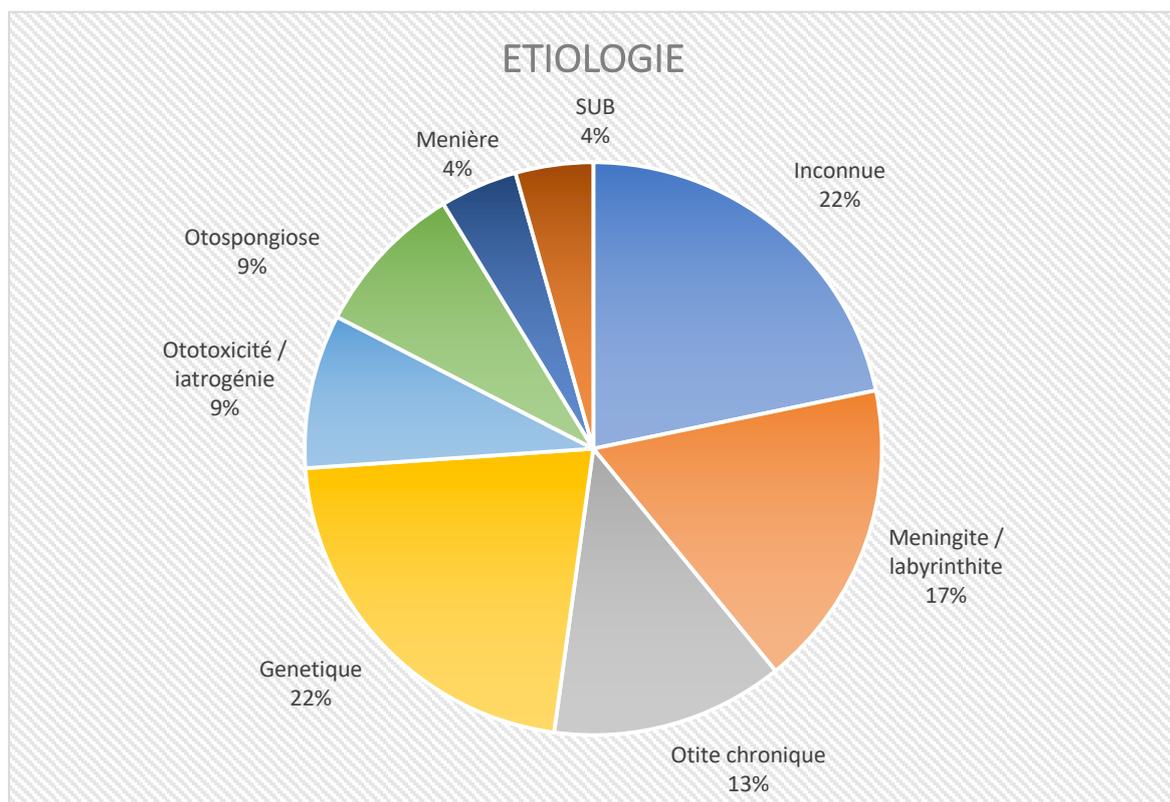


Figure 12 : Répartition des étiologies de surdité ayant mené à l'implantation cochléaire en pourcentage
SUB : surdité brusque

La durée totale de surdité profonde à sévère avant l'implantation était en moyenne de $13,97 \pm 15,16$ ans [0,2 ; 51].

69,6 % des patients implantés avaient bénéficié d'un appareillage auditif (8 bilatéraux, 4 homolatéraux à l'oreille implantée, 4 controlatéraux) et 30,4 % n'en portaient pas (7 patients).

Concernant le niveau d'éducation, 14 patients avaient un niveau équivalent ou inférieur au brevet des collèges (60,9 %) et 6 patients un niveau équivalent ou supérieur au baccalauréat (26,1 %). L'information n'était pas disponible pour 3 patients.

Seuls 2 patients de la cohorte souffraient de troubles neuro-cognitifs (pour 6 patients sans donnée disponible).

B. DONNEES AUDIOMETRIQUES ET ORTHOPHONIQUES

Les données audiométriques et orthophoniques pré et post-opératoires pour les 23 implants cochléaires de la série sont rapporté tableaux 1 et 2.

Les données post-opératoires sont marquées par de nombreuses données manquantes pour les EAV dans le bruit et le VRB. La répartition des scores en EAV silence est présentée figure 13 et 14. Les résultats dans le bruit n'ont pas été représentés devant le manque important de données.

	Moyenne	Écart type	Données manquantes
STM (dB)	95,41	± 22,44	1
SEUIL À 500 Hz (dB)	95,68	± 21,39	1
EAV SILENCE DYSSYLLABIQUE (%)	16,5	± 27,78	3
MAXIMUM INTEGIBILITE à 100 dB HL (%)	9,55	± 16,76	1
CAP (score)	2,73	± 2,49	1

Tableau 1 : données audiométriques et orthophoniques pré-opératoires des 23 patients de la série

*STM : seuil tonal moyen / EAV : épreuve audiométrique vocale /
CAP : score orthophonique d'évaluation des capacités de communication du patient (0 à 7)*

	Moyenne	Écart type	Données manquantes
STM (dB)	39,61	± 8,85	0
EAV SILENCE MONOSYLLABIQUE (%)	23,79	± 20,64	4
VRB (perte de RSB)	15,39	± 4,09	12
EAV SILENCE DISSYLLABIQUE (%)	60,00	± 28,45	1
EAV BRUIT DISSYLLABIQUE (%)	56,92	± 33,01	10
CAP (score)	5,65	± 1,04	3

Tableau 2 : données audiométriques et orthophoniques post-opératoires des 23 patients de la série

*STM : seuil tonal moyen / EAV : épreuve audiométrique vocale /
VRB : vocale rapide dans le bruit : évaluation du Rapport signal sur bruit
CAP : score orthophonique d'évaluation des capacités de communication du patient (0 à 7)*

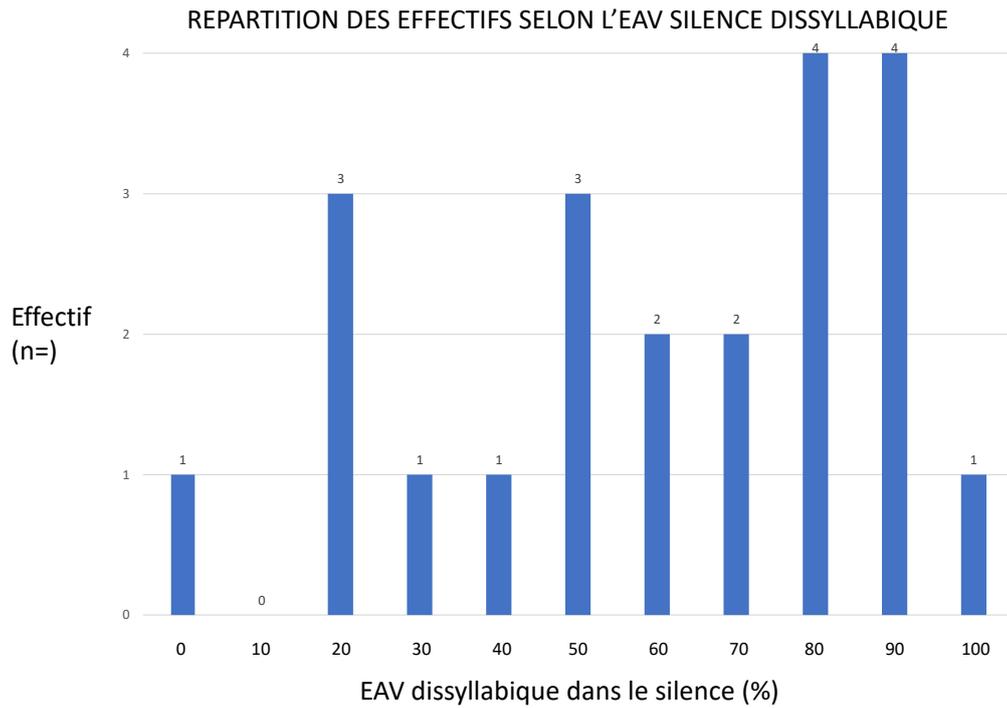


Figure 13 : Répartition de la population en fonction de l'EAV silence dissyllabique en post-opératoire
 22 patients sont répartis en fonction des scores. Absence de données pour un patient.

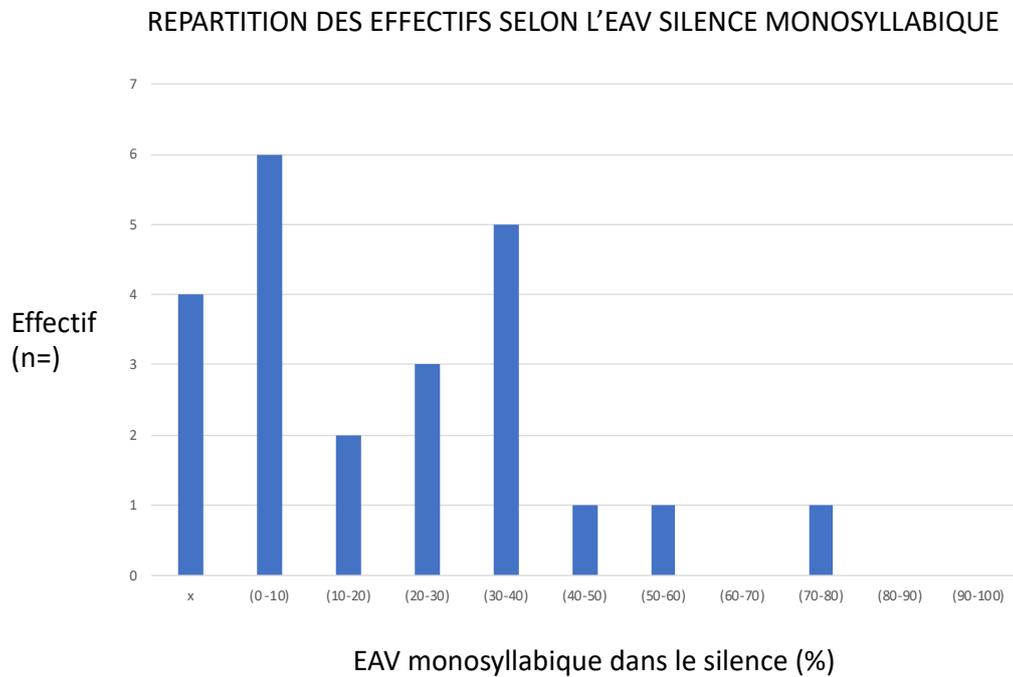


Figure 14 : Répartition de la population en fonction de l'EAV silence monosyllabique en post-opératoire
 23 patients sont répartis en fonction des scores. Absence de données pour 4 patients représentés dans l'histogramme par le score « x » en abscisse.

C. DONNEES CHIRURGICALES ET DE L'IMPLANT COCHLEAIRE

Sur les 23 implants cochléaires de la série, 19 étaient les premiers implantés alors que 4 étaient implantés chez un patient présentant déjà un implant controlatéral (représentant respectivement 82,6 % et 17,4 %).

On retrouvait quasiment autant d'implants droits que gauches (12 implants droits et 11 implants gauches).

Tous les implants étaient de marque OTICON MEDICAL / NEURELEC et on retrouvait 13 processeurs d'ancienne génération (DIGISONIC) et 10 de nouvelle génération (NEURO). Cette répartition est représentée dans le diagramme de flux (figure 9).

19 de ces implants étaient avec des électrodes souples EVO et 4 avec des électrodes classiques plus rigides (CLA) (respectivement 82,6 % et 17,4 % de la série).

La répartition entre les différentes voies d'abord de la cochlée pour l'implantation sont décrites figure 15. On remarque environ 2/3 d'abord par la fenêtre ronde. En dichotomisant l'abord de fenêtre ronde classique ou élargie, on retrouve environ 1/3 de la population dans chaque catégorie.

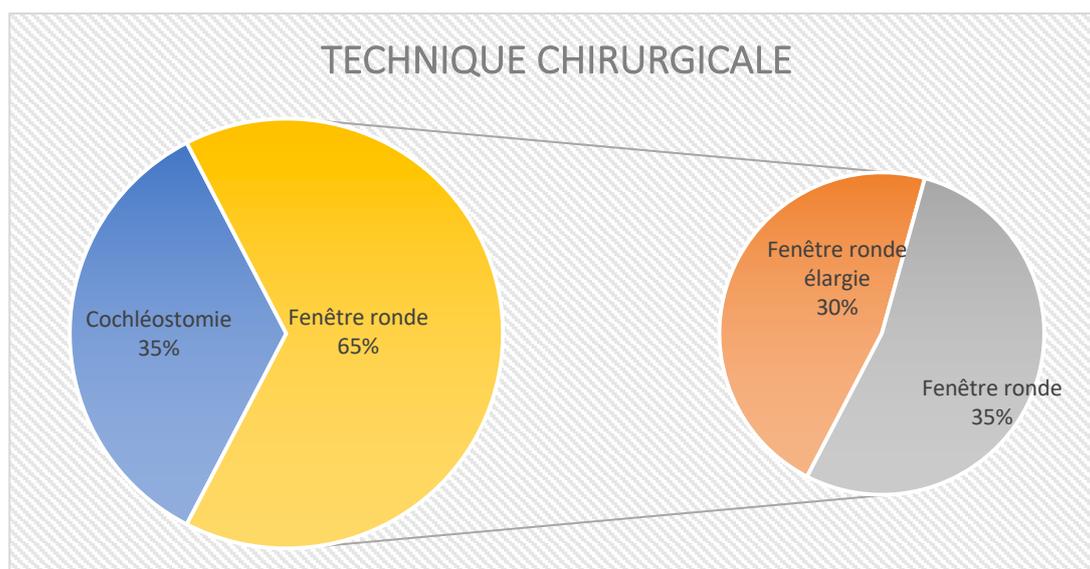


Figure 15 : Répartition des voies d'abord de la cochlée pour l'implantation cochléaire en pourcentage

D. DONNEES ANATOMIQUES ET ELECTROPHYSIOLOGIQUES

Les mesures de la cochlée réalisée par le logiciel NAUTILUS sont rapportées dans le tableau 3 et les données relatives à la profondeur d'insertion de l'implant cochléaire dans le tableau 4.

	Moyenne	Écart type
Distance A (mm)	9,26	± 0,27
Distance B (mm)	7,07	± 0,47
Hauteur cochléaire (mm)	4,58	± 0,74
Volume cochléaire (mm³)	70,46	± 5,40

Tableau 3 : Moyennes et écart types des caractéristiques anatomiques cochléaires
La valeur A correspond à la plus grande mesure entre la fenêtre ronde et le mur latéral en passant par l'axe du modiolum. La valeur B correspond à la plus grande mesure de la perpendiculaire à la distance A passant par l'axe du modiolum. Données en millimètres pour les distances et en millimètres cubes pour les volumes.

	Moyenne	Écart type
Angle d'insertion (Degrés)	455,67	± 68,8
Profondeur porte- électrode (mm)	21,45	± 1,73
Profondeur dernière électrode (mm)	20,75	± 1,84

Tableau 4 : Moyennes et écart types des valeurs en lien avec la profondeur d'insertion de l'implant cochléaire

La profondeur d'insertion du porte électrode est rapportée à titre indicatif, cette valeur étant difficilement évaluable par le logiciel de traitement d'image NAUTILUS

Sur les 23 implants de la série, 4 présentent une plicature significative du porte-électrode (17,4 %).

Seuls 4 implants de la série présentaient une translocation certaine du porte-électrode. Parmi les 19 implants restants, 10 présentaient un traumatisme intermédiaire et 9 l'absence de tout traumatisme selon la classification précédemment établie. La répartition des traumatismes cochléaires liés à l'implantation est présentée figure 16.

Sur les 23 implants cochléaires de l'étude, 410 électrodes étaient activées et ont donc pu être incluses pour évaluer l'effet de la distance au modiolus sur la charge électrique de chaque électrode. Ces électrodes pouvaient être réparties en 235 électrodes « DIGISONIC » et 175 électrodes « NEURO ».

On retrouve en moyenne $17,83 \pm 1,92$ électrodes activées pour l'ensemble de la population, $18,08 \pm 1,93$ électrodes pour le sous-groupe « DIGISONIC » et $17,5 \pm 1,96$ électrodes pour le sous-groupe « NEURO ».

La distance moyenne au modiolus pour les 412 électrodes était de $2,08 \pm 0,39$ mm. Dans les sous-groupes « DIGISONIC » et « NEURO », elle était respectivement de $2,09 \pm 0,40$ mm et $2,08 \pm 0,35$ mm.

La charge moyenne des électrodes du sous-groupe « DIGISONIC » était de $18,84 \pm 6,46$ mC et celle du sous-groupe « NEURO » de $9,22 \pm 3,72$ mC.

Ces données sont résumées dans le tableau 5.

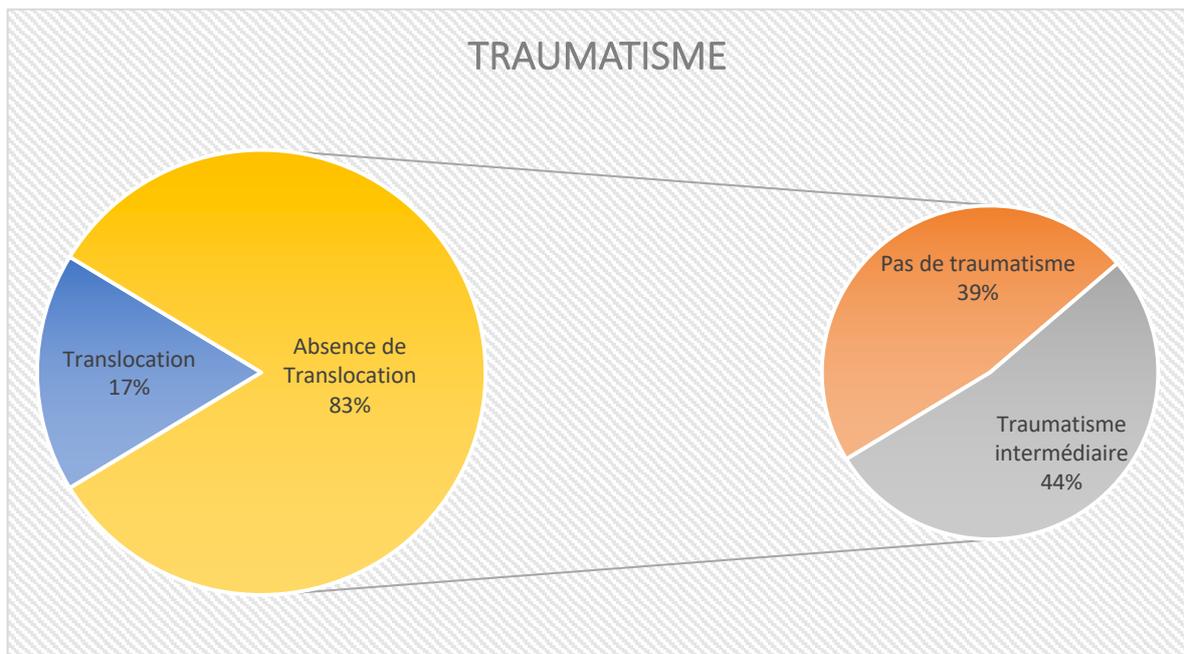


Figure 16 : Traumatismes cochléaires

Répartition en 3 groupes du traumatisme cochléaire provoqué par l'implantation selon la classification, adaptée à partir des grades d'Eshraghi, adaptés, précédemment décrits dans matériels et méthodes

	IMPLANTS (n = 410)	DIGISONIC (n = 235)	NEURO (n = 175)
Électrodes activées par implant (n=)	17,83 ± 1,92	18,08 ± 1,93	17,5 ± 1,96
Distance au modiolus (mm)	2,08 ± 0,39	2,09 ± 0,4	2,08 ± 0,35
Charge électrique par électrode (mC)	x	18,84 ± 6,46	9,22 ± 3,72

Tableau 5 : Descriptif des électrodes, distance au modiolus et charge électrique pour chaque groupe

Moyennes et écarts types

La charge électrique moyenne pour l'ensemble de la population n'est pas donnée, les 2 processeurs utilisant des techniques de codage de l'information différentes

IV. DONNEES STATISTIQUES

A. RESULTATS AUDIOMETRIQUES EN FONCTION DU TRAUMATISME IMPLANTATOIRE

Nous avons comparé :

- Le groupe « absence de traumatisme », le groupe « traumatisme intermédiaire » et le groupe « traumatisme sévère » (tableau 6) sans différence significative, pour les résultats d'audiométrie vocale, mise en évidence
- Le groupe « absence de traumatisme » contre les groupes « traumatisme intermédiaire » et « traumatisme sévère » associés (figures 17 et 18) avec une tendance non significative en faveur du groupe « traumatisme intermédiaire et

sévère » pour l'EAV 60.

Cette condition permettant d'avoir deux groupes de taille similaire (respectivement 9 et 14 cas), elle a été préférée pour étudier les corrélations biographiques et anatomiques.

- La condition « traumatisme sévère » contre les groupes « intermédiaire » et « absence de traumatisme » n'a pas été testée devant le peu d'effectif contenu dans la seule catégorie « sévère ».

	N =	R - Pearson	P value
EAV 60	22	0,379	0,082
EAV 45	19	0,11	0,65
EAV BRUIT	13	-0,276	0,36
VRB	11	-0,153	0,65

Tableau 6 : Étude des corrélations pour les différents tests audiométriques pour les traumatismes « Absence » vs « Intermédiaire » vs « Sévère »

« * » signifie une corrélation statistiquement significative

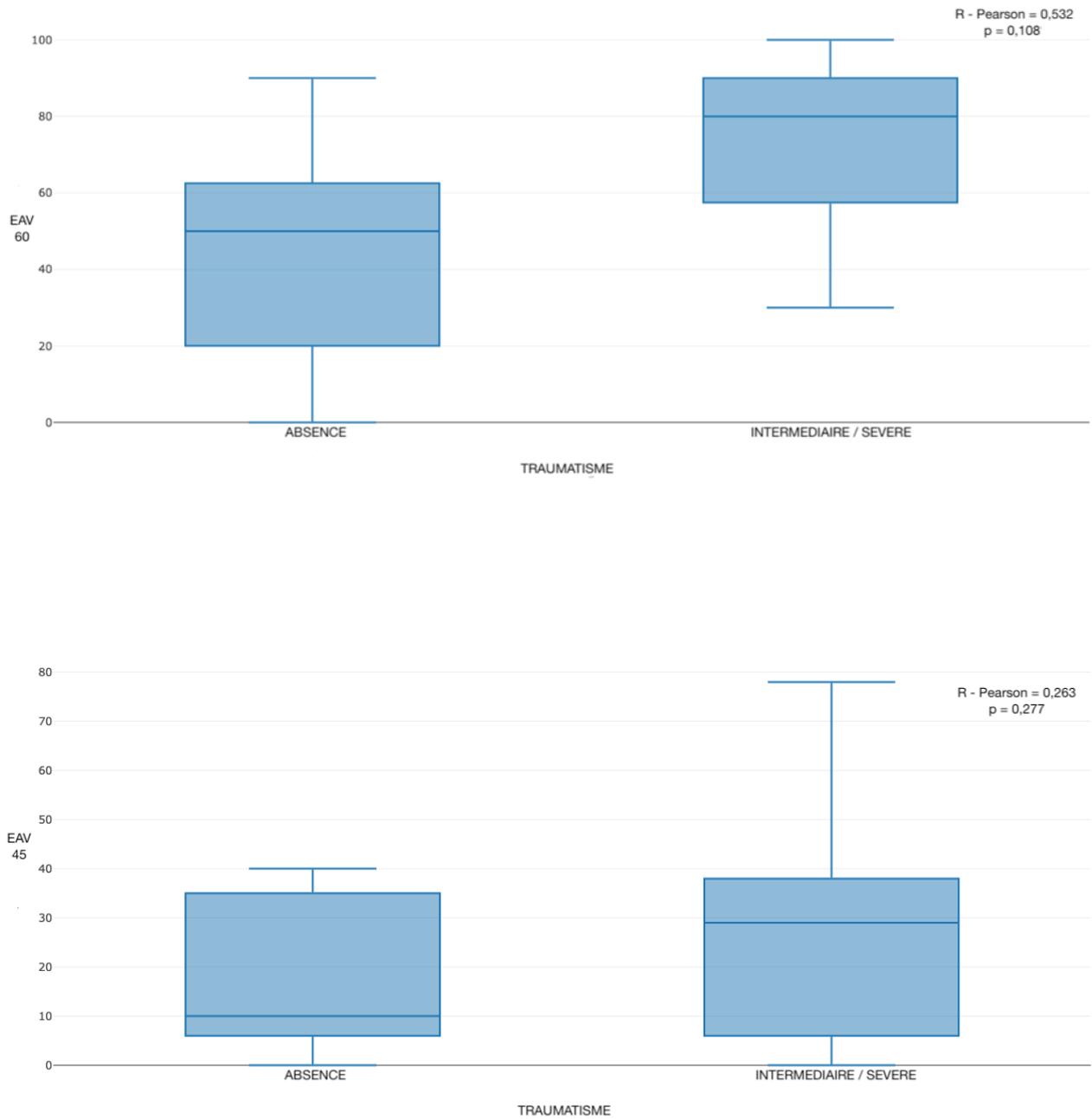


Figure 17 : Étude des corrélations entre les tests audiométriques dans le silence (EAV 60 et EAV 45 dB HL) et le traumatisme (« absence » vs « intermédiaire / sévère »)
« * » marque une différence significative

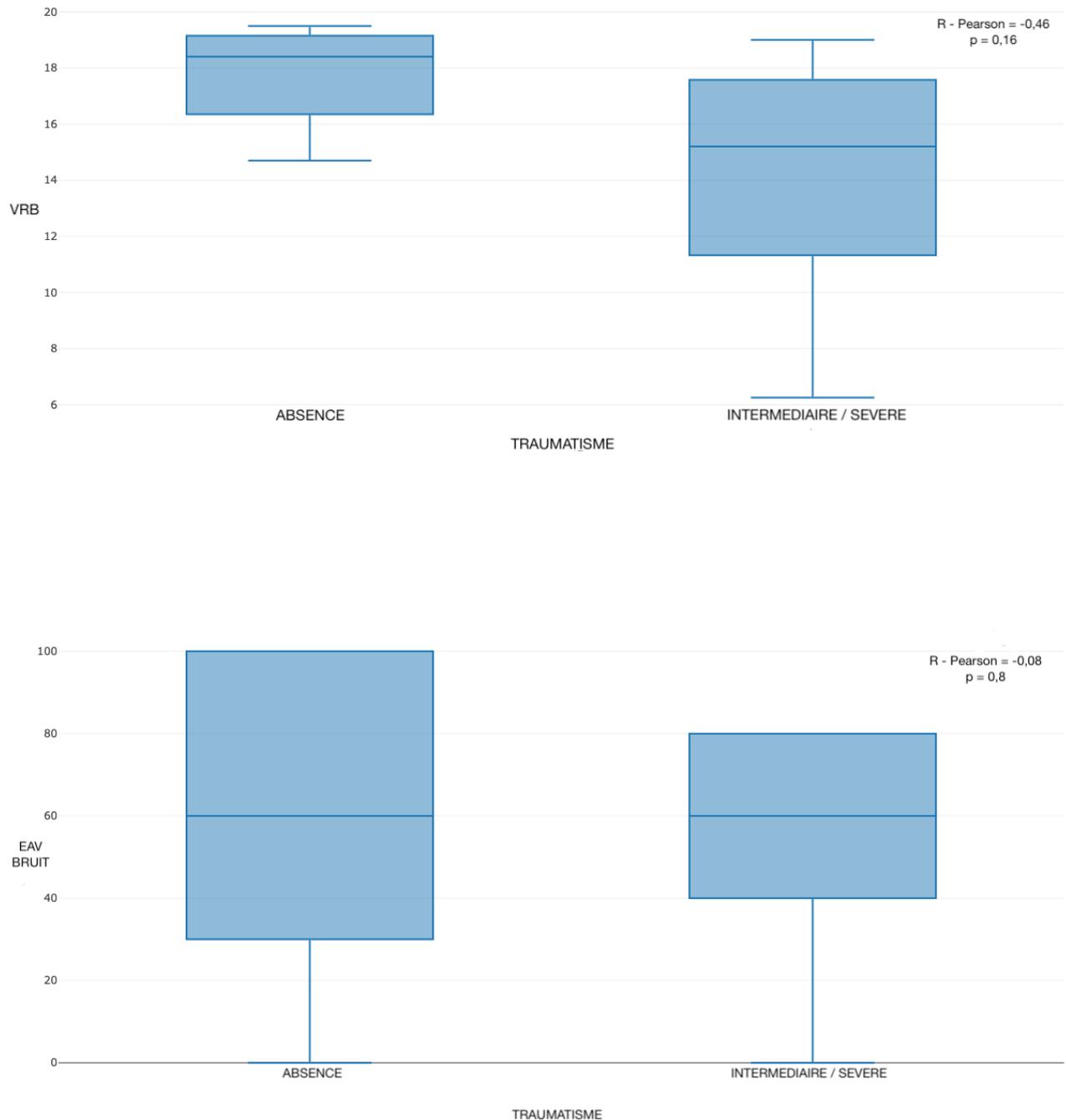


Figure 18 : Étude des corrélations entre les tests audiométriques dans le bruit (EAV bruit et VRB) et le traumatisme (« absence » vs « intermédiaire / sévère »)

« * » marque une différence significative

B. FACTEURS FAVORISANT LE TRAUMATISME

Nous avons recherché les facteurs anatomiques liés à l'implantation cochléaire qui pourraient augmenter le risque de traumatisme. Les variables testées avec la condition « absence de traumatisme » vs « traumatisme intermédiaire et sévère » sont reprises dans le tableau 7.

Certaines variables n'ont pu être testées faute d'effectifs suffisants dans chaque groupe : plicature du porte-électrode, type du porte-électrode.

	N =	R - Pearson	P value
Angle d'insertion	23	0,311	0,149
Profondeur d'insertion de la dernière électrode	23	0,098	0,659
Chirurgie	23	0,096	0,663

Tableau 7 : Étude des corrélations des différents tests audiométriques avec les traumatismes « Absence » vs « Intermédiaire et Sévère »

« * » signifie une corrélation statistiquement significative

C. FACTEURS INFLUANT SUR LES RESULTATS AUDIOMÉTRIQUES

Nous avons étudié la corrélation entre les facteurs biographiques, de l'implant, audiométriques pertinents et l'EAV 60 (tableau 8). La corrélation avec les autres tests audiométriques n'a pas été étudiée devant le nombre important de données manquantes.

	Type de facteur	N =	R - Pearson	P value
Age	B	23	0,01	0,964
Éducation	B	21	0,382	0,107
Durée surdité sévère à profonde	B	23	0,274	0,218
Nombre électrodes activées	I	23	0,034	0,882
Processeur	I	23	-0,263	0,238
Seuil 500 Hz	A	22	-0,005	0,711
Score CAP	A	21	0,480	0,037*

Tableau 8 : Étude des corrélations entre « EAV 60 » et les facteurs biographiques (B), liés à l'implant cochléaire (I) et audiométriques (A)

« * » signifie une corrélation statistiquement significative

D. CHARGE DES ÉLECTRODES ET REPARTITION FREQUENTIELLE

Nous avons voulu vérifier l'existence d'une corrélation entre les seuils psychoacoustiques T, C et la charge électrique de chaque électrode avec la distance électrode-modiolus (tableau 9 et figure 19).

Nous avons dû séparer les électrodes en 2 groupes en fonction du processeur, les charges électriques nécessaires à la stimulation neuronale étant plus importantes dans le groupe « DIGISONIC » par rapport au groupe « NEURO ».

On remarque une corrélation significative entre la charge électrique par électrode et la distance électrode-modiolus pour le groupe « NEURO » mais pas pour le groupe « DIGISONIC ». La corrélation avec la distance électrode-modiolus est significative dans les 2 groupes pour les seuils psycho-acoustiques C et T.

Variable	Groupe	R - Pearson	P value
Charge	Digisonic	0,102	0,118
Seuil T	Digisonic	0,293	0,0000005*
Seuil C	Digisonic	0,276	0,00002*
Charge	Neuro	0,186	0,01358*
Seuil T	Neuro	0,214	0,0045*
Seuil C	Neuro	0,244	0,001*

Tableau 9 : Corrélation des données de réglage de l'implant avec la distance électrode-modiolus

« * » signifie une corrélation statistiquement significative

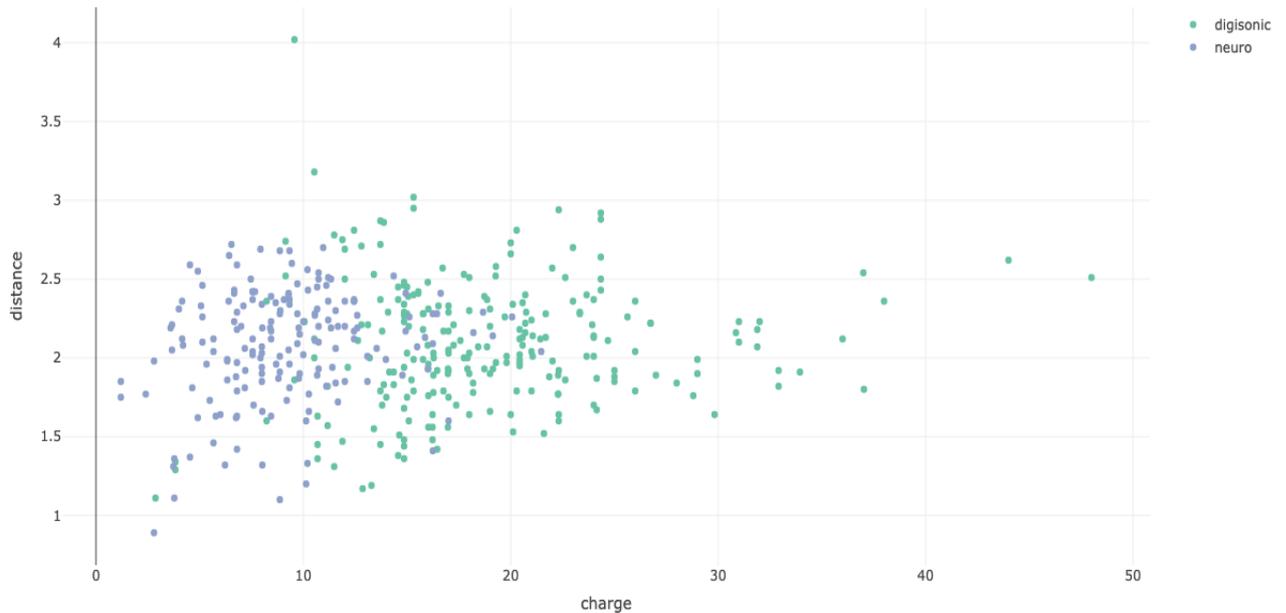


Figure 19 : Nuage de points de la charge en fonction de la distance au modiulus de l'électrode
 On retrouve une corrélation significative pour le groupe « Neuro » ($R=0,186$; $p=0,014$) et non
 significative pour le groupe « Digisonic » ($R=0,102$; $p=0,118$)
 Distance en mm et charge en nC

La fréquence théorique pour chaque électrode mesurée par NAUTILUS en fonction de la tonotopie cochléaire a été comparée à la bande fréquentielle attribuée à chaque électrode.

Nous avons retrouvé en moyenne 2537 Hz de plus pour la fréquence déterminée par NAUTILUS par rapport à la fréquence théorique. Cette différence étant de plus en plus faible quand on se rapproche des électrodes apicales (figure 20).

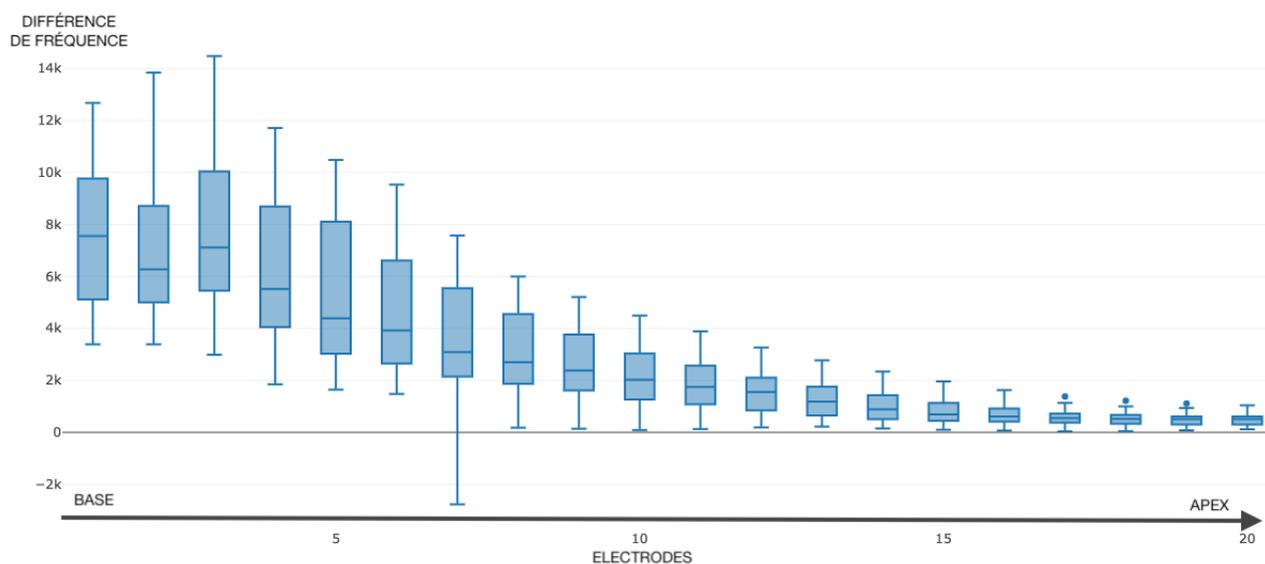


Figure 20 : Box plot des écarts entre les fréquences théoriques et la fréquence haute de la bande fréquentielle attribuée

V. CAS CLINIQUES D'UTILISATION DE NAUTILUS

Plusieurs cas cliniques présentés à NAUTILUS ont rendu des résultats particulièrement intéressants, justifiant de son utilisation et sa comparaison aux résultats audiométriques post-opératoires.

A. CAS 1 : CRAPPY-PLATINIUM-SLUG

L'étude de ce cas permet de comprendre les raisons de la rupture du faisceau électrodes relevée lors de l'expertise réalisée par OTICON MEDICAL devant l'absence de tout résultat chez ce patient. Le compte rendu opératoire décrivait l'insertion dans la fenêtre ronde de l'ensemble des électrodes avec forçage.

On remarque assez aisément, sur la reconstruction tridimensionnelle, une plicature

importante du porte-électrode dès son insertion avec un trajet initial vertical jusqu'à la rampe vestibulaire (figure 21). C'est à ce niveau que le faisceau d'électrode a dû se rompre à l'intérieur du porte électrode.

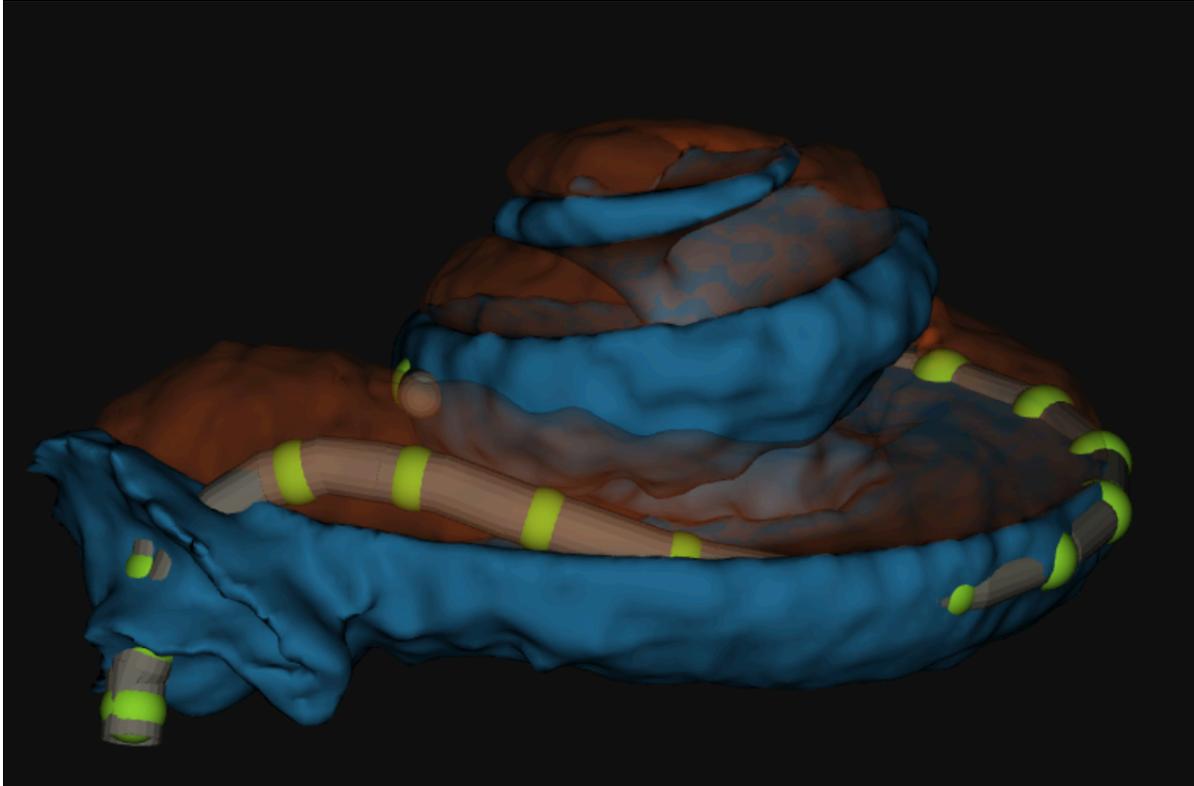


Figure 21 : reconstruction tridimensionnelle de la cochlée gauche de CRAPPY-PLATINIUM-SLUG

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange / électrodes en vert / faisceau en gris

B. CAS 2 : SNAZY-SAFFRON-CAPYBARA

Cette cochlée présente une insertion de l'électrode au-delà des anneaux de poussée présents pour aider à l'introduction du porte-électrode sans avoir à manipuler la partie comprenant les contacts des électrodes. L'insertion des 20 électrodes via une fenêtre ronde élargie est donc complète mais surtout profonde avec une première électrode basale à 3 mm de profondeur (figure 22).

Cet enfoncement permet de diminuer l'écart moyen entre la fréquence théorique et la bande fréquentielle attribuée lors du réglage : 1219 Hz. Cet écart est surtout plus bas au niveau des électrodes apicales. Ce rapprochement des fréquences pourrait améliorer la vitesse d'adaptation à l'implant cochléaire (67,68).

Pour ce patient, les résultats étaient très satisfaisants avec un score de 90 % en liste dissyllabique à 60 dB HL et à 38 % en liste monosyllabique à 60 dB SPL.

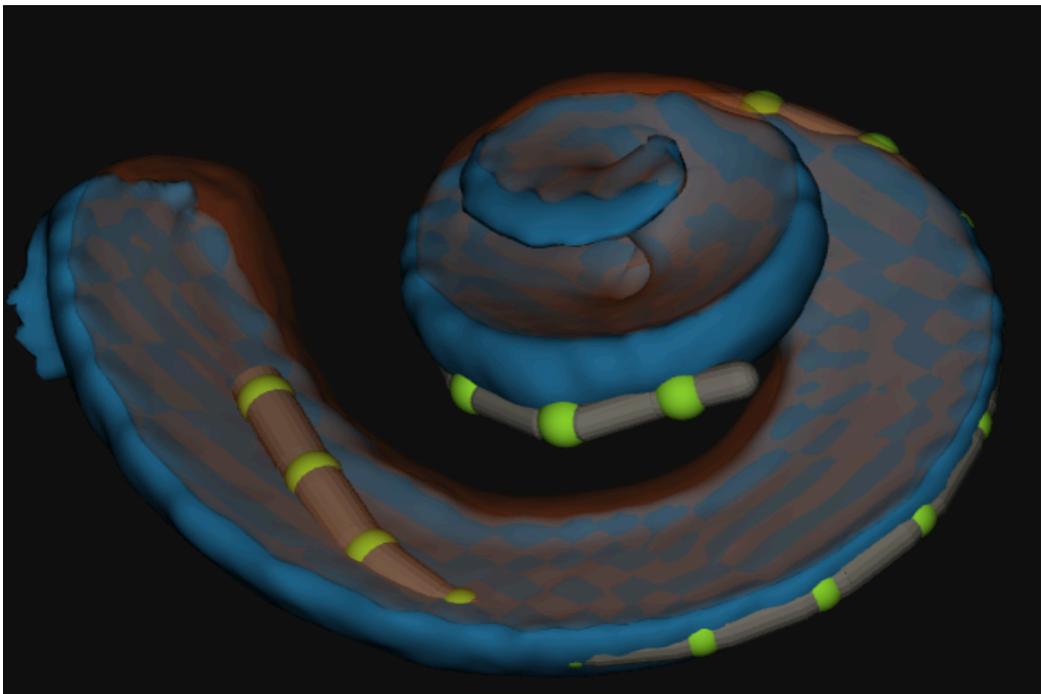


Figure 22 : reconstruction tridimensionnelle de la cochlée droite de SNAZY-SAFFRON-CAPYBARA

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange / électrodes en vert / faisceau en gris

C. CAS 3 : POKEY-INDIGO-CHICKEN

Cette cochlée de petite taille (distance A = 9,07 mm ; distance B = 6,45 mm ; longueur du canal cochléaire = 22,53 mm) présente une insertion complète des 20 électrodes avec un angle d'enroulement de 569° (figure 23). On retrouve une différence de 1560 Hz entre les fréquences théoriques et les fréquences réglées.

On retrouve également pour ce cas des résultats audiométriques intéressants avec un score de 80 % en dissyllabique et 24 % en monosyllabique pour un patient ayant une très mauvaise audition pré-opératoire avec ces mêmes scores à 0%. Le score CAP passant de 0 (pas de détection de l'environnement sonore) à 6 (compréhension verbale sans lecture labiale).



Figure 23 : reconstruction tridimensionnelle de la cochlée droite de POKEY-INDIGO-CHICKEN

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange / électrodes en vert / faisceau en gris

D. CAS 4 : SICKLY-COBALT-DOLPHIN

Cette cochlée présente une insertion complète du faisceau d'électrodes mais avec une importante plicature entraînant une translocation de la rampe tympanique à la rampe vestibulaire au niveau du tour basal entre les sixième et septième contacts.

Les résultats restent satisfaisants malgré ce traumatisme, avec des scores vocaux de

90 % en dissyllabique et de 6 % en monosyllabique avec un score CAP à 6 (compréhension verbale sans lecture labiale). Les score pré-opératoires étaient de 50 % en dissyllabique, 0 % en monosyllabique et 5 au CAP (compréhension de phrases usuelles sans lecture labiale).

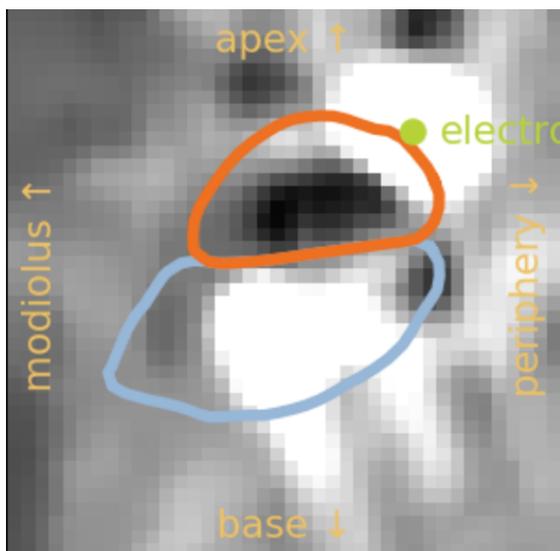
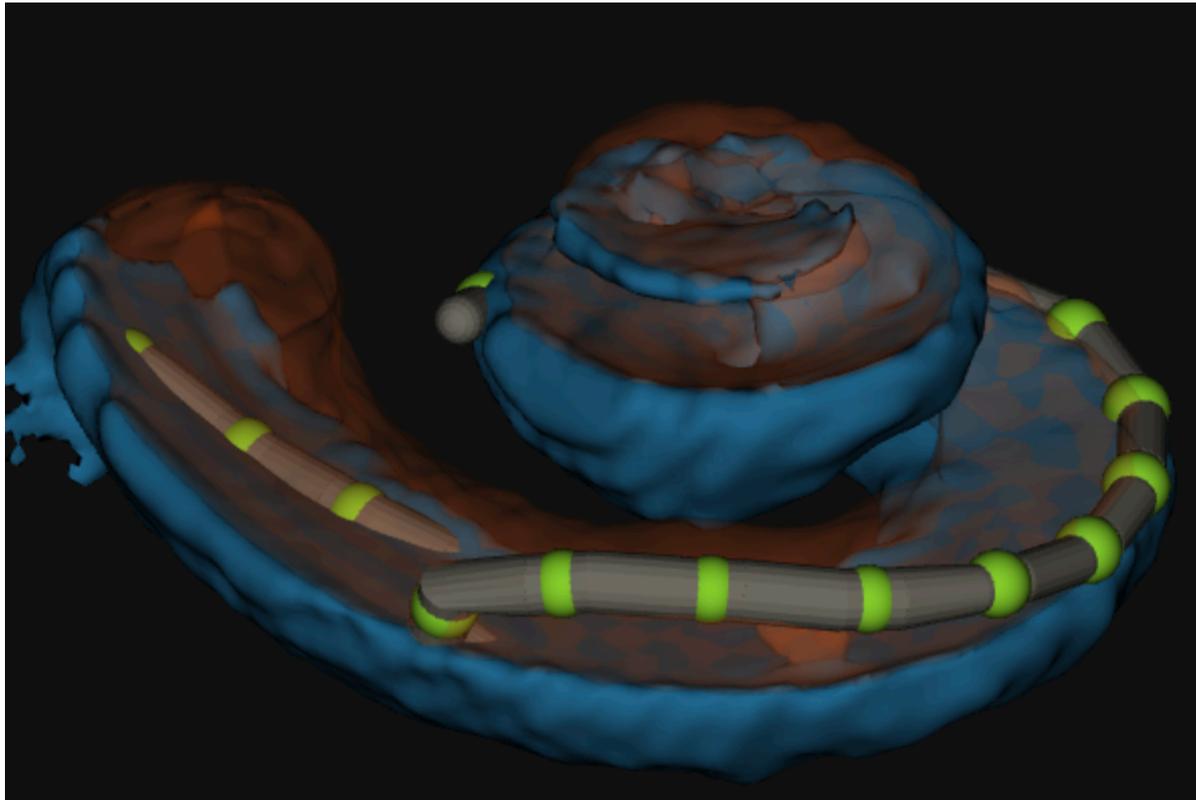


Figure 24 : reconstruction tridimensionnelle et coupe au niveau de la plicature du porte électrode dans la cochlée droite de SICKLY-COBALT-DOLPHIN

On observe très bien la plicature sur la reconstruction tridimensionnelle et 2 électrodes dans les rampes tympanique et vestibulaire sur la coupe de cone beam

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange / électrodes en vert / faisceau en gris

DISCUSSION

Nous avons utilisé pour la première fois NAUTILUS et montré son utilité dans l'étude des paramètres anatomiques des cochlées implantées. Dès cette première prise en main, nous avons pu mettre en rapport ces données anatomiques, les résultats audiométriques et les données de réglage des patients implantés cochléaires.

Cette étude n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative des résultats audiométriques à au moins un an de l'implantation cochléaire selon le traumatisme induit, sur de faibles effectifs. Aucun des facteurs étudiés pouvant induire un risque majoré de traumatisme implantatoire n'est ressorti de notre travail. Aucune variable pouvant influencer les résultats audiométriques dans le silence en dehors du score orthophonique CAP n'est également ressortie.

Nous avons pu mettre en évidence une corrélation positive, significative, entre la distance de l'électrode au modiolus et sa charge électrique ainsi que ses seuils psycho-acoustiques déterminés lors du réglage de l'implant cochléaire de marque OTICON / NEURELEC.

L'utilisation de NAUTILUS s'est révélée facile d'accès après une courte formation par l'équipe d'OTICON MEDICAL. Le placement des repères (fenêtre ronde, centre et apex de la cochlée dans l'axe du modiolus) était aisé quand des reconstructions dans les 3 plans de l'espace étaient fournies. Certaines importations d'images en coupe coronale ne donnaient accès qu'à cette coupe pour placer les marqueurs et demandait un peu plus de temps. Le temps de traitement des imageries importées était rapide et les reconstructions et données numériques rapidement fournies.

En ce qui concerne l'utilisation des données fournies par NAUTILUS, au-delà du caractère rétrospectif et monocentrique, le faible nombre de patient constitue la principale faiblesse de ce travail. Il est essentiellement dû au nombre important de données d'imagerie manquantes.

Bien que les patients soient censés sortir d'hospitalisation avec une ordonnance pour la réalisation d'un cone beam des rochers, cet examen était rarement disponible dans le dossier médical. C'est principalement dû à l'absence de prise en charge par la sécurité sociale (87) et probablement à un défaut d'information du patient et des équipes médicales sur l'intérêt de réaliser et de récupérer ces imageries de façon systématique. La prescription du cone beam peut être rattrapée en consultation en cas de dysfonctionnement ou de résultats décevants, ce qui peut constituer un biais de sélection pour la représentativité de la population incluse. Peu d'implants de ce travail ont été prescrits en seconde intention.

Par ailleurs, pour les inclusions plus anciennes, les imageries pré-opératoires n'étaient pas forcément disponibles dans le dossier médical du patient.

Les recommandations initiales des développeurs de NAUTILUS pour garantir le traitement des données portaient essentiellement sur la résolution spatiale des examens (inférieure à 0,5 mm). Cette limitation ne posait pas problème pour les cone beam, la résolution étant de 150 μm en voxels isotropiques. C'est au niveau des images pré-opératoires que cette résolution pouvait être insuffisante. Les scanners des rochers réalisés lors de ces dernières années au CHU de Lille pour les bilans pré-implantatoires cochléaires avaient une résolution satisfaisante (jusqu'à 0,2 mm par coupe en fonction des orientations), ce n'était pas forcément le cas de ceux réalisés en ville ou dans les hôpitaux périphériques.

Cette résolution devait être bonne en dans les 3 plans x, y et z. La résolution du cone beam en voxel était donc d'autant plus adaptée.

Pour augmenter le nombre d'imageries exploitables, il pourrait être intéressant d'adresser plus de patients pour réalisation du scanner pré-implantatoire au CHU de Lille ou de préciser la demande sur la prescription pour réaliser l'examen en ville. La réalisation de cone beam en pré-opératoire serait idéale mais reste pour le moment hors indication de l'HAS et ne permet donc pas le remboursement de l'examen qui reste aux frais du patient.

Concernant la fidélité de reconstruction tridimensionnelle et la segmentation cochléaire de Nautilus, l'utilisation du « cochlea data descriptor » (86) a permis de retrouver une erreur moyenne à 0,14 mm. L'erreur maximale étant évaluée à 0,58 mm. Le score de similarité de Dice était en moyenne de 0,72 pour 10 surfaces (rampes vestibulaires et tympaniques) reconstruites.

Nous pouvons considérer que les difficultés de segmentation de l'apex cochléaire ne posent pas problème, les 2 rampes se confondant au niveau de l'hélicotreme et le porte-électrode n'atteignant généralement que le deuxième tour cochléaire. La valeur ajoutée majeure de NAUTILUS par rapport aux autres logiciels de reconstruction tridimensionnelle et de segmentation cochléaire est la possibilité de le faire avec des cochlées implantées.

Un score de similarité de Dice $\geq 0,7$ est considéré comme bon pour valider un logiciel de reconstruction d'image (88).

La qualité et la fiabilité des résultats obtenus avec NAUTILUS sont globalement en adéquation avec les autres modèles décrits la littérature (78,79). Heutink et al. ont produit un modèle qui à partir de scanner de très haute résolution, produit une

segmentation automatique avec un score de Dice à $0,90 \pm 0,03$ (89) en comparaison avec une segmentation manuelle.

Ces données étant déterminées par rapport à un gold standard discutable, la seule validation qui pourrait assoir de façon définitive la validité d'un logiciel de segmentation cochléaire serait la comparaison à une analyse histologique.

Les tests audiométriques réalisés pour les patients inclus étaient hétérogènes, un nouveau protocole pré-implantatoire et de suivi post-implantatoire des résultats audiométriques ayant été mis en place dans le service pendant la période étudiée dans ce travail. Cette période d'inclusion avait été élargie afin de pouvoir augmenter le nombre de patient, avec cone beam réalisé, à inclure. Ce changement explique le peu de données pour certains tests. Seul l'EAV 60 (audiométrie vocale à 60 dB HL dans le silence avec liste dissyllabique) permettait d'obtenir des valeurs pour la quasi-totalité de la population, ces listes étant encore utilisées dans le nouveau protocole.

Le service d'Otologie et Otoneurologie du CHU a en effet mis en avant l'utilisation de listes monosyllabiques de Fournier (50 mots) en langue française à 60 dB SPL (45,5 dB HL) alors qu'auparavant des listes dissyllabiques de Fournier (10 mots) à 60 dB HL étaient utilisées. L'utilisation de ces nouvelles listes monosyllabiques avec plus de mots permet d'affiner les résultats obtenus en s'affranchissant de l'effet de la suppléance mentale (90) et d'augmenter la reproductibilité et la significativité des résultats obtenus (91). En augmentant le nombre de listes utilisées lors d'un examen et en passant à 60 dB SPL, nous nous sommes rapprochés de la littérature anglophone. Pour l'évaluation dans le bruit, nous nous sommes tournés vers le test VRB (92), également plus complet que le test dans le bruit qui était précédemment réalisé. La présence de plus nombreux items d'évaluation augmente la discrimination

de l'examen et le bruit de type « cocktail party » nous rapproche également de la littérature.

Nous avons récupéré les premiers scores d'audiométrie vocale disponibles à partir de 12 mois de l'implantation cochléaire, une phase de plateau étant atteinte en moyenne dès 6,3 mois ($\pm 4,7$) d'après Holden et al. (19). Nous avons considéré les résultats stables dans le temps.

L'étendue de la durée d'inclusion des patients a aussi entraîné un biais de sélection des implants cochléaires. Plusieurs générations de processeurs sont représentées et ont pu être regroupées en 2 catégories : DIGISONIC et NEURO. Des différences de performances ont déjà été mises en évidence entre les processeurs NEURO one et 2 (93), on imagine donc l'hétérogénéité de la population d'implant cochléaire représentés dans ce travail, et son impact sur les résultats audiométriques. Le faible effectif recruté n'a pas permis de prendre compte de cette variable pour nos études statistiques.

L'étude des données biographiques et implantatoires de ce travail ne permet pas de ressortir de facteurs influençant les résultats. Le très faible effectif recruté ne permet pas de conclure sur ces données. La possible influence des facteurs étudiés a déjà été discutée dans l'introduction.

A noter que l'étude de la profondeur d'insertion a été jugée avec la dernière électrode, l'évaluation du bout du porte-électrode n'étant pas fiable.

Nous avons mis en évidence des différences significatives du comportement électrique et seuils psycho-acoustiques des électrodes en fonction de la distance au modiolus.

Il existe une corrélation positive significative entre la distance au modiolus et les données de réglages C, T et la charge électrique pour les processeurs de la génération « NEURO », et pour les données de réglage C et T pour la génération « DIGISONIC ». Ces données sont d'autant plus intéressantes qu'il s'agit de faisceaux d'électrodes de mur latéral et que ces corrélations avaient plutôt été mises en avant pour les faisceaux péri-modiolaires (58).

Comme pour les facteurs biographiques et audiométriques, plusieurs variables peuvent interférer dans ces corrélations : la fibrose réactionnelle à l'implantation aura tendance à augmenter la charge électrique nécessaire pour aller stimuler les fibres du ganglion spiral et peut être évaluée par la valeur des impédances. La population de fibres nerveuses cochléaires résiduelle pourrait également faire varier la charge électrique nécessaire à la stimulation (60). Il serait intéressant de réaliser une analyse multivariée en prenant en compte ces variables.

Tout comme dans les autres études réalisées sur le sujet, la corrélation entre la distance au modiolus et la charge électrique reste trop modeste pour envisager de se baser sur ce seul critère pour le réglage des seuils psycho-acoustiques (59).

CONCLUSION

L'intérêt principal de ce travail aura été de participer à la prise en main et à discuter des axes d'optimisation d'un logiciel de reconstruction tridimensionnelle de cochlées implantées : NAUTILUS. Il sera intéressant de répéter cette étude avec plus de recul par rapport à l'utilisation de ce logiciel, et surtout avec une population implantée plus importante, disposant de cone beam post-opératoire et d'épreuves audiométriques vocales homogènes. L'amélioration de la qualité des imageries pré-opératoires sera une étape importante pour optimiser l'utilisation et la pertinence des reconstructions tridimensionnelles et des données numériques fournies par NAUTILUS. Il faudra sinon améliorer sa fiabilité sur des images de moins bonne résolution.

L'étude des images pré-opératoires par ce logiciel pourrait également faciliter la détermination du type d'électrode le plus adapté à l'anatomie spécifique de la cochlée du futur patient implanté.

Concernant les résultats obtenus grâce à l'utilisation de NAUTILUS, la corrélation mise en évidence pour le réglage de la charge électrique et des seuils psycho-acoustiques avec la distance au modiolus pourrait permettre de développer un modèle de prédiction de ces réglages en augmentant le nombre d'électrodes étudiées. Les régleurs pourraient ainsi s'appuyer dessus dans les cas où le sujet ne pourrait aider à la détermination des seuils psycho-acoustiques (enfants, adultes déficients mentaux). Il pourra également être utile de déterminer si les insertions traumatiques modifient les paramètres de réglage pour adapter au plus vite leurs profils.

BIBLIOGRAPHIE

1. Nouvian R, Malinvaud D, Van den Abbeele T, Puel J-L, Bonfils P, Avan P. Physiologie de l'audition. EMC - Oto-Rhino-Laryngol. janv 2006;1(2):1-14.
2. Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB, Sanders JV. Fundamentals of Acoustics, 4th Edition. Ed Lawrence E Kinsler Austin R Frey Alan B Coppens James V Sanders P 560, Dec 1999
3. Hudspeth AJ. SnapShot: Auditory transduction. Neuron. 16 oct 2013
4. Gillespie PG, Müller U. Mechanotransduction by hair cells: models, molecules, and mechanisms. Cell. 2 oct 2009;139(1):33-44.
5. Von Bekesy G. Some electro-mechanical properties of the organ of Corti. Ann Otol Rhinol Laryngol. juin 1954;63(2):448-68.
6. Pujol R. Audition - Oreille - Cochlée. Disponible sur : <http://www.cochlea.eu>
7. fiche_bon_usage_implants_cochleaires. Disponible sur : https://www.hassante.fr/upload/docs/application/pdf/fiche_bon_usage_implants_cochleaires.pdf
8. Djourno A, Eyries C, Vallancien B. [Electric excitation of the cochlear nerve in man by induction at a distance with the aid of micro-coil included in the fixture]. C R Seances Soc Biol Fil. 1957;151(3):423-5.
9. Simmons FB. Permanent intracochlear electrodes in cats, tissue tolerance and cochlear microphonics. The Laryngoscope. févr 1967;77(2):171-86.
10. Simmons FB. Electrical stimulation of the auditory nerve in cats. Long term electrophysiological and histological results. Ann Otol Rhinol Laryngol. août 1979;88(4 Pt 1):533-9.
11. Chouard CH, MacLeod P. Implantation of multiple intracochlear electrodes for rehabilitation of total deafness: preliminary report. The Laryngoscope. nov

1976;86(11):1743-51.

12. Chouard C-H. Histoire de l'implant cochléaire. Ann Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. déc 2010;127(6):288-96.

13. Bond M, Mealing S, Anderson R, Elston J, Weiner G, Taylor RS, et al. The effectiveness and cost-effectiveness of cochlear implants for severe to profound deafness in children and adults: a systematic review and economic model. Health Technol Assess Winch Engl. sept 2009;13(44):1-330.

14. Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. J Acoust Soc Am. juin 1990;87(6):2592-605.

15. Batrel C, Chaix B. Traitement du signal de l'implant cochléaire. Disponible sur: <http://www.cochlea.eu>

16. Notice de réglage OTICON. Disponible sur : <https://www.oticonmedical.com/-/media/medical/main/files/for-professionals/ci/audiological/gmci/fg/fr/182823frfggenie-medical-civersion-a201807interactive.pdf?la=en>

17. Contrera KJ, Betz J, Li L, Blake CR, Sung YK, Choi JS, et al. Quality of life after intervention with a cochlear implant or hearing aid. The Laryngoscope. 2016;126(9):2110-5.

18. Blamey P, Artieres F, Başkent D, Bergeron F, Beynon A, Burke E, et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. Audiol Neurootol. 2013;18(1):36-47.

19. Holden LK, Finley CC, Firszt JB, Holden TA, Brenner C, Potts LG, et al. Factors Affecting Open-Set Word Recognition in Adults with Cochlear Implants. Ear Hear. 2013;34(3):342-60.

20. Fontenot TE, Giardina CK, Dillon M, Rooth MA, Teagle HF, Park LR, et al. Residual Cochlear Function in Adults and Children Receiving Cochlear Implants:

- Correlations With Speech Perception Outcomes. *Ear Hear.* juin 2019;40(3):577-91.
21. Gifford RH, Dorman MF, Skarzynski H, Lorens A, Polak M, Driscoll CLW, et al. Cochlear implantation with hearing preservation yields significant benefit for speech recognition in complex listening environments. *Ear Hear.* août 2013;34(4):413-25.
22. Glennon E, Svirsky MA, Froemke RC. Auditory cortical plasticity in cochlear implant users. *Curr Opin Neurobiol.* 2020;60:108-14.
23. Fallon JB, Irvine DRF, Shepherd RK. Cochlear implants and brain plasticity. *Hear Res.* avr 2008;238(1-2):110-7.
24. Zhao EE, Dornhoffer JR, Loftus C, Nguyen SA, Meyer TA, Dubno JR, et al. Association of Patient-Related Factors With Adult Cochlear Implant Speech Recognition Outcomes: A Meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Neck Surg.* 1 juill 2020;146(7):613-20.
25. McRackan TR, Hand BN, Velozo CA, Dubno JR. Association of Demographic and Hearing-Related Factors With Cochlear Implant-Related Quality of Life. *JAMA Otolaryngol-- Head Neck Surg.* 01 2019;145(5):422-30.
26. Dhanasingh A, Jolly C. Review on cochlear implant electrode array tip fold-over and scalar deviation. *J Otol.* sept 2019;14(3):94-100.
27. Foggia MJ, Quevedo RV, Hansen MR. Intracochlear fibrosis and the foreign body response to cochlear implant biomaterials. *Laryngoscope Investig Otolaryngol.* déc 2019;4(6):678-83.
28. Wilk M, Hessler R, Mugridge K, Jolly C, Fehr M, Lenarz T, et al. Impedance Changes and Fibrous Tissue Growth after Cochlear Implantation Are Correlated and Can Be Reduced Using a Dexamethasone Eluting Electrode. *PLoS One.* 2016;11(2):e0147552.
29. Boggess WJ, Baker JE, Balkany TJ. Loss of residual hearing after cochlear

implantation. *The Laryngoscope*. oct 1989;99(10 Pt 1):1002-5.

30. James C, Albegger K, Battmer R, Burdo S, Deggouj N, Deguine O, et al. Preservation of residual hearing with cochlear implantation: how and why. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. mai 2005;125(5):481-91.

31. Richard C, Fayad JN, Doherty J, Linthicum FH. Round Window versus Cochleostomy Technique in Cochlear Implantation: Histological Findings. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. sept 2012;33(7):1181-7.

32. Adunka O, Unkelbach MH, Mack M, Hambek M, Gstoettner W, Kiefer J. Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: a histologically controlled insertion study. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. sept 2004;124(7):807-12.

33. Wanna GB, Noble JH, Carlson ML, Gifford RH, Dietrich MS, Haynes DS, et al. Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *The Laryngoscope*. nov 2014;124 Suppl 6:S1-7.

34. Torres R, Drouillard M, De Seta D, Bensimon J-L, Ferrary E, Sterkers O, et al. Cochlear Implant Insertion Axis Into the Basal Turn: A Critical Factor in Electrode Array Translocation. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2018;39(2):168-76.

35. De Seta D, Torres R, Russo FY, Ferrary E, Kazmitcheff G, Heymann D, et al. Damage to inner ear structure during cochlear implantation: Correlation between insertion force and radio-histological findings in temporal bone specimens. *Hear Res*. 2017;344:90-7.

36. Torres R, Kazmitcheff G, Bernardeschi D, De Seta D, Bensimon JL, Ferrary E, et al. Variability of the mental representation of the cochlear anatomy during cochlear

implantation. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg. août 2016;273(8):2009-18.

37. Torres R, Kazmitcheff G, De Seta D, Ferrary E, Sterkers O, Nguyen Y. Improvement of the insertion axis for cochlear implantation with a robot-based system. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg. févr 2017;274(2):715-21.

38. Kaufmann CR, Henslee AM, Claussen A, Hansen MR. Evaluation of Insertion Forces and Cochlea Trauma Following Robotics-Assisted Cochlear Implant Electrode Array Insertion. Otol Neurotol. juin 2020;41(5):631–638.

39. Vandersteen C, Demarcy T, Roger C, Fontas E, Raffaelli C, Ayache N, et al. Impact of the surgical experience on cochleostomy location: a comparative temporal bone study between endaural and posterior tympanotomy approaches for cochlear implantation. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg. sept 2016;273(9):2355-61.

40. Badr A, Shabana Y, Mokbel K, Elsharabasy A, Ghonim M, Sanna M. Atraumatic Scala Tympani Cochleostomy; Resolution of the Dilemma. J Int Adv Otol. août 2018;14(2):190-6.

41. Laszig R, Ridder GJ, Fradis M. Intracochlear insertion of electrodes using hyaluronic acid in cochlear implant surgery. J Laryngol Otol. mai 2002;116(5):371-2.

42. Shaul C, Venkatagiri PK, Lo J, Eastwood HT, Bester CW, Briggs RJS, et al. Glucocorticoid for Hearing Preservation After Cochlear Implantation: A Systemic Review and Meta-analysis of Animal Studies. Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol. 2019;40(9):1178-85.

43. Lo J, Campbell L, Sale P, Chambers S, Hampson A, Eastwood H, et al. The Role of Preoperative Steroids in Atraumatic Cochlear Implantation Surgery. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2017;38(8):1118-24.
44. Kuthubutheen J, Coates H, Rowsell C, Nedzelski J, Chen JM, Lin V. The role of extended preoperative steroids in hearing preservation cochlear implantation. *Hear Res*. sept 2015;327:257-64.
45. Rajan GP, Kuthubutheen J, Hedne N, Krishnaswamy J. The role of preoperative, intratympanic glucocorticoids for hearing preservation in cochlear implantation: a prospective clinical study. *The Laryngoscope*. janv 2012;122(1):190-5.
46. O'Connell BP, Cakir A, Hunter JB, Francis DO, Noble JH, Labadie RF, et al. Electrode Location and Angular Insertion Depth Are Predictors of Audiologic Outcomes in Cochlear Implantation. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2016;37(8):1016-23.
47. O'Connell BP, Hunter JB, Haynes DS, Holder JT, Dedmon MM, Noble JH, et al. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *The Laryngoscope*. 2017;127(10):2352-7.
48. Boyd PJ. Potential benefits from deeply inserted cochlear implant electrodes. *Ear Hear*. août 2011;32(4):411-27.
49. van der Marel KS, Briaire JJ, Wolterbeek R, Snel-Bongers J, Verbist BM, Frijns JHM. Diversity in cochlear morphology and its influence on cochlear implant electrode position. *Ear Hear*. févr 2014;35(1):e9-20.
50. Bento RF, Danieli F, Magalhães AT de M, Gnansia D, Hoen M. Residual Hearing Preservation with the Evo® Cochlear Implant Electrode Array: Preliminary

Results. *Int Arch Otorhinolaryngol.* oct 2016;20(4):353-8.

51. Hughes ML, Abbas PJ. Electrophysiologic channel interaction, electrode pitch ranking, and behavioral threshold in straight versus perimodiolar cochlear implant electrode arrays. *J Acoust Soc Am.* mars 2006;119(3):1538-47.

52. Xi X, Ji F, Han D, Hong M, Chen A. Electrode interaction in cochlear implant recipients: comparison of straight and contour electrode arrays. *ORL J Oto-Rhino-Laryngol Its Relat Spec.* 2009;71(4):228-37.

53. Gibson P, Boyd P. Optimal electrode design: Straight versus perimodiolar. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 1 juin 2016;133:S63-5.

54. Shepherd RK, Hatsushika S, Clark GM. Electrical stimulation of the auditory nerve: The effect of electrode position on neural excitation. *Hear Res.* 1 mars 1993;66(1):108-20.

55. Boyle PJ. The rationale for a mid-scala electrode array. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* juin 2016;133 Suppl 1:S61-62.

56. Chakravorti S, Noble JH, Gifford RH, Dawant BM, O'Connell BP, Wang J, et al. Further Evidence of the Relationship Between Cochlear Implant Electrode Positioning and Hearing Outcomes. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol.* 2019;40(5):617-24.

57. O'Connell BP, Hunter JB, Wanna GB. The importance of electrode location in cochlear implantation. *Laryngoscope Investig Otolaryngol.* 2016;1(6):169-74.

58. Davis TJ, Zhang D, Gifford RH, Dawant BM, Labadie RF, Noble JH. Relationship Between Electrode-to-Modiolus Distance and Current Levels for Adults With Cochlear Implants. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol.* janv 2016;37(1):31-7.

59. Degen CV, Büchner A, Kludt E, Lenarz T. Effect of Electrode to Modiolus

Distance on Electrophysiological and Psychophysical Parameters in CI Patients With Perimodiolar and Lateral Electrode Arrays. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 17 août 2020;

60. Long CJ, Holden TA, McClelland GH, Parkinson WS, Shelton C, Kelsall DC, et al. Examining the electro-neural interface of cochlear implant users using psychophysics, CT scans, and speech understanding. *J Assoc Res Otolaryngol JARO*. avr 2014;15(2):293-304.

61. Zeng FG, Galvin JJ. Amplitude mapping and phoneme recognition in cochlear implant listeners. *Ear Hear*. févr 1999;20(1):60-74.

62. Kim SY, Jeon S-K, Oh SH, Lee JH, Suh M-W, Lee S-Y, et al. Electrical dynamic range is only weakly associated with auditory performance and speech recognition in long-term users of cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. août 2018;111:170-3.

63. Wolfe J, Schafer E. *Programming Cochlear Implants (2nd ed.)*. San Diego, CA: Plural Publishing, Inc;

64. Landsberger DM, Svrakic M, Roland JT, Svirsky M. The Relationship Between Insertion Angles, Default Frequency Allocations, and Spiral Ganglion Place Pitch in Cochlear Implants. *Ear Hear*. oct 2015;36(5):e207-213.

65. Finley CC, Holden TA, Holden LK, Whiting BR, Chole RA, Neely GJ, et al. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. oct 2008;29(7):920-8.

66. Gani M, Valentini G, Sigrist A, Kós M-I, Boëx C. Implications of Deep Electrode Insertion on Cochlear Implant Fitting. *JARO J Assoc Res Otolaryngol*. mars 2007;8(1):69-83.

67. Svirsky MA, Silveira A, Neuburger H, Teoh S-W, Suárez H. Long-term auditory adaptation to a modified peripheral frequency map. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. mai 2004;124(4):381-6.
68. Canfarotta MW, Dillon MT, Buss E, Pillsbury HC, Brown KD, O'Connell BP. Frequency-to-Place Mismatch: Characterizing Variability and the Influence on Speech Perception Outcomes in Cochlear Implant Recipients. *Ear Hear*. oct 2020;41(5):1349-61.
69. Lambriks LJG, van Hoof M, Debruyne JA, Janssen M, Chalupper J, van der Heijden KA, et al. Evaluating hearing performance with cochlear implants within the same patient using daily randomization and imaging-based fitting - The ELEPHANT study. *Trials*
70. Dirr F, Hempel JM, Krause E, Müller J, Berghaus A, Ertl-Wagner B, et al. Value of routine plain x-ray position checks after cochlear implantation. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. déc 2013;34(9):1666-9.
71. Saeed SR, Selvadurai D, Beale T, Biggs N, Murray B, Gibson P, et al. The use of cone-beam computed tomography to determine cochlear implant electrode position in human temporal bones. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. sept 2014;35(8):1338-44.
72. Zou J, Hannula M, Lehto K, Feng H, Lähelmä J, Aula AS, et al. X-ray microtomographic confirmation of the reliability of CBCT in identifying the scalar location of cochlear implant electrode after round window insertion. *Hear Res*. 1 août 2015;326:59-65.
73. Marx M, Risi F, Escudé B, Durmo I, James C, Lauwers F, et al. Reliability of cone beam computed tomography in scalar localization of the electrode array: a radio

histological study. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg. avr 2014;271(4):673-9.

74. Theunisse HJ, Joemai RMS, Maal TJJ, Geleijns J, Mylanus EAM, Verbist BM. Cone-beam CT versus multi-slice CT systems for postoperative imaging of cochlear implantation--a phantom study on image quality and radiation exposure using human temporal bones. Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol. avr 2015;36(4):592-9.

75. Razafindranaly V, Truy E, Pialat J-B, Martinon A, Bourhis M, Boublay N, et al. Cone Beam CT Versus Multislice CT: Radiologic Diagnostic Agreement in the Postoperative Assessment of Cochlear Implantation. Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol. 2016;37(9):1246-54.

76. Wimmer W, Vandersteen C, Guevara N, Caversaccio M, Delingette H. Robust Cochlear Modiolar Axis Detection in CT. Med Image Comput Comput-Assist Interv MICCAI Int Conf Med Image Comput Comput-Assist Interv. oct 2019;22:3-10.

77. Massuda ET, Demarcy T, Hoen M, Danieli F, Amaral MSA do, Gnansia D, et al. Method to quantitatively assess electrode migration from medical images: Feasibility and application in patients with straight cochlear implant arrays. Cochlear Implants Int. 3 sept 2019;20(5):237-41.

78. Noble JH, Labadie RF, Majdani O, Dawant BM. Automatic Segmentation of Intra-Cochlear Anatomy in Conventional CT. IEEE Trans Biomed Eng. sept 2011;58(9):2625-32.

79. Demarcy T, Vandersteen C, Guevara N, Raffaelli C, Gnansia D, Ayache N, et al. Automated analysis of human cochlea shape variability from segmented μ CT images. Comput Med Imaging Graph. 1 juill 2017;59:1-12.

80. Schuman TA, Noble JH, Wright CG, Wanna GB, Dawant B, Labadie RF. Anatomic verification of a novel method for precise intrascalar localization of cochlear implant electrodes in adult temporal bones using clinically available computed tomography. *The Laryngoscope*. nov 2010;120(11):2277-83.
81. Neri E, Berrettini S, Salvatori L, Forli F, Franceschini SS, Bartolozzi C. 3-D CT and MRI co-registration in the assessment of cochlear implantation. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res*. oct 2005;11(10):MT63-67.
82. Dragovic AS, Stringer AK, Campbell L, Shaul C, O'Leary SJ, Briggs RJ. Co-registration of cone beam CT and preoperative MRI for improved accuracy of electrode localization following cochlear implantation. *Cochlear Implants Int*. 2018;19(3):147-52.
83. Mittmann P, Todt I, Wesarg T, Arndt S, Ernst A, Hassepas F. Electrophysiological Detection of Intracochlear Scalar Changing Perimodiolar Cochlear Implant Electrodes: A Blinded Study. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. août 2015;36(7):1166-71.
84. Mittmann P, Todt I, Ernst A, Rademacher G, Mutze S, Göricke S, et al. Electrophysiological detection of scalar changing perimodiolar cochlear electrode arrays: a long term follow-up study. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg*. déc 2016;273(12):4251-6.
85. Eshraghi AA, Yang NW, Balkany TJ. Comparative study of cochlear damage with three perimodiolar electrode designs. *The Laryngoscope*. mars 2003;113(3):415-9.
86. Gerber N, Reyes M, Barazzetti L, Kjer HM, Vera S, Stauber M, et al. A multiscale imaging and modelling dataset of the human inner ear. *Sci Data*. 19 sept

2017;4(1):170132.

87. HAS. Rapport HAS cone beam. Disponible sur :

https://www.hassante.fr/upload/docs/application/pdf/200912/rapport_cone_beam_version_finale_2009-12-28_17-27-28_610.pdf

88. Ap Z, Bm D, Ra M, Ac P. Morphometric analysis of white matter lesions in MR images: method and validation Vol. 13, IEEE transactions on medical imaging. IEEE Trans Med Imaging; 1994.

89. Heutink F, Verbist BM, Mens LHM, Huinck WJ, Mylanus EAM. The evaluation of a slim perimodiolar electrode: surgical technique in relation to intracochlear position and cochlear implant outcomes. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol Off J Eur Fed Oto-Rhino-Laryngol Soc EUFOS Affil Ger Soc Oto-Rhino-Laryngol - Head Neck Surg. févr 2020;277(2):343-50.

90. Egan JP. Articulation testing methods. The Laryngoscope. sept 1948;58(9):955-91.

91. Thornton AR, Raffin MJ. Speech-discrimination scores modeled as a binomial variable. J Speech Hear Res. sept 1978;21(3):507-18.

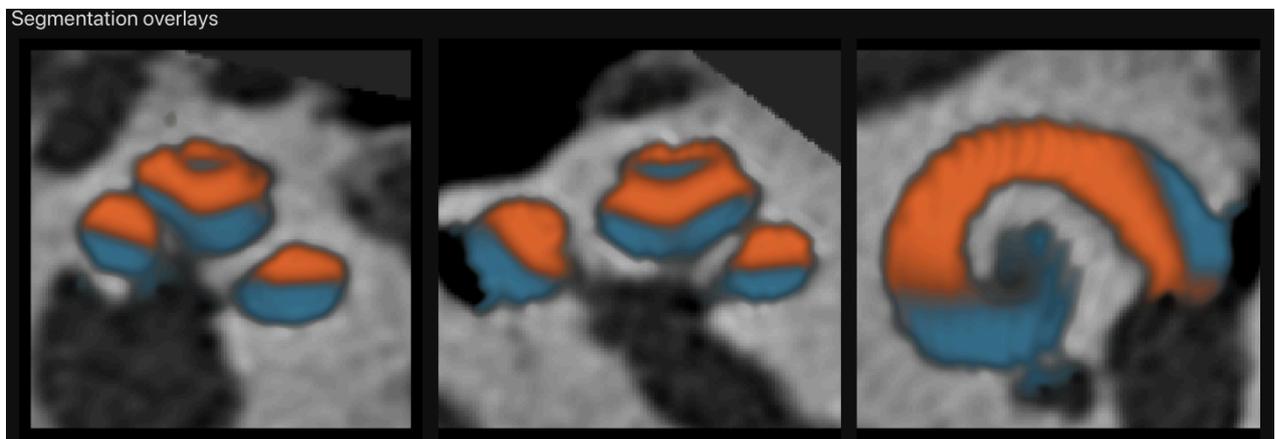
92. Leclercq F, Renard C, Vincent C. Speech audiometry in noise: Development of the French-language VRB (vocale rapide dans le bruit) test. Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis. 1 oct 2018;135(5):315-9.

93. Franco-Vidal V, Parietti-Winkler C, Guevara N, Truy E, Loundon N, Bailleux S, et al. The Oticon Medical Neuro Zti cochlear implant and the Neuro 2 sound processor: multicentric evaluation of outcomes in adults and children. Int J Audiol. 1 févr 2020;59(2):153-60.

ANNEXES



Annexe 1 : logo de NAUTILUS apparaissant sur la page d'accueil du logiciel



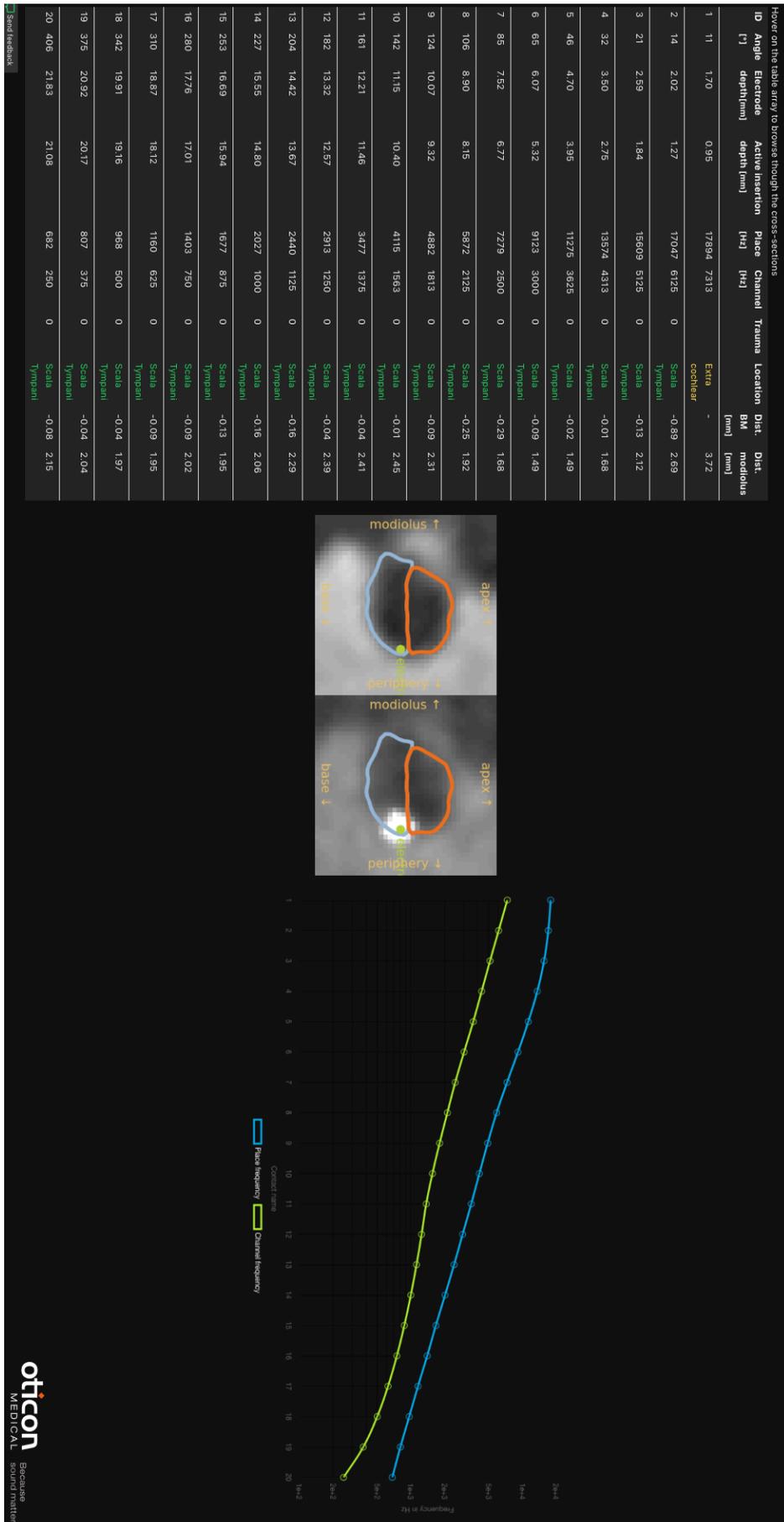
Annexe 2 : segmentation des rampes sur les coupes scannographiques pour le cas FREAKY-MUSTARD-AUDEMER

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange

Annexe 3 : tableau des mesures, sections par électrode et courbes de fréquences par électrode pour FREAKY-MUSTARD-AUDEMER

Le tableau rapporte les angles d'insertion, la profondeur d'insertion, la fréquence théorique et celle attribuée automatiquement lors des réglages. La rampe dans laquelle se trouve l'électrode est également précisée, ainsi que la distance à la membrane basilaire, au modiolus et le traumatisme évalué.

Rampe tympanique en bleu / rampe vestibulaire en orange



AUTEUR : Nom : BECK

Prénom : Cyril

Date de soutenance : 13 Octobre 2020 à 18h00

Titre de la thèse : Étude pilote : utilisation d'un nouveau logiciel de reconstruction tridimensionnelle de cochlée implantée, NAUTILUS

Thèse - Médecine - Lille 2020

Cadre de classement : Otologie et Otoneurologie

DES + spécialité : Oto-Rhino-Laryngologie (ORL) et chirurgie cervico-faciale

Mots-clés : implant cochléaire ; surdité ; cone beam ; reconstruction tridimensionnelle ; segmentation cochléaire ; traumatisme cochléaire

Résumé :

Introduction : L'implantation cochléaire vise à rétablir l'audition chez les patients sourds profonds à sévères mais peut paradoxalement être traumatique et compromettre les résultats. L'objectif principal de ce travail était de prendre en main un nouvel outil de segmentation et de reconstruction tridimensionnelle de cochlée implantée : NAUTILUS. Munis de ce logiciel, nous avons d'emblée tenté de déterminer les données pouvant influencer sur les résultats audiométriques vocaux et de réglage des patients implantés.

Matériels et méthodes : nous avons inclus et récupéré les données biographiques, audiométriques et de réglage des patients majeurs ayant bénéficié de la pose d'implant cochléaire de marque OTICON MEDICAL dans le service d'Otologie et Otoneurologie du CHU de Lille, entre janvier 2014 et décembre 2018. Les patients devaient avoir bénéficié d'imageries scannographiques, avec une bonne résolution, pré et post-opératoires. Les imageries ont été intégrées dans NAUTILUS (v0.2) pour l'interprétation des données anatomiques de la cochlée implantée.

Résultats : Sur les 28 implantations retenues, 5 reconstructions cochléaires n'étaient pas interprétables et 16 (57 %) étaient bonnes à parfaites. Pour les 23 implants restants, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative pour les résultats audiométriques vocaux en fonction du traumatisme cochléaire. Nous avons mis en avant une corrélation significative entre la distance modiolus-électrode et la charge électrique de l'électrode, déterminée lors des réglages, pour les processeurs « Neuro » (Pearson $r=0,186$, $p=0,014$).

Conclusion : L'utilisation d'outils de segmentation de cochlée implantée permet l'étude du comportement de l'implant in vivo, et de déterminer les facteurs anatomiques pouvant influencer sur les résultats audiométriques. Cette première utilisation de NAUTILUS a permis d'apprendre à utiliser le logiciel et à orienter les axes d'optimisation, la limite principale étant la résolution des imageries pré-opératoires et la disponibilité des imageries.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER

Asseseurs : Monsieur le Professeur Christophe VINCENT

Monsieur le Professeur Pierre FAYOUX

Monsieur le Docteur Michaël RISAUD

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Christophe VINCENT