UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE – LILLE 2

FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2012

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

Taille et croissance de la cochlée humaine Application dans l'implantation cochléaire

Présentée et soutenue publiquement le 29 Juin 2012

Par *Grégory HOSANA*

Jury

Président :	**Monsieur le Professeur François-Michel VANEECLOO**
Assesseurs :	**Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER**
	Monsieur le Docteur Pierre FAYOUX
Directeur de Thèse :	**Monsieur le Professeur Christophe VINCENT**

Sommaire

Introduction 12

Embryologie 12
Anatomie descriptive et fonctionnelle 13
Etat des connaissances 14

Matériels et Méthodes 16

Analyses radiologiques 17
Analyses statistiques 20

Résultats 22

Discussion 25

Taille et croissance de la cochlée 25
Application dans l'implantation cochléaire 26
Implant cochléaire standard 29
Implant cochléaire électro-acoustique 31
Application au choix du porte électrode 33

Cas pratiques 38

Cas 1 38
Cas 2 39

Conclusion 40

Bibliographie 42

Table des figures 45

Ressources électroniques 46

Annexes 47

INTRODUCTION

Le rôle de l'oreille est de transformer une énergie mécanique en une énergie électrique. L'oreille externe capte et dirige le son, l'oreille moyenne convertit le son en mouvement liquidien et l'oreille interne transforme le mouvement liquidien en énergie électrique. La cochlée représente la partie « auditive » de l'oreille interne. C'est l'enroulement en spirale de cette structure ostéo-membraneuse, au cours du développement, qui lui vaut son nom.

Embryologie

L'embryologie de l'oreille interne a récemment progressé grâce à la microscopie électronique à balayage et au développement de la biologie moléculaire qui permet l'étude des cytokines.

Le labyrinthe membraneux dérive de la placode otique, épaississement de l'ectoblaste qui apparaît au 23^{e} jour. La placode s'invagine durant la cinquième semaine pour former l'otocyste qui prend une forme bilobée : la partie dorsale donnera le vestibule, et la partie ventrale le canal cochléaire. Un groupe de cellules se détache de la placode otique pour former le ganglion statoacoustique, dont la partie ventrale vient s'accoler au canal cochléaire et suit son enroulement, devenant le ganglion spiral.

Le premier tour de la cochlée est formé à 7 semaines de gestation et les deux tours et demi sont complets à 9 semaines. A ce stade, la cochlée mesure 3 mm de la base à l'apex ; elle augmente de taille jusqu'au cinquième mois, quand elle atteint sa taille adulte. Les espaces périlymphatiques se creusent au sein du mésenchyme environnant le canal cochléaire vers la 11^{e} semaine, puis l'ossification du labyrinthe osseux se fait du cinquième mois à la naissance.

La cochlée est fonctionnelle dès le cinquième mois, alors que la différenciation cellulaire est encore incomplète. La formation du tunnel de Corti et des espaces de Nuel se poursuivent jusqu'au huitième mois (Van den Abbeele 1997).

Anatomie descriptive et fonctionnelle

La cochlée est une structure conique composée de trois canaux : un canal externe appelé rampe vestibulaire (*scala vestibuli*), un canal interne appelé rampe tympanique (*scala tympani)* et un canal central appelé canal cochléaire (*scala media*). Elle comporte un axe central osseux (modiolus) traversé par le nerf cochléaire. Les rampes vestibulaire et tympanique contiennent de la périlymphe alors que le canal cochléaire contient de l'endolymphe plus riche en potassium (Figure 1). L'organe de Corti est situé au niveau du canal cochléaire et c'est lui qui constitue la partie neurosensorielle de la cochlée Il est constitué de cellules ciliées internes qui assurent la transduction de la stimulation mécanique en phénomène bioélectrique et de cellules ciliées externes qui assurent la sélectivité fréquentielle. Il est le siège d'une tonotopie, avec un codage des fréquences aigües à la base de la cochlée et des fréquences graves à l'apex. Ainsi pour être le moins traumatique possible, le porte électrode est inséré au niveau de la rampe tympanique lors de l'implantation cochléaire. Les électrodes sont positionnées le long du porte électrode afin que les électrodes distales stimulent les fréquences graves et les proximales les aigus, en accord avec la tonotopie cochléaire.

.

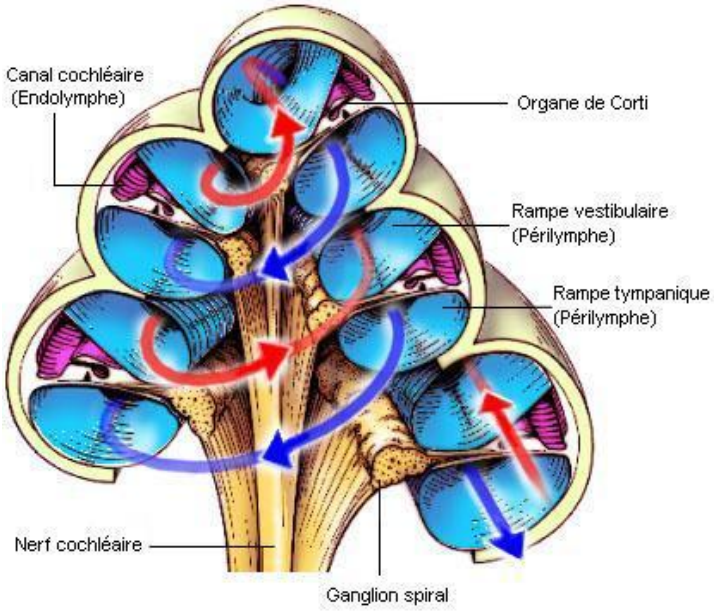


Figure 1 : Coupe coronale de la cochlée indiquant les différentes rampes et les éléments neurosensoriels (Source image: http://www.neuroreille.com/promenade/francais/cochlea/schcoch.jpg modifiée par Hosana G)

Etat des connaissances

Les études sur la croissance fœtale et post-natale de la cochlée démontrent qu'elle atteint ses dimensions définitives entre la 16ème et 25ème semaine de gestation (Eby 1986, Jeffery 2004, Nemzek 1996), mais ces études sont pour la plupart histologiques et sont limitées par la taille des effectifs. A notre connaissance, une seule étude scanographique récente démontre qu'il n'y a pas de variation de taille en fonction de l'âge chez des sujets âgés de 1 mois à 23 ans (Mori 2012). Cependant, cette étude ne présente pas d'application chirurgicale en particulier pour l'implantation cochléaire, et les mesures faites ne prennent donc pas en compte la longueur des rampes, qui nous intéresse spécifiquement pour le choix des électrodes intra cochléaires.

Les malformations anatomiques cochléaires sont souvent associées à des surdités chez les enfants. Les anomalies telles que la cavité commune, l'hypoplasie ou aplasie cochléaire

résultent probablement d'un arrêt prématuré du développement de la cochlée durant la gestation. Dans la littérature, seulement 20% à 40% des enfants avec une surdité congénitale présenteraient des anomalies radiographiques (Mafong 2002, Chen 2008). Ces cochlées anormales ont moins des 2,5 à 2,75 tours habituels du limaçon et une taille inférieure aux cochlées standards (Jackler RK 1987).

La première partie de ce travail aura donc pour but de définir la taille de la cochlée normale en particulier du canal cochléaire à partir de données scanographiques, ainsi que la croissance de cet élément en fonction de l'âge.

La deuxième partie de ce travail discutera de l'apport de ces mesures lors du bilan pré-implantatoire. En effet, l'implant cochléaire a subit depuis le premier prototype d'Eyriès et Djourno en 1957 des améliorations constantes tant sur le plan neurophysiologique qu'électronique avec actuellement une utilisation courante en pratique ORL. Compte tenu de la qualité des résultats, une extension des indications est posée chez les sujets présentant une audition résiduelle sur les basses fréquences : l'implant cochléaire électro-acoustique.

Son principe est d'effectuer une stimulation mixte, acoustique pour les basses fréquences et électriques pour les fréquences plus hautes. Son fonctionnement nécessite la préservation de l'audition résiduelle en utilisant des techniques chirurgicales minimales invasives de « soft surgery » (Briggs 2005). Ces techniques chirurgicales micro-invasives sont aidées par un design moins traumatisant du porte électrode, et c'est sur ce dernier point que nous discuterons précisément.

MATERIELS ET METHODES

Notre travail a consisté en une étude anatomique prospective de la cochlée humaine basée sur l'analyse scanographique des rochers réalisée au sein du CHRU de Lille. Tous les patients porteurs de malformations de l'oreille ou de pathologies connues pouvant être associées a des malformations de la cochlée ont été exclus afin d'analyser uniquement les cochlées considérées comme normales. Les patients ont tous bénéficié d'une imagerie par tomodensitométrie haute résolution. (Somaton Sensation 64 barrettes, Siemens).

Nous avons obtenu l'accord du responsable de pôle de radiologie pour analyser les scanners ainsi que l'accord du Département d'Information Médicale (DIM) pour exploiter les scanners.

Une recherche par le codage de l'acte « scanographie unilatérale ou bilatérale de la partie pétreuse de l'os temporal [rocher] et de l'oreille » (LAQK002) a été effectué sur la période de Juin 2011 à Mai 2012. Tous les scanners étaient alors contenus dans le PACS (Picture Archiving and Communication System) du CHRU facilitant ainsi leur analyse de manière reproductible et comparative.

Les mesures scanographiques ont été effectuées au sein du service de radiologie en utilisant le logiciel iSite® Radiology (Philips IntelliSpace Portal) avec l'aide d'une radiologiste spécialisée dans l'étude de l'oreille interne. Toutes les mesures ont été réalisées par le même opérateur afin de réduire les variations inter observateurs.

La formule utilisée pour mesurer la longueur du canal cochléaire a été celle du Dr Claude Jolly (MEDEL®, R&D, Innsbruck, Austria) qui calcule la longueur de deux tours de spires à partir de la mesure A. Elle correspond à la distance entre le centre de la fenêtre ronde

et la paroi osseuse latérale opposée en passant par le modiolus, exprimée en millimètre (Figure 2).

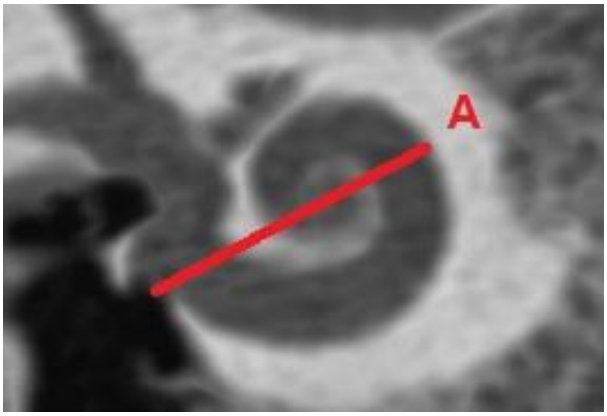


Figure 2 : Mesure A sur la cochlée

La formule se définit ainsi :

Longueur du canal cochléaire sur 720°= 3,65A-3,63.

A noter qu'il existe une formule pour calculer la longueur totale de l'organe de corti (longueur de l'organe de corti = 4,17A-3,98) développée là aussi par Jolly basée sur les valeurs expérimentales de Hardy (Hardy 1938), mais en terme d'application à l'implantation cochléaire, c'étaient les mesures de 2 tours de spires (720°) qui nous intéressaient car le porte électrode ne dépasse pas cette longueur (Boyd 2011).

Analyses radiologiques

Nous détaillons ci-dessous les étapes pour déterminer la mesure A.

Nous avons affiché sur l'écran les 3 plans de coupe du rocher, en sélectionnant sur l'orientation voulue la coupe d'intérêt (Figure 3).

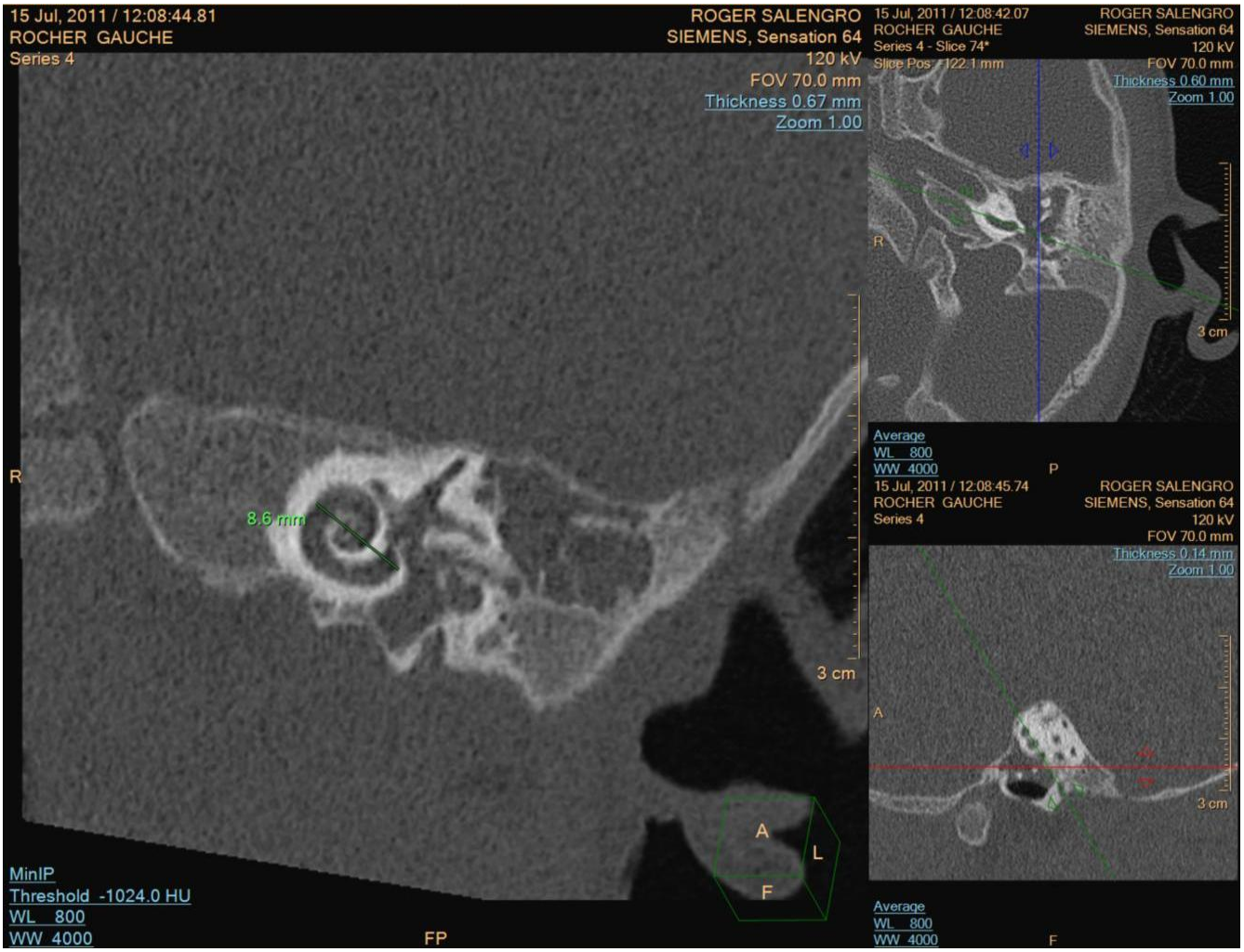


Figure 3 : Affichage des 3 axes pour rechercher la meilleure orientation de la cochlée

Puis nous avons sélectionné sur l'orientation axiale la coupe passant par le tour basal de la cochlée en disposant un axe parallèle (Figure 4) qui nous place la cochlée dans son grand axe sur la coupe coronale :

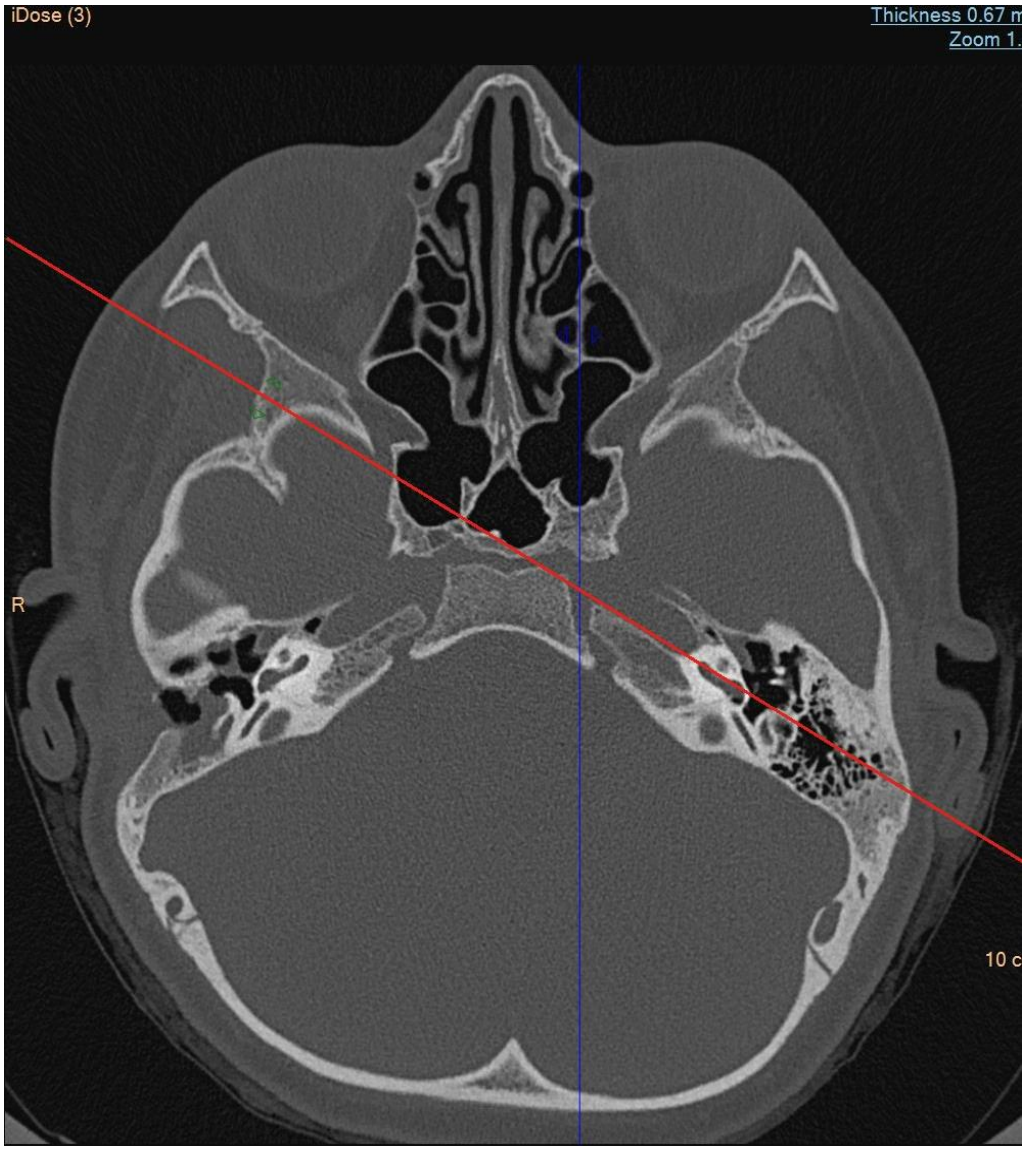


Figure 4 : Coupe axiale à la recherche du tour basal de la cochlée. Axe rouge correspond au plan du tour basal.

Nous avons incliné l'axe vertical du plan sagittal pour visualiser sur la coupe coronale le meilleur déroulement de la cochlée. Ensuite, la fonction « MinIP » (Minimum Intensity Projection) du logiciel a permis d'affiner la visualisation de la cochlée déroulée en superposant les coupes. La valeur de A a été déterminée manuellement en recherchant la fenêtre ronde sur les coupes sus ou sous jacentes puis en mesurant la distance entre le centre de la fenêtre et la paroi latérale opposée en passant par le centre du modiolus.

Ci-après, différentes valeurs de A sont mesurées après reconstruction en utilisant les trois axes de coupes (Figure 5) :

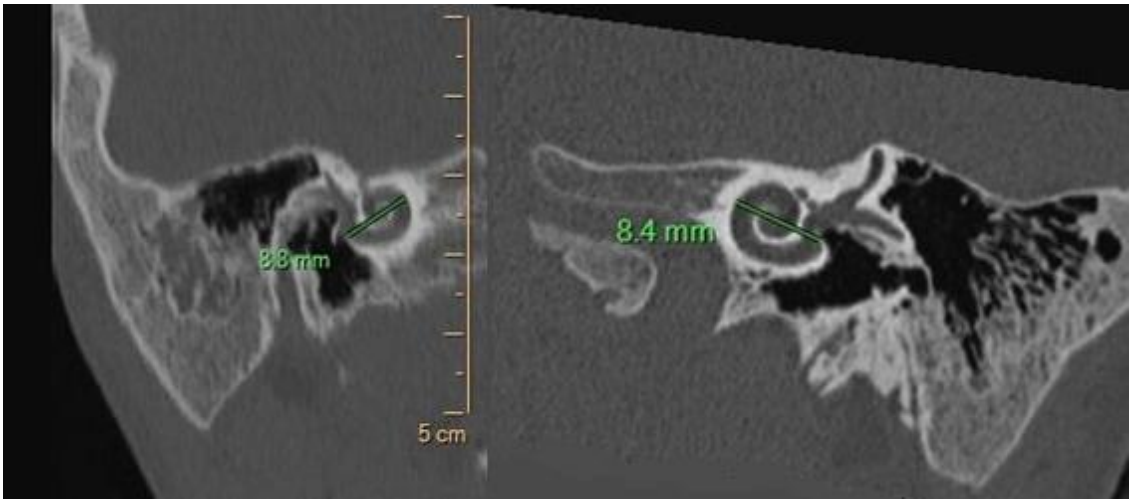


Figure 5 : Coupes reconstruites dans l'axe de la cochlée droite et gauche

Analyses statistiques

Les variables analysées dans notre étude ont été la longueur du canal cochléaire à droite et à gauche, le sexe, et l'âge. Les variables continues ont été comparées entre groupes stratifiés par âge et par sexe, un $p<0,05$ était considéré comme significatif.

Le modèle de dépendance de longueur de la cochlée selon l'âge et le sexe est basé sur la comparaison des coefficients obtenus pour des modèles successifs de régression cubique, quadratique et linéaire. La distribution des observations suit une loi normale (Figure 6), permettant l'utilisation de tests paramétriques pour comparer ces variables.

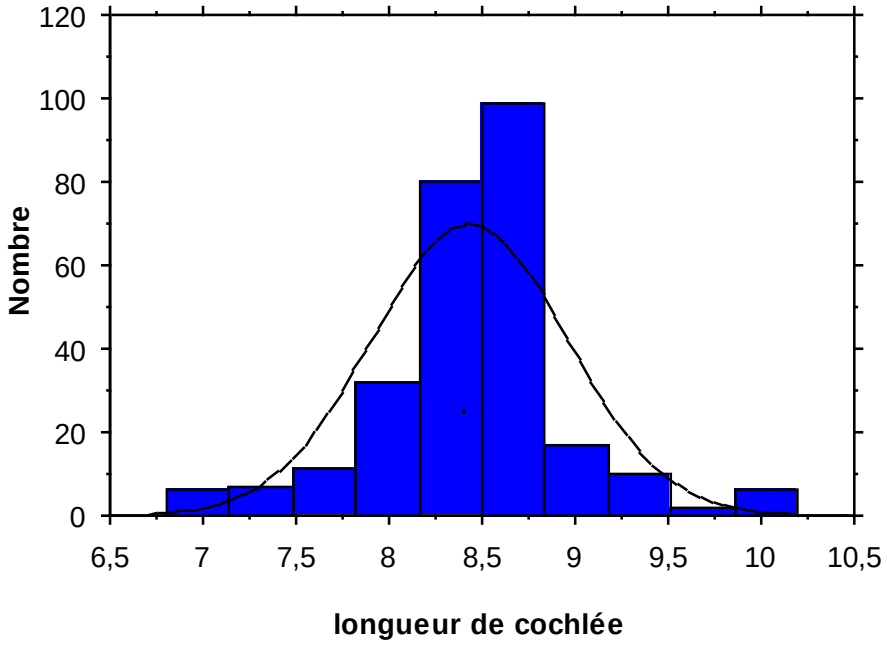


Figure 6 : Répartition gaussienne correspondant à une loi normale

Nous avons utilisé le logiciel STATVIEW® (SAS Institute Inc., USA) pour l'analyse statistique.

RESULTATS

Au total, 135 scanners ont été sélectionnés, permettant la mesure de 270 cochlées. Les mesures ont été réalisées chez des patients âgés de 2 mois à 93 ans, avec un sex ratio M/F de 1,25 (75/60).

Le tableau I représente la répartition du nombre de cochlées mesurées suivant l'âge.

Tableau I : Nombre de cochlées mesurées suivant l'âge

Age (en années)	**0-5**	**5-15**	**15-93**
Nombre de cochlées	**40**	**36**	**194**

La longueur moyenne de A était de 8,431 +/- 0,525 mm. Concernant les mesures de A, en analysant statistiquement les différentes variables et mesures réalisée (Tableau II), nous avons constaté qu'il n'y avait pas de différences significatives de la taille de canal cochléaire que ce soit en fonction du sexe (Tableau III), ou en fonction du côté (Tableau IV). L'analyse des résultats en fonction de l'âge retrouvait une courbe de régression linéaire et strictement horizontale (Figure 7), permettant de conclure à l'absence de croissance sur la population étudiée. Les résultats montraient par ailleurs une importante variabilité interindividuelle, quel que soit l'âge, avec des extrêmes compris entre 6,80mm et 10,2 mm.

Tableau II : Statistiques descriptives

	Age	Cochlée droite	Cochlée gauche
Moyenne	37,365	8,414	8,449
Dév. Std	25,12	0,541	0,51
Erreur Std	2,162	0,047	0,044
Nombre	135	135	135
Minimum	0,08	6,8	6,8
Maximum	93	10,1	10,2
Médiane	38	8,4	8,5

Le tableau ci-dessous, a été réalisé en utilisant un t-test avec la variable « sexe » et montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les hommes et les femmes en ce qui concerne la longueur du canal cochléaire ($p>0,05$).

Tableau III : Test t pour variable « sexe »

	Ecart moyen	DDL	t	p
Sexe	0,041	133	0,462	0,6445

Le tableau ci-dessous, a été réalisé en utilisant un t-test avec la variable « côté » et montre qu'il n'y a pas de différence significative entre le côté droit et le coté gauche en ce qui concerne la longueur du canal cochléaire ($p>0,05$).

Tableau IV : Test t pour variable « coté »

	Ecart moyen	DDL	t	p
Coté	-0,035	134	-1,779	0,0775

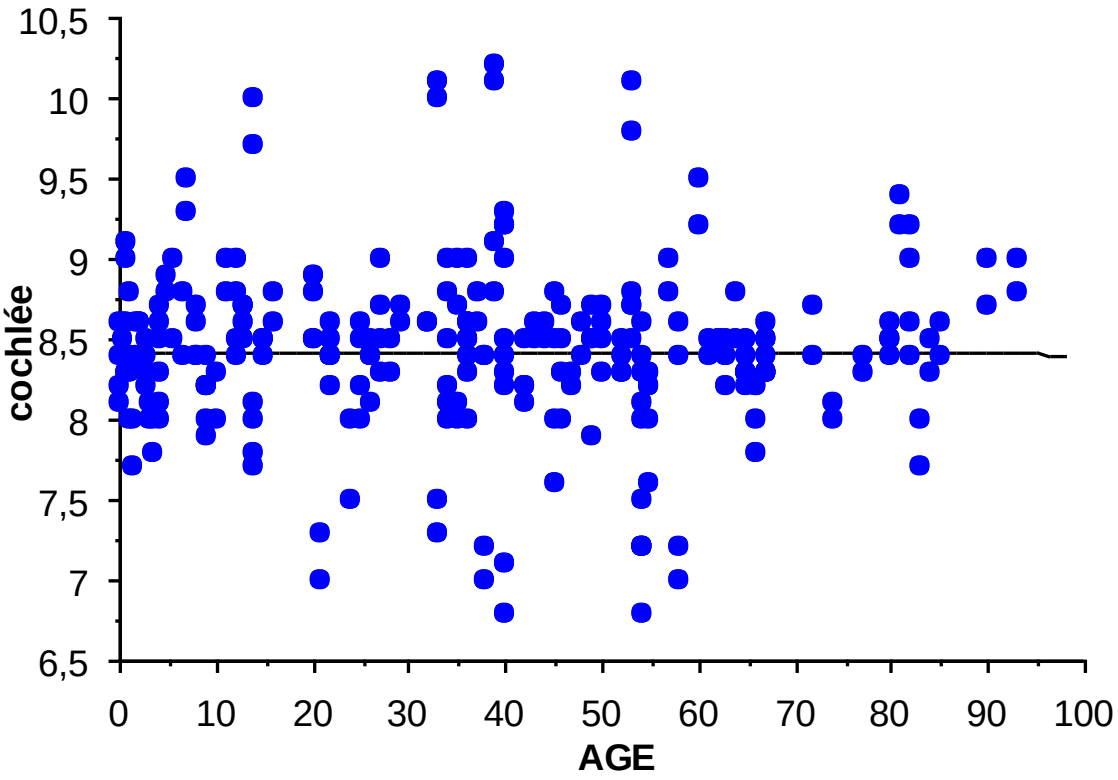


Figure 7 : Répartition de la taille de la cochlée en fonction de l'âge

Le graphique ci-dessus prouve avec l'aspect de la courbe de régression qui est strictement horizontale et linéaire, qu'il n'y a pas de variation statistiquement significative de la taille de la cochlée avec le temps. Cependant, l'aspect du nuage de point montre une grande variabilité de longueur interindividuelle.

DISCUSSION

Taille et croissance de la cochlée

De nombreuses études se sont intéressées aux dimensions de la cochlée en période anté natales et post natales (Hardy 1938, Eby 1986, Sato 1991, Nemzek 1996, Jeffery 2004) pour en arriver à la même conclusion : La cochlée a une taille définitive dès la naissance. Cependant, il existe des variations de sa taille (Hardy 1938, Lee 2010). Hardy (Hardy 1938) conclue par ses travaux princeps histologiques réalisés sur 68 cochlées, de patients âgés de 2 mois à 85 ans, que la longueur moyenne de l'organe de Corti est de 31,52 mm. La longueur moyenne du tour basal est de 18,23 mm soit 57,9% de la longueur totale, la longueur du tour moyen est de 9,28 mm soit 29,4% et celle du tour apical de 4,01 mm soit 12,7 % de la longueur totale. Ce qui nous intéresse dans cette étude, c'est la variation de longueur de 10 mm entre la mesure la plus petite et la plus grande. C'est cette variation anatomique qui joue un rôle direct dans le choix du porte électrode lors de l'implantation cochléaire.

Ces mesures ont été réalisées chez l'humain, sur des coupes histologiques et/ou sur des mesures scanographiques. Il est démontré que la cochlée acquiert sa taille définitive dès 19 semaines d'aménorrhée. Les mesures varient de 4,5 mm à 6,3mm pour la hauteur de la cochlée (de la base à l'apex) avec une moyenne à 5,42 mm pour une cochlée normale, cependant nous n'avons pas mesuré cette variable dans notre étude. Toutefois, l'étude de Mori ne montre pas de croissance de la hauteur cochléaire en fonction de l'âge et du sexe.

Escudé (Escudé 2006) a utilisé dans ses travaux des mesures scanographiques pour calculer la taille de la cochlée. C'est de ces travaux et des résultats de Hardy que découle la

formule que Claude Jolly a élaboré pour mesurer la longueur du canal cochléaire sur deux tours de spires.

Par conséquent, il nous est possible de conclure à l'absence de croissance de la cochlée, puisque la longueur des 2 tours de spires est stable, et que la hauteur ne varie pas avec l'âge.

Néanmoins, l'étude de Mori retrouve une différence significative de la hauteur cochléaire chez les patients présentant une surdité de perception ou mixte. Ce paramètre n'a pas été étudié dans notre étude.

Par contre, cette donnée ainsi que les variations interindividuelles observées justifie l'intérêt de notre étude et le calcul de la longueur du canal cochléaire pour le choix de la longueur du porte électrode.

Application dans l'implantation cochléaire

Les indications d'implantation cochléaire sont bien codifiées depuis le rapport de l'Haute Autorité de Santé (HAS) sur le « traitement de la surdité par pose d'implants cochléaire et d'implants du tronc cérébral » de 2007, mis à jour en janvier 2012 (Annexe 1).

Un bilan d'imagerie pré-implantatoire est nécessaire et a pour but d'informer le chirurgien sur l'anatomie de l'oreille en vue de dépister d'éventuelles malformations. Ces dernières pourraient rendre l'implantation techniquement difficile, impossible, ou alors inutile si le patient ne présente pas de nerf cochléaire. D'une manière générale, le bilan impose un scanner des rochers et une imagerie par résonnance magnétique (IRM). Cette dernière a pour but de rechercher la présence de liquide intra-cochléaire et la présence d'un nerf cochléaire. De plus en plus de chirurgiens se limitent à la réalisation d'une IRM pour éviter la répétition

d'une anesthésie générale chez les enfants. Les structures à analyser sont répertoriées ci-dessous (Lo 1998) :

Mastoïde :	Taille	Normale Hypoplasique Procidence du sinus sigmoïde
	Pneumatisation	
	Comblement des cellules	
Oreille moyenne :		Normale Procidence du golfe de la jugulaire Carotide aberrante Persistance d'une artère stapédienne Nerf facial aberrant Autres éléments : à préciser
Morphologie cochléaire :		Normale Partition incomplète Hypoplasique Cavité commune Aplasique
Ossification cochléaire :		Absence d'ossification Au niveau de la fenêtre ronde
Longueur de la cochlée		Tour basal, moyen, apex
Aqueduc du vestibule :		Normal Large
Conduit auditif interne :		Diamètre
Autre :		Otospongiose Fracture

De nombreux travaux anatomiques, histologiques et d'imageries, ont été réalisés pour rechercher l'impact des variations anatomiques de l'os temporal entre les enfants et les adultes sur l'implantation cochléaire (Mc Rackan 2012, Mack KF 1997, Briggs 2011, Hoffman 1997). L'idée était de savoir s'il existait une différence significative entre l'anatomie des

enfants par rapport à celle des adultes lors de la chirurgie implantatoire (O'Donoghue GM 1996). La chirurgie de l'implant est désormais bien codifiée, avec la notion de « soft surgery » lors de l'abord de la cochlée (Roland 2006,Lee 2010).Cependant, depuis les travaux de Mc Rackan (Mc Rackan 2012), nous savons que c'est l'orientation des structures de l'oreille moyenne et interne (nerf facial, plan tympanique, conduit auditif externe, orientation de la fenêtre ronde et l'axe du tour basal) qui joue un rôle lors de la chirurgie entre les enfants et les adultes et non la taille de ces éléments. Cet auteur a réalisé une étude scanographique sur 46 oreilles d'enfants (moyenne d'âge de 3 ans) et 40 oreilles d'adultes (moyenne d'âge de 53 ans) pour conclure que l'angle formé entre l'axe du conduit auditif externe (CAE) et l'axe du plan tympanique est plus obtus chez l'adulte, et que le champ de vision de la fenêtre ronde chez l'enfant est plus étroit que chez l'adulte car l'angle formé par l'axe du CAE et l'axe du tour basal de la cochlée est plus obtus chez l'enfant.

Nous savons aussi que l'âge d'implantation ne devrait plus poser de problème au chirurgien et qu'une implantation précoce est possible (Nikolopoulos 1999).

Notre étude montre clairement qu'il n'y a pas d'évolution de la longueur du canal cochléaire dans le temps, mais bien des variations interindividuelles. Dès lors, nos mesures peuvent être reproduites chez tous les patients avec une cochlée normale dans le cadre du bilan pré-implantatoire pour choisir un type de porte électrode adapté à la cochlée du patient et à son état auditif.

A ce jour, quatre différentes marques d'implants cochléaires existent sur le marché mondial : Neurelec® France, Med-el® Autriche, Cochlear® Australie et Advanced Bionics® USA. Ce sont tous des implants à multi-électrodes intracochléaires (Chouard 1976) qui diffèrent entre eux par le design du porte électrode, le type de stimulation choisi et la façon de traiter le signal sonore.

Implant cochléaire standard

Les implants cochléaires se composent tous de 2 parties (Figure 8) :

- Une partie externe qui comprend un microphone qui capte les variations sonores, un processeur vocal qui convertit ces ondes sonores en ondes électriques, et une antenne de transmission qui transmet le message à la partie interne.

- Une partie interne qui se compose d'une antenne de réception qui capte, à travers la peau par ondes radiofréquences, les informations codées par le processeur vocal. Ces dernières sont transmises par le récepteur-stimulateur au porte-électrodes qui stimule au moyen des électrodes la cochlée à différents niveaux.

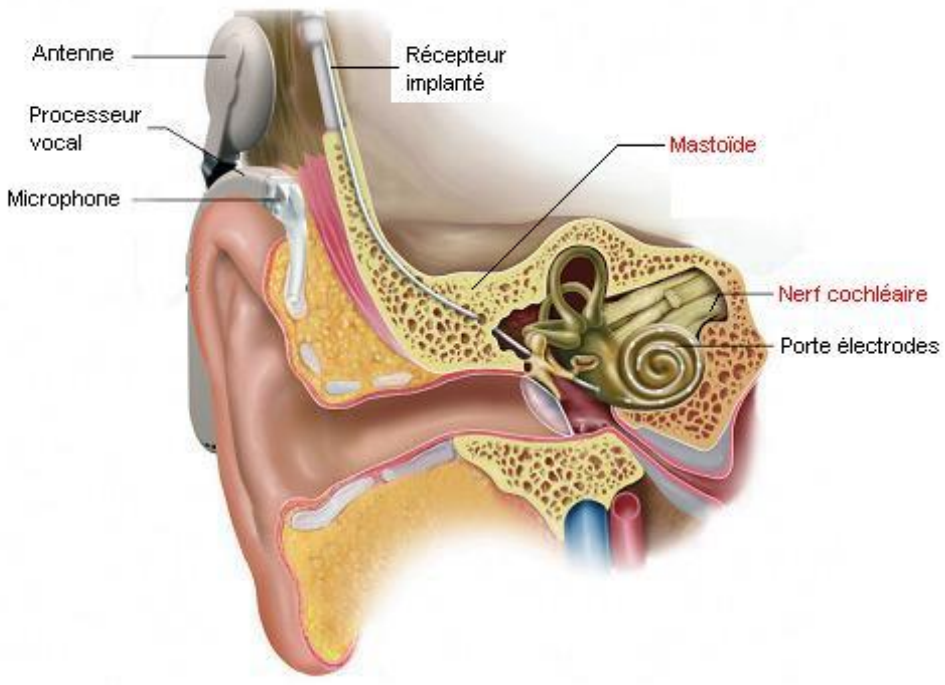


Figure 8 : Différents éléments constituant un implant cochléaire en place

C’est l’organe de Corti qui doit être stimulé et qui est le siège d’une tonotopie avec un codage des fréquences aigües à la base de la cochlée et des fréquences graves à l’apex. Ceci découle à la fois de phénomènes passifs (tonotopie passive), liés aux caractéristiques de la membrane basale, qui peut être assimilée à un analyseur fréquentiel (Bekesy 1960) ; et de phénomènes actifs (tonotopie active), non entièrement élucidés et impliquant notamment les cellules ciliées externes.

L’anatomie des structures cochléaires et l’organisation tonotopique ont donc logiquement influencé les procédures chirurgicales et le design du porte-électrodes.

Les électrodes sont positionnées le long du porte-électrodes afin que les électrodes distales stimulent les fréquences graves et les proximales les aigües, en accord avec la tonotopie cochléaire (Figure 9).

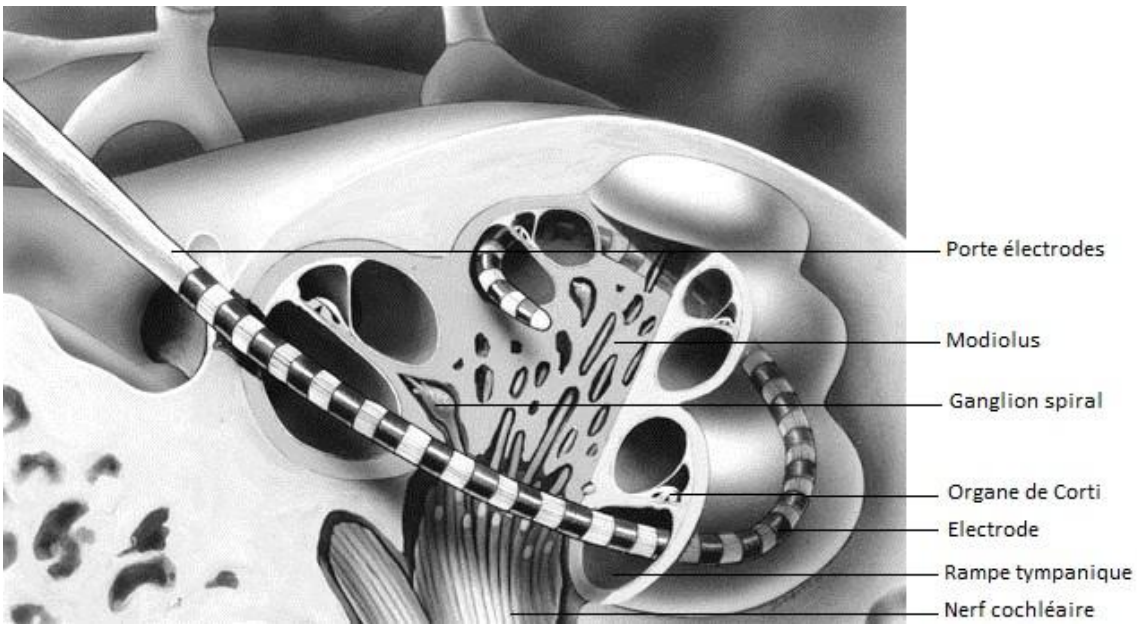


Figure 9 : Localisation du porte-électrodes dans la rampe tympanique
(Source image : http://newsarchives.clas.asu.edu/news_releases/2008/images/electrodesincochlea72dpi_7x5.jpg modifiée par Hosana G)

Implant cochléaire électro-acoustique

Pour les implants électro-acoustiques, le porte électrode présente la particularité d'être plus court, car le but est de stimuler électriquement les fréquences aiguës en préservant l'audition restante sur les graves pour une stimulation acoustique (Figure 10).

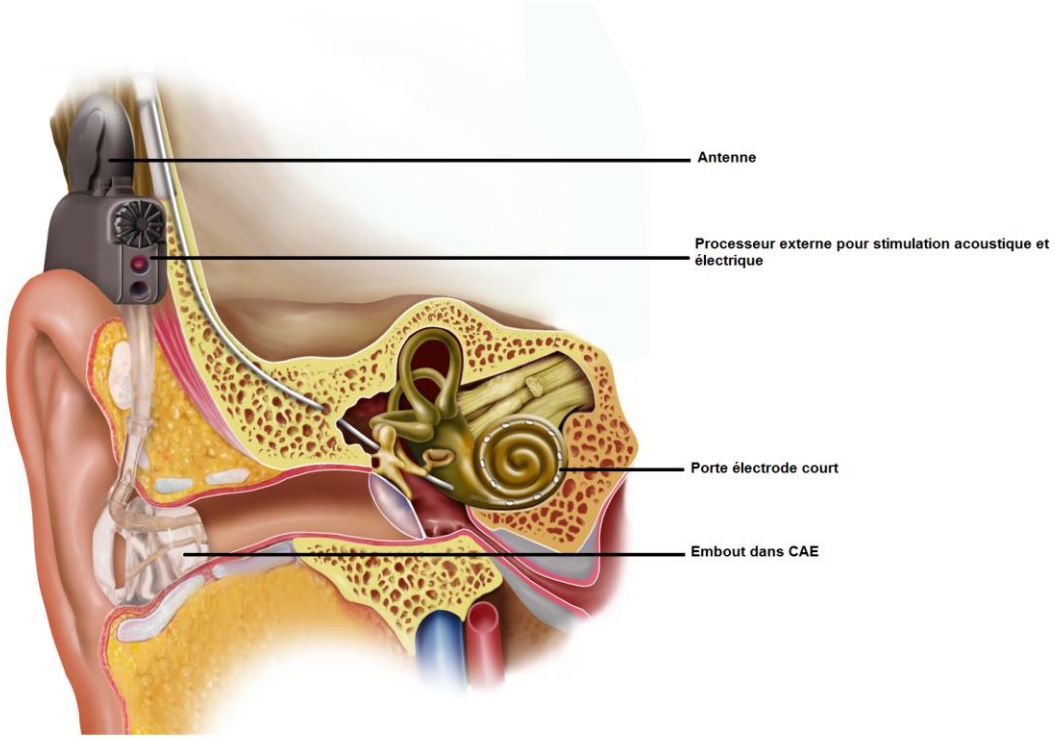


Figure 10 : L'implant électro-acoustique

Son principe repose sur l'existence des « zones inertes cochléaires ». En effet, celles-ci correspondent au non fonctionnement sur une partie de la cochlée de cellules ciliées internes et/ou de neurones afférents primaires. Cela concerne plutôt les zones chargées de la transduction des sons à fréquence aigüe. Ce diagnostic est évoqué devant une audiométrie tonale avec une diminution abrupte au niveau des fréquences aigues. La figure 11 représente le champ d'application de l'implant électro-acoustique sur l'audiométrie tonale (Figure 11) :

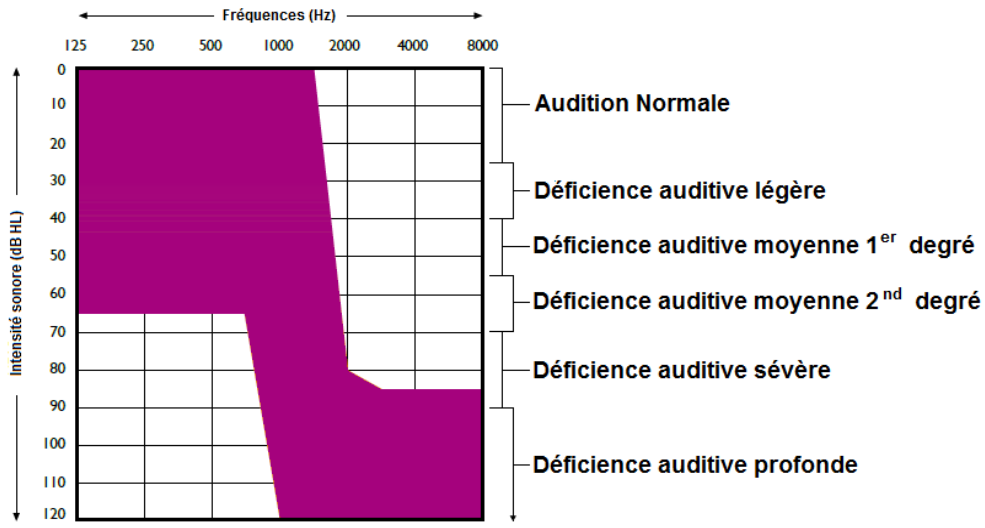


Figure 11 : Champ audiométrique d'application de l'implant électro-acoustique

Pour ce qui est de l'audiométrie vocale, il existe très souvent des troubles de l'intelligibilité en rapport avec l'étendue des zones inertes cochléaires, et donc avec l'étendue du spectre fréquentiel amputé.

La réhabilitation auditive avec un appareillage conventionnel est par conséquent très difficile chez ces patients car il est inutile d'amplifier les sons correspondant à une zone non fonctionnelle. Si l'altération de l'audition est importante et le gain prothétique limité, la question d'une implantation cochléaire peut se poser. En cas de conservation de seuils en audiométrie tonale inférieurs ou égaux à 60 dB HL à 250 et 500 Hz, suivis d'une chute au-delà, il est alors possible de proposer une implantation cochléaire de type électro-acoustique. L'implant comportera donc un porte électrode court pour stimuler électriquement les fréquences aigües situées à la base de la cochlée sans stimulation des fréquences graves situées vers l'apex qui seront préservées et pourront être stimulées acoustiquement.

Cependant, ce principe de porte électrode court est discutable, car si le patient dégrade son audition résiduelle, la question d'une réimplantation devra se poser avec un porte électrode plus long sur une cochlée déjà opérée.

Application au choix du porte électrode

Grâce aux mesures effectuées dans notre étude, nous pouvons corréler la longueur de la mesure A au choix du porte électrode et dresser un tableau de référence pour chaque mesure A et la longueur de deux tours de spires (Tableau V).

Tableau V : Correspondance entre la mesure A et la longueur de l'organe de Corti

Mesure A (en mm)	Longueur de l'organe de Corti sur 720° (en mm)
7,5	23,75
7,6	24,11
7,7	24,48
7,8	24,84
7,9	25,21
8,0	25,57
8,1	25,94
8,2	26,30
8,3	26,67
8,4	27,03
8,5	27,40
8,6	27,76
8,7	28,13
8,8	28,49
8,9	28,86
9,0	29,22
9,1	29,59
9,2	29,95
9,3	30,32
9,4	30,68
9,5	31,05
9,6	31,41
9,7	31,78
9,8	32,14
9,9	32,51
10,0	32,87

Ceci est important pour le choix des électrodes et la localisation de la stimulation. Ci-dessous, nous pouvons remarquer les différences notables entre les porte-électrodes suivant la marque des implants :

Pour les implants Cochlear®[1], 4 types de porte-électrodes existent :

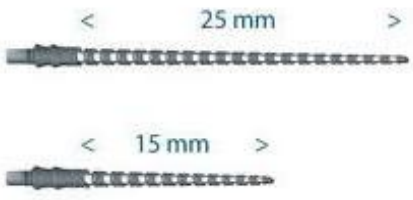
Contour Advance™ (19mm)

Slim Straight (20-25mm)

Hybrid™ L24 (16mm)

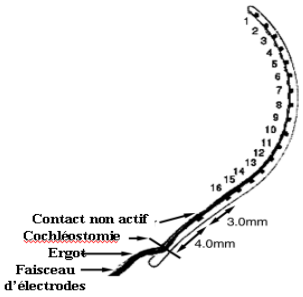
Straight (24mm)

Pour les implants Neurelec®[2], 2 longueurs de porte-électrodes existent. Un de 25mm et un de 15mm pour les implants électro-acoustiques (EA), avec le même design mais uniquement 12 électrodes pour l'implant EA et 20 électrodes pour l'implant standard.

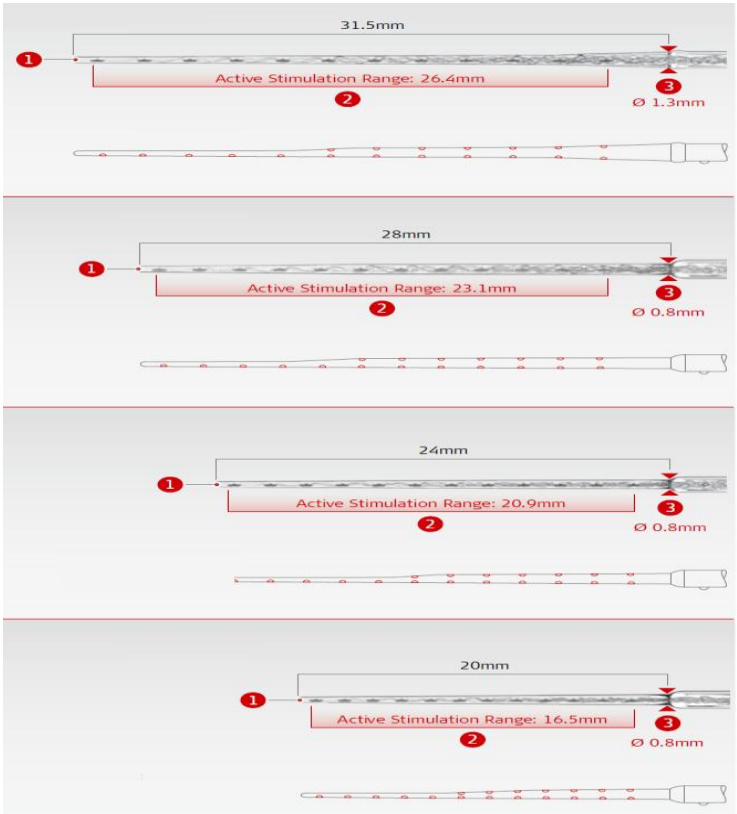


[1] www.cochlear.com/fr
[2] www.neurelec.com/fr

Pour les implants Advanced Bionics®[3], 1 porte électrode de 25mm avec 17mm de longueur active est proposé.



Pour les implants Med-EL®[4] : Les électrodes FLEX™ SOFT, FLEX™ 28, FLEX™ 24 et FLEX™ 20 sont disponibles. Ce fabricant est celui qui propose le plus de choix en fonction des dimensions de la cochlée.



[3] www.bionicear-europe.com
[4] www.medel.com/fr

Nous savons par la formule de Greenwood (Greenwood 1990) mesurer la distance qu'il faut par rapport à la fenêtre ronde pour stimuler une fréquence voulue (Figure 12).

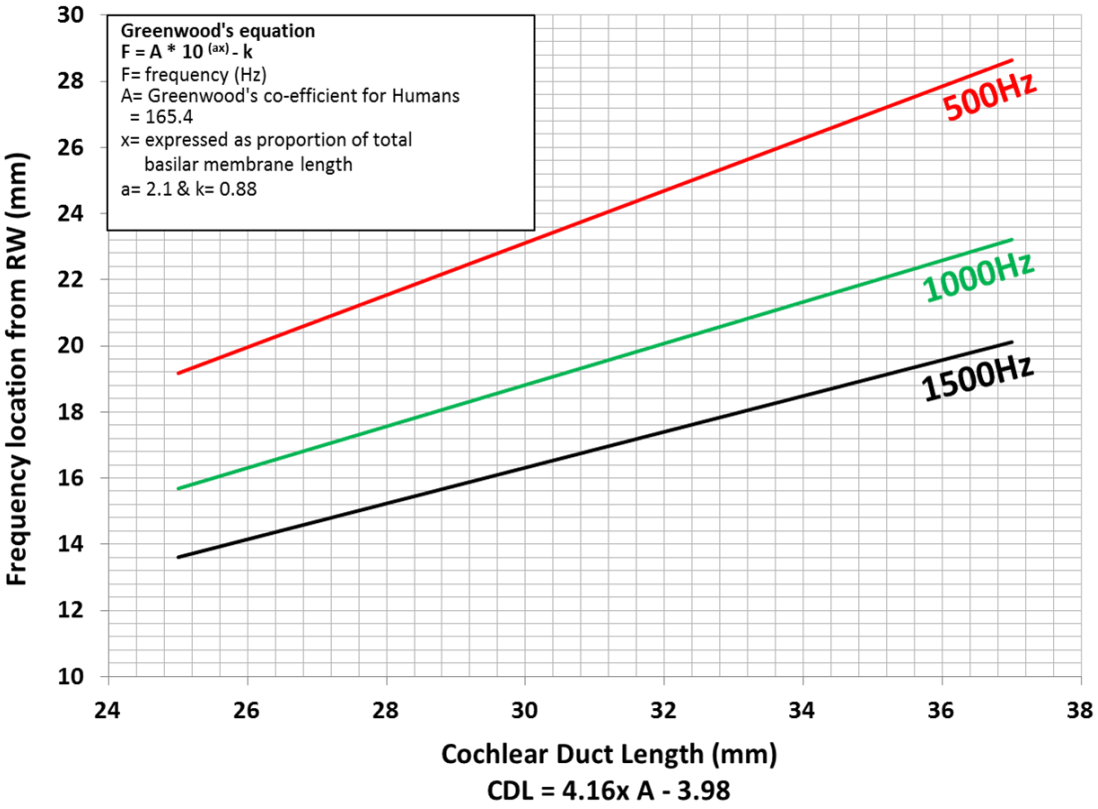


Figure 12 : Graphique des correspondances entre la longueur de l'organe de Corti et la localisation des fréquences par rapport à la fenêtre ronde, en utilisant la formule de Greenwood (Source C Jolly, MEDEL®)

Dès lors, nous pouvons choisir des porte-électrodes sur mesure suivant l'audition résiduelle des patients et la taille de leur cochlée, et activer les électrodes du porte électrode au choix suivant leur localisation dans la cochlée. Les travaux d'Usami (Usami 2011) et de Helbig (Helbig 2011) nous montrent qu'il est possible d'insérer des porte-électrodes longs à l'endroit de la cochlée où se trouve de l'audition résiduelle sans la détériorer. Cependant, ils précisent qu'il faut utiliser les techniques de « soft surgery » (Briggs 2005). La question qui se pose est donc l'utilité d'un porte électrode court, car nous pouvons insérer un porte

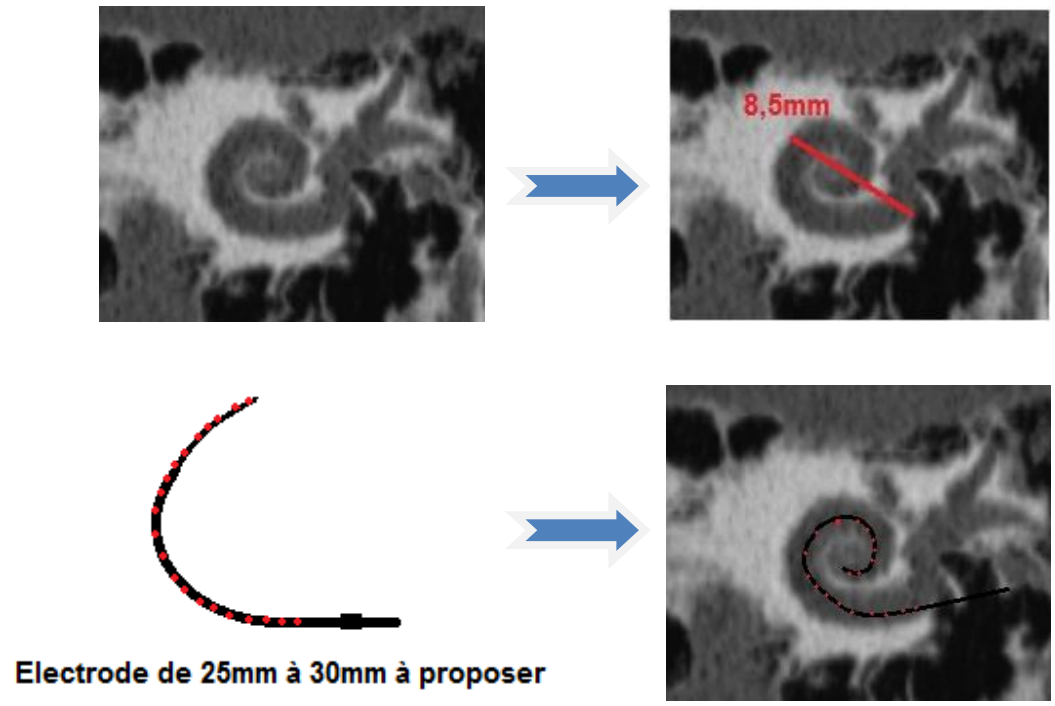
électrode long en activant seulement les électrodes basales (fréquences aigües) et en stimulant acoustiquement les fréquences graves. Si l'audition résiduelle venait à se dégrader, nous pourrions stimuler électriquement les fréquences graves en activant les électrodes apicales.

CAS PRATIQUES

Cas 1

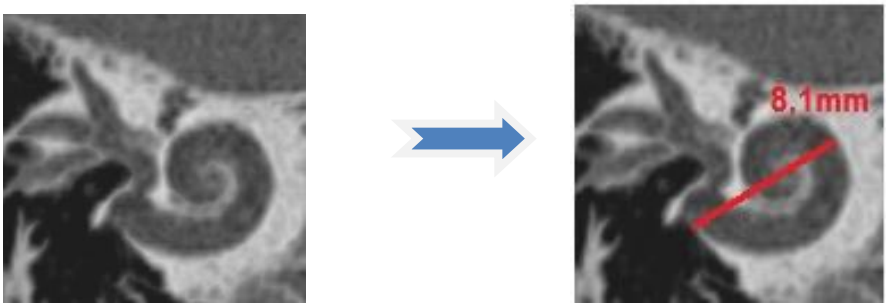
L'enfant X âgé de 2 ans est candidat à une implantation cochléaire. Nous réalisons le bilan pré implantatoire, une IRM et un scanner dans le même temps pour profiter d'une seule anesthésie générale. Nous mesurons alors sur son scanner des rochers la mesure A.

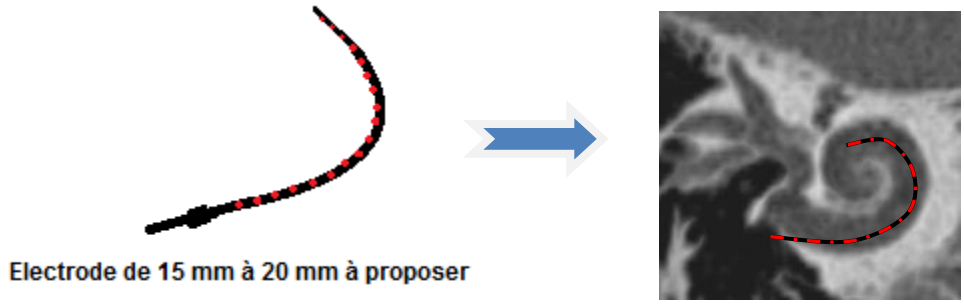
A=8,5, donc la longueur d'intérêt pour l'implantation est de 27,4 mm (3,65 x 8,5 - 3,63). Nous pouvons donc proposer un porte électrode Flex 28 ou Flex SOFT de Med-EL ou un porte électrode d'une autre marque de 25 mm de longueur.



Cas 2

Madame Z âgée de 85 ans, saine de corps et d'esprit, est candidate à un implant cochléaire avec une audition résiduelle sur les fréquences allant de 125 Hz à 500 Hz et une courbe à l'audiométrie tonale « en pente de ski ». Elle peut donc bénéficier d'un implant électro acoustique. Son scanner pré implantation retrouve une mesure de A=8,1 donc une longueur utile de 25,9 mm et une longueur totale du canal de 29,79 mm. D'après le tableau des correspondances fréquentielles, l'audition résiduelle se situe à partir de 22 mm de la fenêtre ronde. Dans ce cas, nous pouvons proposer n'importe quelle électrode de 25 mm avec une activation des électrodes proximales en inactivant les électrodes distales localisées sur les fréquences résiduelles, ou alors un porte électrode court de 15 mm ou 20 mm suivant le site d'insertion pour préserver l'audition sans traumatiser toute la cochlée.





Conclusion

L'étude anatomique scanographique réalisée durant ce travail au sein d'une population dont l'âge s'étend de la période néo natale à l'âge adulte nous montre qu'il n'y a pas d'augmentation de la longueur du canal cochléaire en fonction de l'âge, mais on retrouve une variation de la longueur interindividuelle. L'hypothèse d'une augmentation de la taille de la cochlée de l'enfant peut donc être remise en cause. En effet, ce n'est pas la taille de la cochlée qui va modifier l'anatomie chirurgicale mais plutôt la croissance crânio-faciale, et la modification morphologique et spatiale des différents éléments de la caisse du tympan qui va influencer la difficulté de l'implantation chez l'enfant.

Nos résultats sont similaires aux données de la littérature en utilisant une mesure scanographique simple et rapide. De cette mesure, nous en déduisons une longueur de porte électrode à utiliser lors de la chirurgie implantatoire.

Il nous parait donc utile de réaliser la mesure systématique lors du bilan pré implantatoire de la distance entre la fenêtre ronde et la paroi latérale opposée sur le scanner haute résolution (mesure A) pour choisir un implant cochléaire « sur mesure » et optimal.

La question qui se pose désormais est l'utilisation des électrodes courtes pour les implants électro acoustiques. Nous pensons qu'il faudrait plutôt utiliser systématiquement la longueur la plus grande du porte électrode au vu des mesures réalisées, pour stimuler les zones inertes cochléaires basales et inactiver les électrodes distales correspondantes aux fréquences de l'audition résiduelle. Ce principe oblige cependant une chirurgie la moins invasive possible.

Les perspectives de ce travail seraient de valider la formule de Claude Jolly sur l'IRM, en comparant chez un même patient qui a bénéficié des deux imageries la mesure A. Nous pourrions dès lors nous limiter dans certains cas à une seule imagerie lors du bilan pré implantatoire qui de préférence se doit d'être l'IRM.

BIBLIOGRAPHIE

Békesy G von (1960) Experiments in hearing. New-York: Mc Graw Hill

Boyd PJ. Potential benefits from deeply inserted cochlear implant electrodes. Ear Hearing 2011;32:411-427

Briggs RJ, Tykocinski M, Lazsig R et al. Development and evaluation of the modiolar research array – multi-centre collaborative study in human temporal bones. Cochlear Implants Int. 2011:12;129-39

Briggs RJ, Tykocinski M, Stidham K et al. Cochleostomy site: implications for electrode placement and hearing preservation. Acta Otolaryngol. 2005;125:870-6

Chen JL, Gittleman A, Barnes PD, et al. Utility of temporal bone computed tomographic measurements in the evaluation of inner ear malformations. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2008;134:50–56

Chouard CH, Mac Leod P. Implantation of multiple intra-cochlear electrodes from rehabilitation of total deafness: Preliminary report. The laryngoscope 1976; 86: 1743-1751

Eby Tl, Nadol JB. Postnatal growth of the human temporal bone : Implications for cochlear implants in children. Ann Otol Rhinol Laryngol 1986;95:356-64

Escudé B, James C, Deguine O et al. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. Audiol Neurootol 2006;11:27-33

Greenwood DD. A cochlear frequency position function for several species—29 years later. J Acoust Soc Am 1990:87;2592–2605

Hardy M. The length of the organ of Corti in man. Am J Anat 1938;62:291-311

Helbig S, Baumann U, Hey C et al. Hearing preservation after complete cochlear coverage in cochlear implantation with the free-fitting FLEXSOFT electrode carrier. Otol Neurotol. 2011;32:973-9

Hoffman RA. Cochlear implant in the child under two years of age: Skull growth, otitis media, and selection Otolaryngol Head Neck Surg 1997;117:217-9

Jackler RK, Luxford WM, House WF. Congenital malformations of the inner ear : a classification based on embryogenesis. Laryngoscope 1987;97:2-14

Jeffery N, Spoor F. Prenatal growth and development of the modern human labyrinth. J Anat 2004;204:71-92

Lee J, Nadol JB, Eddington DK. Depth of electrode insertionand postoperative performance in humans with cochlear implants: A histopathologic study. Audiol Neurotol 2010;15:323-331

Mack KF, ¨Müller J, Helms J. Dimensions of the temporal bone in small children in relation to the cochlear implant: An analysis of CT scans. Adv Otorhinolaryngol 1997;52:57-9

Mafong DD, Shin EJ, Lalwani AK. Use of laboratory evaluation and radiologic imaging in the diagnostic evaluation of children with sensorineural hearing loss. Laryngoscope 2002;112:1–7

McRackan TR, Reda FA, Rivas A et al. Comparison of cochlear implant relevant anatomy in children versus adult. Otol Neurotol 2012;33:328-34

Mori MC, Chang KW. CT analysis demonstrates that cochlear height does not change with age. Am J Neuroradiol 2012:33;119-23

Nemzek WR, Brodie HA, Chong BW, et al. Imaging findings of the developing temporal bone in fetal specimens. AJNR Am J Neuroradiol 1996;17:1467-77

Nikolopoulos TP, O'Donoghue GM, Archbold S. Age at implantation: its importance in pediatric cochlear implantation. Laryngoscope 1999;109:595-9

O’Donoghue GM, Jackler RK, Jenkins WM et al. Cochlear implanatation in children: the problem of head growth. Otolaryngol Head Neck Surg. 1996;94:78-81

Roland PS, Wright CG. Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. Adv Otorhinolaryngol 2006;64:11-30

Sato H, Sando I, Takahashi H. Sexual dimorphism and development of the human cochlea: computer 3-D measurement. Acta Otolaryngol 1991;111:1037–40

Usami S, Moteki H, Suzuki N et al. Achievement of hearing preservation in the presence of an electrode covering the residual hearing region. Acta Otolaryngol. 2011;131:405-12

Van den Abbeele T, Herman P, Portier, Marianowski R, Copin H, Tran Ba Huy P. Embryologie de l'oreille interne. EMC (Elsevier Masson SAS), Oto-rhino-laryngologie, 20-005-A-40, 1997

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Coupe coronale de la cochlée indiquant les différentes rampes et les éléments neurosensoriels 14

Figure 2 : Mesure A sur la cochlée 17

Figure 3 : Affichage des 3 axes pour rechercher la meilleure orientation de la cochlée 18

Figure 4 : Coupe axiale à la recherche du tour basal de la cochlée. Axe rouge correspond au plan du tour basal. 19

Figure 5 : Coupes reconstruites dans l'axe de la cochlée droite et gauche 20

Figure 6 : Répartition gaussienne correspondant à une loi normale 21

Figure 7 : Répartition de la taille de la cochlée en fonction de l'âge 24

Figure 8 : Différents éléments constituant un implant cochléaire en place 29

Figure 9 : Localisation du porte-électrodes dans la rampe tympanique 30

Figure 10 : L'implant électro-acoustique 31

Figure 11 : Champ audiométrique d'application de l'implant électro-acoustique 32

Figure 12 : Graphique des correspondances entre la longueur de l'organe de Corti et la localisation des fréquences par rapport à la fenêtre ronde, en utilisant la formule de Greenwood 36

RESSOURCES ELECTRONIQUES

www.cochlear.com/fr

www.neurelec.com/fr

www.medel.com/fr

www.bionicear-europe.com

www.has-sante.fr

ANNEXES

Annexe 1:

Rapport HAS mis à jour en Janvier 2012 sur « traitement de la surdité par pose d'implants cochléaire et d'implants du tronc cérébral »

«Les implants cochléaires sont indiqués en cas de surdité neurosensorielle sévère àprofonde bilatérale. L'implantation est le plus souvent unilatérale, mais une implantation bilatérale peut être indiquée.

Chez l'enfant

Âge de l'implantation

Chez les sourds prélinguaux, l'implantation doit être la plus précoce possible. Une implantation précoce donne des résultats sur la compréhension et la production du langage meilleurs et plus rapides qu'une implantation tardive.

Au-delà de 5 ans, en cas de surdité congénitale profonde ou totale non évolutive, il n'y a d'indication (sauf cas particuliers) que si l'enfant a développé une appétence à la communication orale.

Si l'enfant est entré dans une communication orale, il peut bénéficier d'une implantation quel que soit son âge. Les adultes jeunes sourds congénitaux peuvent être implantés.

Indications audiométriques de l'implantation

Dans le cas d'une surdité profonde, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque le gain prothétique ne permet pas le développement du langage.

Dans le cas d'une surdité sévère, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque la discrimination est inférieure ou égale à 50 % lors de la réalisation de tests d'audiométrie vocale adaptés à l'âge de l'enfant. Les tests doivent être pratiqués à 60 dB, en champ libre, avec des prothèses bien adaptées.

En cas de fluctuations, une implantation cochléaire est indiquée lorsque les critères sus-cités sont atteints plusieurs fois par mois et/ou lorsque les fluctuations retentissent sur le langage de l'enfant.

Chez l'adulte

Âge de l'implantation

Il n'y a pas de limite d'âge supérieure à l'implantation cochléaire chez l'adulte. Chez le sujet âgé, l'indication est posée après une évaluation psychocognitive. Il n'y a en général pas d'indication de primo-implantation chez l'adulte ayant une surdité prélinguale.

Indications audiométriques de l'implantation

Discrimination inférieure ou égale à 50 % lors de la réalisation de tests d'audiométrie vocale avec la liste de Fournier (ou équivalent). Les tests doivent être pratiqués à 60 dB, en champ libre, avec des prothèses bien adaptées. »

Auteur : HOSANA Grégory

Date de soutenance : 29 juin 2012

Titre de la Thèse : Taille et croissance de la cochlée humaine. Application dans l'implantation cochléaire

Thèse, Médecine, Lille, 2012

Cadre de classement : DES d'Oto-rhino-laryngologie et Chirurgie cervico-faciale

Mots-clés : Développement, Croissance, Cochlée, Implant cochléaire

Résumé :

Objectifs : Le but de ce travail est de définir la taille de la cochlée humaine à différents âges, ainsi que sa croissance et de discuter des répercussions de ces données sur l'implantation cochléaire.

Matériels et Méthodes : Nous avons réalisé une étude prospective scanographique sur 270 cochlées, entre juin 2011 et mai 2012, au Centre Hospitalo-Universitaire de Lille. Les variables analysées ont été d'une part la mesure de la distance entre la fenêtre ronde et la paroi latérale opposée (mesure A), pour en déduire la longueur du canal cochléaire, et d'autre part, le sexe, l'âge et le côté. Une revue de la littérature a été réalisée.

Résultats : La hauteur moyenne de la cochlée humaine est 5,42mm. La longueur moyenne de l'organe de Corti est de 31,52 mm. La mesure moyenne de A est de 8,47 chez la femme et de 8,40 chez l'homme. Il n'y a pas de différence significative de la taille du canal cochléaire en fonction du coté, du sexe, et de l'âge. Cependant, il existe une variation interindividuelle de la longueur du canal cochléaire.

Discussion : Les dimensions retrouvées sont comparables et cohérentes avec les résultats de la littérature. Cependant, une partie des patients implantables présentent des malformations cochléaires chez qui cette mesure n'est pas validée. Le scanner permet d'une part de préparer la chirurgie implantatoire dans de bonnes conditions et d'autre part, de mesurer la distance A sur des cochlées « normales », ce qui pourrait avoir une application directe sur le choix du porte électrode a utiliser lors de l'implantation cochléaire, En effet, l'industrie propose différentes longueurs de porte électrodes pour optimiser soit une implantation complète de la cochlée soit une implantation partielle dans le cas d'audition résiduelle. Le développement des implants électro-acoustiques et de la « soft surgery » s'appuie alors sur ces différents paramètres.

Conclusion : La cochlée a sa taille définitive dès la naissance. Cependant les variations de longueur retrouvées dans notre étude et dans la littérature nous orientent vers la mesure systématique du canal cochléaire dans le cadre du bilan pré-implantatoire, pour optimiser la couverture des fréquences par un porte électrode adapté.

Composition du jury :

Président : Monsieur le Professeur François-Michel VANEECLOO

Assesseurs : Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER
Monsieur le Professeur Christophe VINCENT
Monsieur le Docteur Pierre FAYOUX

[redacted]