

UNIVERSITE DE LIMOGES

Faculté de Médecine

ANNÉE 2013

THÈSE N°

**Évaluation des performances auditives des patients
implantés cochléaires au CHU de Limoges :
à propos de 22 cas**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Le 18 Octobre 2013

Par

Aurélie SCOMPARIN

Née le 8 mai 1983, à Muret (31)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. le Professeur JP. BESSEDE Président
Mme le Professeur K. AUBRY Juge
Mme le Professeur A. LIENHARDT Juge
M. le Professeur JJ. MOREAU Juge
M. le Professeur J. MONTEIL Juge
M. le Docteur S. ORSEL Membre invité

UNIVERSITE DE LIMOGES**Faculté de Médecine**

ANNÉE 2013

THÈSE N°

**Évaluation des performances auditives des patients
implantés cochléaires au CHU de Limoges :
à propos de 22 cas**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Le 18 Octobre 2013

Par

Aurélie SCOMPARIN

Née le 8 mai 1983, à Muret (31)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. le Professeur JP. BESSEDE Président
Mme le Professeur K. AUBRY Juge
M. le Professeur J.J MOREAU Juge
Mme le Professeur A. LIENHARDT-ROUSSIE Juge
M. le Professeur J. MONTEIL Juge
M. le Docteur S. ORSEL Membre invité

UNIVERSITE de LIMOGES
FACULTE de MEDECINE

TITRES des PROFESSEURS et MAITRES de CONFERENCES des UNIVERSITES pour la
REDACTION des DEDICACES

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOYANS Victor	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CARDIOLOGIE Responsable de service
ACHARD Jean-Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHYSIOLOGIE
ADENIS Jean-Paul	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier OPHTALMOLOGIE
ALAIN Sophie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
ALDIGIER Jean-Claude	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEPHROLOGIE
ARCHAMBEAUD Françoise	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE INTERNE Responsable de service
ARNAUD Jean-Paul	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIQUE
AUBARD Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE Responsable de service
AUBRY Karine	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier O.R.L.
BEDANE Christophe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier DERMATOLOGIE-VENEREOLOGIE Responsable de service
BERTIN Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier THERAPEUTIQUE Responsable de service de RHUMATOLOGIE
BESSEDE Jean-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier O.R.L. Responsable de service
BONNAUD François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PNEUMOLOGIE Doyen Honoraire

BORDESSOULE Dominique	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE Responsable de service d'HEMATOLOGIE CLINIQUE et THERAPIE CELLULAIRE
CHARISSOUX Jean-Louis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE et TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RADIOTHERAPIE Responsable de service
CLEMENT Jean-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PSYCHIATRIE d'ADULTES Responsable de service
COGNE Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier IMMUNOLOGIE Responsable de service
COLOMBEAU Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE
CORNU Elisabeth	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE
COURATIER Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE Responsable de service
DANTOINE Thierry	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GERATRIE et BIOLOGIE du VIEILLISSEMENT Responsable de service
DARDE Marie-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE Responsable de service
DAVIET Jean-Christophe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION
DESCAZEAUD Aurélien	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE
DESSPORT Jean-Claude	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NUTRITION
DRUET-CABANAC Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE et SANTE au TRVAIL Responsable de service
DUMAS Jean-Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier UROLOGIE Responsable de service

ESSIG Marie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEPHROLOGIE Responsable de service
FAUCHAIS Anne-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE INTERNE Responsable de service
FEUILLARD Jean	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE Responsable de service du Laboratoire d'HEMATOLOGIE
FOURCADE Laurent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE INFANTILE Responsable de service
FUNALOT Benoît	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE
GAINANT Alain	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE DIGESTIVE
GUIGONIS Vincent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PEDIATRIE
JACCARD Arnaud	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEMATOLOGIE
JAUBERTEAU-MARCHAN M. Odile	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier IMMUNOLOGIE
LABROUSSE François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES Responsable de service
LACROIX Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE VASCULAIRE
LAROCHE Marie-Laure	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE CLINIQUE
LASKAR Marc	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE Responsable de service Assesseur
LIENHARDT-ROUSSIE Anne	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PEDIATRIE Responsable de service

LOUSTAUD-RATTI Véronique	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier HEPATOLOGIE
MABIT Christian	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE Responsable de service d'ORTHOPEDIE- TRAUMATOLOGIE
MAGY Laurent	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE
MARQUET Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE Responsable de service
MATHONNET Muriel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CHIRURGIE DIGESTIVE
MELLONI Boris	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PNEUMOLOGIE Responsable de service
MERLE Louis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHARMACOLOGIE CLINIQUE
MOHTY Dania	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CARDIOLOGIE
MONTEIL Jacques	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE Responsable de service
MOREAU Jean-Jacques	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROCHIRURGIE Responsable de service Assesseur
MOUNAYER Charbel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RADIOLOGIE et IMAGERIE MEDICALE
NATHAN-DENIZOT Nathalie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION Responsable de service
PARAF François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE LEGALE et DROIT de la SANTE Responsable de service
PLOY Marie-Cécile	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE Responsable de service

PREUX Pierre-Marie	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION Responsable de service du SIME Assesseur
ROBERT Pierre-Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier OPHTALMOLOGIE Responsable de service
SALLE Jean-Yves	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier MEDECINE PHYSIQUE et de READAPTATION Responsable de service
SAUTEREAU Denis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE Responsable de service
STURTZ Franck	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE Responsable de service
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ENDOCRINOLOGIE, DIABETE et MALADIES METABOLIQUES
TREVES Richard	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier RHUMATOLOGIE
TUBIANA-MATHIEU Nicole	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier CANCEROLOGIE Responsable de service
VALLAT Jean-Michel	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier NEUROLOGIE
VALLEIX Denis	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier ANATOMIE Responsable de service de CHIRURGIE DIGESTIVE et ENDOCRINIENNE Doyen
VERGNENEGRE Alain	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et PREVENTION
VERGNE-SALLE Pascale	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier THERAPEUTIQUE
VIGNON Philippe	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier REANIMATION Responsable de service
VINCENT François	Professeur des Universités-Praticien Hospitalier PHYSIOLOGIE

VIROT Patrice
Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
CARDIOLOGIE

WEINBRECK Pierre
Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
MALADIES INFECTIEUSES

YARDIN Catherine
Responsable de service
Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
CYTOLOGIE et HISTOLOGIE
Responsable de service

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

BUCHON Daniel
Professeur des Universités
MEDECINE GENERALE

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

AJZENBERG Daniel
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

BOURTHOUMIEU Sylvie
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
CYTOLOGIE et HISTOLOGIE

BOUTEILLE Bernard
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
PARASITOLOGIE et MYCOLOGIE

CHABLE Hélène
Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE

DURAND Karine
Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
BIOLOGIE CELLULAIRE

DURAND-FONTANIER Sylvaine
Maître de Conférence des Universités-Praticien Hospitalier
ANATOMIE

ESCLAIRE Françoise
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
BIOLOGIE CELLULAIRE

HANTZ Sébastien
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

LE GUYADER Alexandre
Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier
CHIRURGIE THORACIQUE et CARDIOVASCULAIRE

LIA-BALDINI Anne-Sophie
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
BIOCHIMIE et BIOLOGIE MOLECULAIRE

MARIN Benoît
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE de la SANTE et
PREVENTION

MOUNIER Marcelle
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE ; HYGIENE
HOSPITALIERE

PICARD Nicolas
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

QUELVEN-BERTIN Isabelle
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
BIOPHYSIQUE et MEDECINE NUCLEAIRE

TERRO Faraj
Maître de Conférences des Universités-Praticien
Hospitalier
BIOLOGIE CELLULAIRE

PROFESSEURS ASSOCIES

BUISSON Jean-Gabriel
Professeur associé à mi-temps
MEDECINE GENERALE

DUMOITIER Nathalie
Professeur associé à mi-temps
MEDECINE GENERALE

PREVOST Martine
Professeur associé à mi-temps
MEDECINE GENERALE

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

MENARD Dominique
Maître de Conférences associé à mi-temps
MEDECINE GENERALE

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE des UNIVERSITES

BARREAU Olivier
Maître de Conférences associé des Universités
BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

PROFESSEURS EMERITES

BONNETBLANC Jean-Marie
Professeur des Universités Emérite

VIDAL Elisabeth
Professeur des Universités Emérite

Le 09 septembre 2013

A notre Maître et Président de jury,

A Monsieur le Professeur Jean-Pierre BESSEDE

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Oto – Rhino – Laryngologie

Responsable de service

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de ce jury.

C'est avec bienveillance que vous m'avez accueilli dans votre service et initié à notre belle spécialité qu'est l'ORL.

Je vous remercie également de m'avoir fait bénéficier de votre expertise dans le domaine de la chirurgie plastique et reconstructrice.

Trouvez ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

A nos Maîtres et Juges,

***A Madame le Professeur Karine AUBRY
Directrice de thèse***

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Oto – Rhino – Laryngologie

Je vous remercie de l'immense honneur que vous m'avez fait en me confiant ce sujet de thèse. Grâce à votre investissement et votre persévérance, l'implantation cochléaire a vu le jour dans le service d'ORL du CHU de Limoges. J'espère que ce travail sera à l' hauteur de votre projet.

Je vous remercie de votre disponibilité, de votre rigueur et de votre pédagogie tout au long de la rédaction de ce mémoire.

C'est avec attention que vous avez guidé mes débuts en ORL, vous avez su m'intéresser et me sensibiliser au cours de ma formation à l'otologie et je vous en suis reconnaissante.

L'étendue de vos connaissances, votre force de travail ainsi que votre intérêt pour la recherche et l'innovation sont pour moi un exemple. J'espère pouvoir bénéficier encore de cet enseignement à vos côtés.

Soyez assurée de ma gratitude et de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Jean-Jacques MOREAU

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Neurochirurgie

Responsable de service

Vous m'avez fait l'honneur de juger ce travail et je vous en remercie.

Vous avez su m'apprendre les rudiments de la chirurgie lors de mon premier stage d'interne,

Votre intérêt pour les nouvelles technologies et la qualité de votre enseignement tant sur le plan humain que chirurgical, m'a permis d'apprécier tous les panels de la neurochirurgie.

Trouvez ici le témoignage de mon profond respect.

A Madame le Professeur Anne LIENHARDT-ROUSSIE

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Pédiatrie

Chef de pôle mère - enfant

Responsable de service

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de juger ce travail.

J'ai appris pendant ma formation les liens très proches qui unissent nos deux spécialités et je suis très reconnaissante de votre présence à nos côtés,

Trouvez ici le témoignage de ma gratitude.

A Monsieur le Professeur Jacques Monteil

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Médecine Nucléaire

Chef de pôle Onco - Hématologie

Responsable de service

Vous avez accepté de juger ce travail de thèse en étant un peu éloigné de votre spécialité,

Pour votre disponibilité et votre gentillesse,

Soyez assuré de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Stéphane ORSEL

Praticien Hospitalier

Oto-Rhino-Laryngologie

Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail de thèse.

Vous m'avez transmis avec beaucoup de bienveillance votre savoir et votre ingéniosité en matière de chirurgie endonasale.

Votre accueil amical et chaleureux, votre habileté et votre patience suscitent mes remerciements.

Soyez assuré de mon attachement.

A Monsieur le Professeur Jean-Pierre SAUVAGE,

Je vous remercie de m'avoir initié au monde du vertige et des explorations et de m'avoir fait partagé votre immense expérience dans ce domaine.

Veillez accepter mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Serge BOBIN,

Je vous remercie de m'avoir accueilli dans votre service, et de m'avoir fait bénéficier de votre immense expérience en matière d'otologie. Je n'oublierais jamais cette expérience.

Veillez accepter ma gratitude et mon profond respect.

A Madame le Docteur Catherine NOWAK,

Je ne te remercierais jamais assez de tout le savoir que tu m'as transmis au cours de ces six fabuleux mois. Tu es une pédagogue exceptionnelle, j'ai apprécié ta disponibilité, ta confiance, ton écoute et tes encouragements au cours de ce stage. Le chemin de l'otologie sera encore long à parcourir mais tu m'as aidé à faire les premiers pas.

A Monsieur le Docteur Jérôme NEVOUX,

Pour mes premières gardes à Necker et Lariboisière, Pour ta complicité dans mes quelques galères parisiennes, Pour la qualité de ton enseignement en chirurgie et en ORL pédiatrique, Sois assuré de ma sincère reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Patrice BOULOGNE,

A l'anesthésiste hors pair que vous êtes, je vous remercie pour votre efficacité redoutable et votre disponibilité.

Soyez assuré de ma sincère sympathie.

A ma famille,

A mes parents,

Je vous dois tout et vous représentez tout pour moi. Toujours unis, nous avons parcouru un long chemin de trente années où votre sens du sacrifice et du travail m'a guidé jusqu'à ce jour. Vous avez su tantôt dépasser mes peurs, en étant toujours là pour me soutenir et me conseiller dans les moments importants. Maintenant que le plus difficile est passé, il est temps de profiter ensemble de cette réussite.

A Loïc, le piment de ma vie,

La médecine m'a doublement comblée en m'offrant ma spécialité et l'amour de ma vie. Tu es entré dans ma vie il y a de cela dix ans, et ensemble nous avons formé une équipe indissociable. Je te dois mon ouverture vers d'autres contrées notamment la cuisine. A tes côtés, et grâce à ta force de caractère, nous avons franchi toutes les étapes, en regardant toujours dans la même direction. Notre complicité est invincible. Tu es maintenant devenu un brillant ophtalmologue, et je tiens à souligner ta beauté, ta finesse et ta vivacité d'esprit remarquable. Ta présence et ta patience m'ont permis d'aller jusqu'au bout de ce travail. Maintenant nous allons écrire ensemble une nouvelle page de notre vie, remplie de challenge. Je t'aime.

A mes grands parents,

A mamie Aurore qui m'a élevée, qui a toujours veillée sur moi et encore maintenant je regrette ton absence en ce jour, mais je penserais très fort à toi.

A mamie Valentine et au secret de sa gastronomie italienne si généreuse.

A mes grands pères Roman et Orféo qui auraient été si fier de leur petite fille.

A mon oncle Daniel, Pour tout ce que tu as fait pour moi pour ta présence irremplaçable et surtout pour tous ces problèmes de mathématique résolus, je te remercie.

A ma tante Délia et mon oncle Francis, je vous remercie de toujours avoir été là pour moi, je suis en quelque sorte de votre deuxième fille.

A ma cousine Audrey, Tu es plus que ma cousine tu es la sœur que je n'ai jamais eue. Tu m'as toujours impressionné par ton savoir, et ne t'inquiète pas tout vient à point à qui c'est attendre.

A ma Belle- famille Réunionnaise,

A Jean-Yves, Maaartine, Lolo, Laititaï, Louloute, mais aussi mamie Arlette, Dadou, tonton Bernard, Marco et Marie. Vous avez fait entrer l'exotisme dans ma vie, je vous remercie de m'avoir accueilli comme votre propre fille au sein de votre merveilleuse île des saveurs. En écrivant ces lignes je hume l'odeur de quelques samoussas, bonbons piments, rougails saucisses et autres senteurs de vanille bourbon.

A mes amis,

A Christelle, Jérémy, Romane et Baptiste, Ma titou, que de chemin parcouru depuis les bancs du lycée, tu es pour moi un modèle de réussite professionnelle et familiale. Tu as su persévérer et ta positivité m'impressionne. Je suis également ravie de faire partie en quelque sorte de ta magnifique famille. Tu as toujours été là pour moi et je t'en remercie très sincèrement. J'espère que ma filleule se souviendra un peu de ce jour.

Aux Alexandra, Quand Alex a rencontré Alex un certain mois pluvieux de novembre 2008 à Limoges, et malgré leur caractère respectif, elles étaient faites pour s'entendre!!! Mais surtout j'ai trouvé, on peut le dire, deux mamans de substitution ! Merci de m'avoir soutenu tout au long de mon internat et d'avoir pallié à mes différents oublis et mésaventures. Qu'aurais je fais sans vous deux? Amitiés.

A Julie, Ma coéquipière de promo. Ce fut un plaisir de passer ces années d'internat à tes côtés. Tu m'a apporté ta bonne humeur, et ton soutien en toutes circonstances. Je pense que nous n'avons rien à regretter! A l'année prochaine pour de nouvelles aventures!

A Anne Fred et Muriel, vous m'avez tout appris de notre spécialité!!! et ceci, malgré les boulettes que j'ai pu vous faire. Vous avez toujours su me faire confiance et me donner des

conseils avisés qui m'accompagne dans ma pratique quotidienne. Vous resterez à jamais mes chefs d'ORL et surtout des amies. J'espère que le temps d'é moussera jamais ce lien.

A Marion et Aurélien, Une de nos plus belles rencontres limougeaudes... A quand le prochain séjour au ski ?

A Germain et Caroline, Une amitié complice... Il me tarde la prochaine côte de bœuf en croûte de sel après une partie de pétanque.

A Cécile et FX, A Nos escapades parisiennes, et nos apéros improvisés autour d'une clé oubliée...

A tous les Brivistes: Antoine, Rémy, Dorothée, Eva, Fanny, Emilie, JB, Axel, Laure, Benjamin, Cécile, Maman gâteau, Papé... Toutes les conditions étaient réunies pour passer la meilleure année d'internat...

A Stéphanie et Alexandre, A nos retrouvailles.

A Aline, Yves, Audrey, Corinne, Thierry, Mathieu et Clara

Vous représentez une bonne partie de mon enfance. Concernant les loisirs, avec Audrey on vous aura, je pense, pas mal sollicité : les animaux (chats, lapins...), le ski, la piscine et les fameux ballets aquatiques!!! Aline, ton dévouement d'infirmière m'a sensibilisé à la médecine. Recevez toute ma gratitude.

Au service d'ORL de Limoges,

Sincères remerciements,

A l'ensemble de nos secrétaires : Domie, Aurélie, Nelly, Cathy, Virginie, Lauriane, Patricia

Pour votre accueil, votre efficacité et votre gentillesse

A nos infirmières de la consultation : Catherine et Sylviane

Pour votre bonne humeur, votre efficacité, votre professionnalisme et votre aide précieuse qui nous assure une gestion optimale des patients. (Promis, je ne laisserais plus trainer mes papiers en venant boire le café...).

Aux aides soignantes de la consultation, pour leur aide chaque jour.

Au personnel du bloc opératoire : Vincent, Joël, Cynthia, Auguste, Camille, Didier, Safia, Gisèle, Corine, Jean-yves. Pour votre sympathie, et pour tous ces moments passés au bloc entre la deBak et le Fara, il me tarde de vous retrouver.

A l'ensemble du personnels de l'hospitalisation, Chacha, les Aurélie's fois 3, Emilie, Diane, Catherine, Martine, Gaëlle, Gwen, Aline, Patrick, et Jean Michel sans oublié Jean pierre et Michelle. Pour votre soutien et votre autonomie qui m'ont accompagné tout au long de mes nombreuses astreintes.

A mes co-internes, Marie et Lionel, vous êtes sur la bonne voie des parfaits futurs ORL.

Au service d'ORL du CHU de Bicêtre,

Remerciements à l'ensemble de l'équipe d'ORL de Bicêtre (Myra, Nathalie, Fabienne, Sandrine, Thérèse, Annie, Alix, Christine, Steven, Catherine, Marion...) grâce à qui j'ai passé un stage d'ORL fabuleux.

A mon Chef de clinique Hakim, je te remercie du temps que tu as passé à m'enseigner la rigueur scientifique rédactionnelle. Même si en bon parisien que tu es, tu as quelques lacunes sur la géographie provinciale, j'ai été heureuse de bénéficier de ton savoir médico chirurgical.

A Jack et Christine LEPAJOLEC, Je vous remercie de votre gentillesse et de votre disponibilité.

A mes co-internes Juliette, Claire et Florent, je tiens à vous remercier chaleureusement de votre accueil. Grâce à vous j'ai terminé mon internat en beauté. Vous m'avez plus que tout soutenu pour cette thèse qui est un peu la votre aussi. Je n'oublierais jamais : Juliette et sa générosité qui a terminé sous les rails du TGV Paris-Bordeaux, Claire et sa spontanéité, Florent toujours prêt à nous aider. Vous serez toujours les bienvenus dans le limousin. Mille mercis encore...

« S'il est possible de trouver quelque moyen qui rende communément les hommes plus sages et plus habiles qu'ils n'ont été jusque ici, je crois que c'est dans la médecine qu'on doit le chercher. »

René DESCARTES

Le discours de la méthode (1637)

TABLE DES MATIÈRES

Première partie : GÉNÉRALITÉS

1 INTRODUCTION.....	27
1.1 RAPPELS : EMBRYOLOGIE, ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DES VOIX AUDITIVES.....	27
1.1.1 Embryologie de l'oreille interne	27
1.1.1.1 Mise en place des principales structures	27
1.1.1.1 Développement de l'épithélium sensoriel	29
1.1.1.2 Innervation de l'épithélium sensoriel.....	31
1.1.1.3 Développement final de la cochlée et ossification.....	31
1.1.2 Anatomie des voies auditives	32
1.1.2.1 L'oreille	32
1.1.2.1.1 L'oreille externe, moyenne et l'os temporal.....	32
1.1.2.1.2 L'oreille interne.....	34
1.1.3 Physiologie des voies auditives	38
1.1.3.1 Le son	38
1.1.3.1.1 Définition	38
1.1.3.1.2 L'intensité sonore	39
1.1.3.1.3 La fréquence sonore.....	39
1.1.3.1.4 La sémantique	39
1.1.3.1.5 La sensibilité auditive	40
La qualité d'un son est donnée par les harmoniques qui définissent.....	41
1.1.3.2 Rôle de l'oreille externe et moyenne dans la transmission sonore	42
1.1.3.2.1 L'oreille externe.....	42
1.1.3.2.2 L'oreille moyenne	43
1.1.3.3 L'oreille interne et les cellules neurosensorielles	43
1.1.3.3.1 Le codage de l'information sonore	43
1.1.3.3.1.1 Particularités des CCI : « vraies cellules neurosensorielles ».....	46
1.1.3.3.1.2 Particularités des CCE : cellules « régulatrices ».....	46
1.1.3.3.2 Traitement central de l'information sonore.....	47
1.1.3.3.2.1 Caractéristiques du nerf cochléaire.....	47
1.1.3.3.2.2 Les relais centraux	49
1.1.3.3.2.3 Bande critique et masquage.....	51
1.1.3.3.2.4 Traitement des sons complexes.....	51
1.2 L'IMPLANT COCHLÉAIRE	52
1.2.1 Historique	52
1.2.2 Épidémiologie et coût.....	53
1.2.3 Indications, étiologies et âge d'implantation.....	54
1.2.3.1 Etiologie des surdités.....	55
1.2.3.2 Indications	57
1.2.3.2.1 Chez l'adulte	57
1.2.3.2.2 Chez l'enfant.....	57
1.2.3.2.3 Malformations d'oreille interne.....	57
1.2.3.3 L'Implant cochléaire chez la personne âgée	58
1.2.4 Le bilan pré-implant.....	59
1.2.4.1 Le bilan ORL.....	59
1.2.4.1.1 Le bilan audiométrique	59
1.2.4.1.1.1 L'audiométrie tonale	59
1.2.4.1.1.2 L'audiométrie vocale.....	61
1.2.4.1.1.3 Les potentiels évoqués auditifs	63
1.2.4.1.1.4 L'électrocochléographie	65
1.2.4.1.1.5 Les potentiels auditifs stationnaires ou auditory steady state response.....	66
1.2.4.1.2 Le bilan radiologique	66
1.2.4.1.2.1 Le TDM des rochers.....	66
1.2.4.1.2.2 L'IRM des voies auditives.....	69
1.2.4.2 Bilan orthophonique	69

1.2.5	Principe de l'implant cochléaire.....	71
1.2.5.1	La partie externe : l'audio-processeur.....	71
1.2.5.2	La partie interne : l'implant cochléaire	72
1.2.5.3	Le traitement du signal	73
1.2.5.4	Les différents types d'implants unilatéraux	73
1.2.5.5	Aspect histologique liée à l'insertion de l'électrode	76
1.2.5.6	L'implant cochléaire bilatéral.....	77
1.2.5.6.1	L'implant cochléaire pour l'implantation binaurale	77
1.2.5.6.2	Indications.....	77
1.2.5.6.3	L'audition binaurale.....	78
1.2.5.6.4	Principe	78
1.2.5.6.5	Avantages	79
1.2.5.6.6	Inconvénients	79
1.2.6	La Chirurgie.....	80
1.2.6.1	Matériels recommandés	80
1.2.6.2	Installation du patient	81
1.2.6.3	Voie classique de mastoïdectomie et tympanotomie postérieure	81
1.2.6.4	L'approche supra-méatale : technique de la voie du conduit.....	85
1.2.6.5	Comparaison des deux techniques.....	87
1.2.6.6	Contrôles per opératoires	87
1.2.6.6.1	La télémétrie	87
1.2.6.6.2	La radioscopie	88
1.2.7	Les Complications	89
1.2.7.1	Défaut de fonctionnement	90
1.2.7.2	Complications faciales	90
1.2.7.3	Complications infectieuses et exposition de matériel	92
1.2.7.4	Réaction auto immune et allergie au silicone.....	93
1.2.7.5	Complications cutanées	94
1.2.7.6	Extrusion d'électrode.....	94
1.2.7.7	Malposition de l'électrode.....	94
1.2.7.8	La révision chirurgicale de l'implant cochléaire	95
1.2.8	La réimplantation cochléaire et préservation de l'audition résiduelle.....	96
1.2.9	Prise en charge post opératoire : la rééducation orthophonique et les réglages audioprothétiques	97
1.2.9.1	La rééducation orthophonique.....	97
1.2.9.2	Les réglages audioprothétiques	98

Deuxième partie : LA SÉRIE

2	<u>MATÉRIELS ET MÉTHODES</u>	100
2.1	MATÉRIELS	100
2.1.1	Description de la population	100
2.1.1.1	Critères d'inclusion.....	100
2.1.1.2	Critères d'exclusion	100
2.1.2	Description des Implants cochléaires utilisés.....	100
2.2	MÉTHODES	101
2.2.1	Le bilan pré-implant.....	101
2.2.2	Choix de l'oreille implantée.....	102
2.2.3	Registre EPPIC	102
2.2.4	Chirurgie.....	102
2.2.5	Tests per-opératoires	103
2.2.6	Soins post opératoires.....	103
2.2.7	Suivi des patients.....	103
2.2.8	Objectif principal	105
2.2.9	Objectif secondaire	105
2.2.10	Méthode statistique	105

3	<u>RÉSULTATS</u>	106
3.1	DESCRIPTION DE LA POPULATION	106
3.1.1	Données générales.....	106
3.1.2	Etiologies des surdités	107
3.1.3	Appareillage auditif pré implant cochléaire	108
3.1.4	Bilan radiologique	108
3.1.5	Répartition des implants cochléaires	109
3.1.6	Récapitulatif de la population implantée	109
3.2	Performances auditives	110
3.2.1	Évaluation du gain en conduction aérienne pré et post implant cochléaire	110
3.2.2	Évaluation du gain prothétique en audiométrie vocale pré et post implant cochléaire	111
3.2.3	Évaluation de l'intelligibilité des Implants cochléaires unilatéraux au cours du temps.....	113
3.2.3.1	Reconnaissance des bruits familiers.....	113
3.2.3.2	Identification des non-mots.....	115
3.2.3.3	Compréhension des mots monosyllabiques.....	116
3.2.3.4	Compréhension des mots dissyllabiques.....	118
3.2.3.5	Compréhension des phrases à la voix.....	119
3.2.3.6	Compréhension des phrases dans le bruit.....	120
3.2.3.7	Évaluation de l'audition binaurale	122
3.3	Facteurs prédictifs des performances auditives post implantation	124
3.3.1	Influence de l'âge.....	125
3.3.2	Influence des étiologies des surdités	126
3.3.3	Influence du type d'implant cochléaire.....	127
3.3.4	Influence fenêtré ronde ou cochléostomie.....	128
3.4	Évaluation de l'audition résiduelle de l'oreille implantée en pré et post opératoire	129
	<u>Audition résiduelle post implantation</u>	130
3.5	Complications post-opératoires	131
3.6	Questionnaire de qualité de vie	132
3.6.1	Questionnaire de satisfaction.....	132
4	<u>DISCUSSION</u>	133
5	<u>CONCLUSION</u>	144
6	<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	145
7	<u>ANNEXES</u>	154
8	<u>Liste des abréviations</u>	164
9	<u>Table des figures</u>	165
10	<u>Table des tableaux</u>	167

Première PARTIE

-

Généralités

1 INTRODUCTION

1.1 RAPPELS : EMBRYOLOGIE, ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DES VOIX AUDITIVES

1.1.1 Embryologie de l'oreille interne [1]

1.1.1.1 Mise en place des principales structures

L'oreille adulte représente une seule entité anatomique et fonctionnelle dédiée à l'équilibre et l'audition, mais sa formation embryologique est bien distincte.

Ainsi, l'oreille externe est issue de la partie dorsale de la première poche ectobranchiale, l'oreille moyenne de la première poche entobranchiale, et l'oreille interne d'un épaissement ectoblastique appelé placode otique (Figure 1). Le développement du labyrinthe membraneux est rapide et atteint sa taille adulte à la fin du 4^{ème} mois in utero.

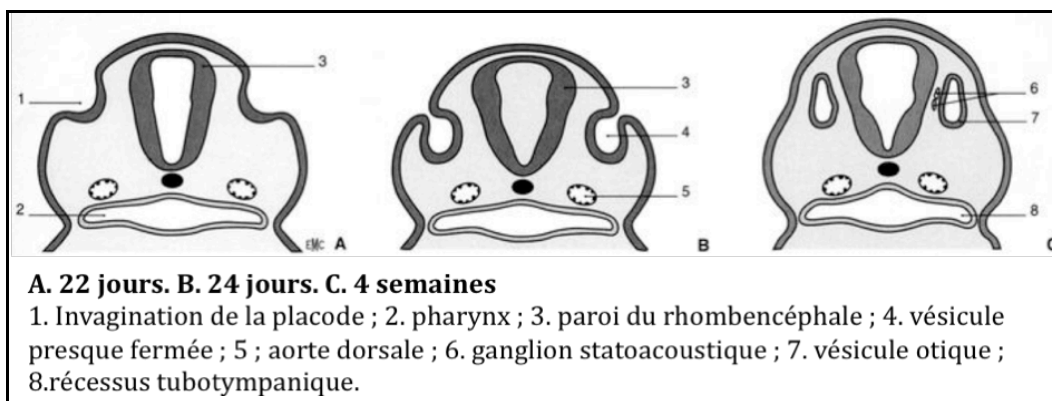


Figure 1 : Embryogénèse : formation de la vésicule otique

La placode otique se développe à partir du 22^{ème} jour et forme un épaissement de l'ectoblaste superficiel de part et d'autre du rhombencéphale qui va s'invaginer et donner la vésicule otique ou otocyste. Cette vésicule va se partager en deux parties : ventrale qui donnera le saccule et le canal cochléaire avec l'organe de Corti et dorsale à l'origine de l'utricule, des canaux semi circulaires et du canal endolymphatique. Dans le même temps de formation, des poches vestibulaires et cochléaires, vont apparaître dans le mésenchyme le ganglion statoacoustique.

Les neurones vestibulaires et auditifs du ganglion statoacoustique proviennent de l'individualisation de l'épithélium de la vésicule otique qui formera plus tard la paroi

interne de l'utricule. L'origine de ce ganglion est double puisque les cellules de schawnn et satellites dérivent des crêtes neurales. Les fibres nerveuses de ce ganglion commenceront à coloniser la partie ventromédiale de la vésicule otique à partir de la 5^{ème} semaine.

La connexion neuronale au niveau du ganglion statoacoustique entre la cible centrale (le rhombencéphale), et la périphérie (la vésicule otique) va être médiée grâce à des cytokines. Au cours de ce développement 25% des neurones vestibulaires et auditifs vont subir l'apoptose afin de permettre une adéquation du nombre de neurones entre le système nerveux central et l'effecteur périphérique.

Les canaux semi circulaires se forment durant la 5^{ème} semaine à partir des trois coins postérieurs de la poche vestibulaire. Apparaissent dans l'ordre : le canal semi circulaire supérieur, puis postérieur et enfin latéral. Les ampoules se formeront en même temps que les canaux.

L'utricule et le saccule se développeront à partir de la 6^{ème} semaine de la division supérieure et inférieure d'une structure initiale appelée atrium et seront reliés par le canal utriculosacculaire. Les canaux semi-circulaires s'aboucheront au niveau de l'utricule, alors que le saccule sera en communication avec l'aqueduc cochléaire. Un reliquat du canal utriculosacculaire donnera le canal et sac endolymphatique.

La cochlée (Figure 2) se développe à la 6^{ème} semaine à partir de la face postéroventrale du saccule et comprend un demi-tour de spire, puis atteint un tour et demi à 8 semaine, deux tours et demi à 9 semaine et mesure 20mm. Sa croissance s'achèvera à la 16^{ème} semaine avec une longueur finale de 33 à 37mm.

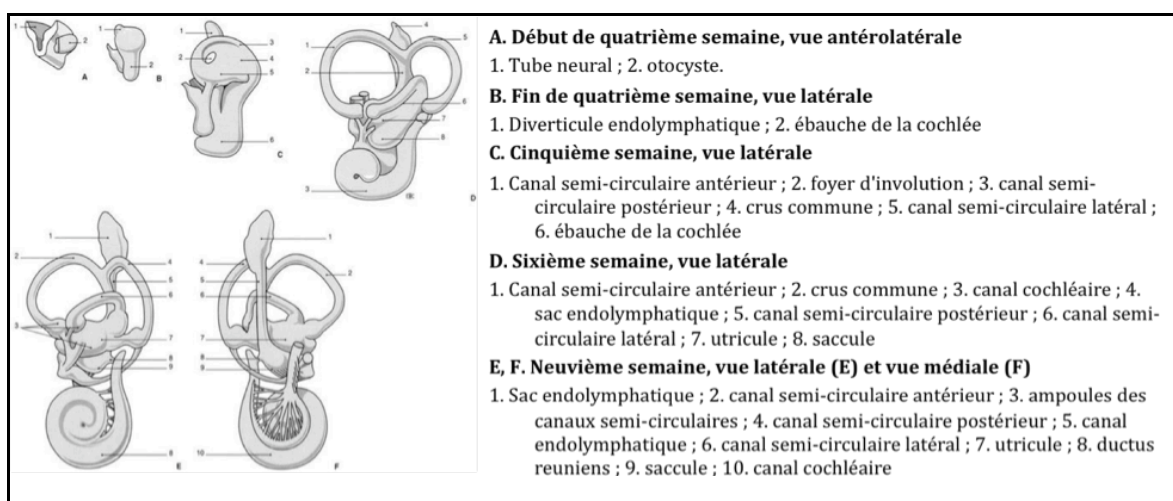


Figure 2 : Développement du canal cochléaire chez l'homme

1.1.1.1 Développement de l'épithélium sensoriel

Les six régions de l'épithélium sensoriel s'individualiseront à partir d'un seul et même épithélium pseudostratifié qui tapisse les parois de la vésicule otique. Côte à côte initialement, elles s'écartent et se séparent pour former les trois ampoules des canaux semi-circulaires, les macules de l'utricle et du saccule, ainsi que l'organe de corti.

L'organe de Kölliker (Figure 3) représente le précurseur de l'organe de corti. Il est constitué de deux crêtes qui s'enroulent le long de la cochlée : la grande crête épithéliale ou colonne interne proche de la portion médiale du canal et la petite crête épithéliale ou colonne externe située à la portion externe du canal.

Les cellules ciliées et de soutien se développeront à partir des cellules situées à la jonction entre la colonne interne et la colonne externe. Les cellules ciliées s'individualiseront à partir de 11^{ème}, 12^{ème} semaine.

Les cellules ciliées internes (CCI) se forment avant les cellules ciliées externes (CCE) et la région basale se développe avant la région apicale.

Les CCI sont issues des cellules les plus externes de la colonne interne, tandis que les CCE naissent de la partie la plus interne de la colonne externe.

A partir de la 17^{ème} semaine la cochlée comptera son nombre définitif de cellules soient 3400 CCI et 13400 CCE, organisées respectivement en 1 et 3 rangées. A noter, qu'il persiste parfois une 4^{ème} rangée de CCE prédominant sur le versant apical et qui persiste à l'âge adulte.

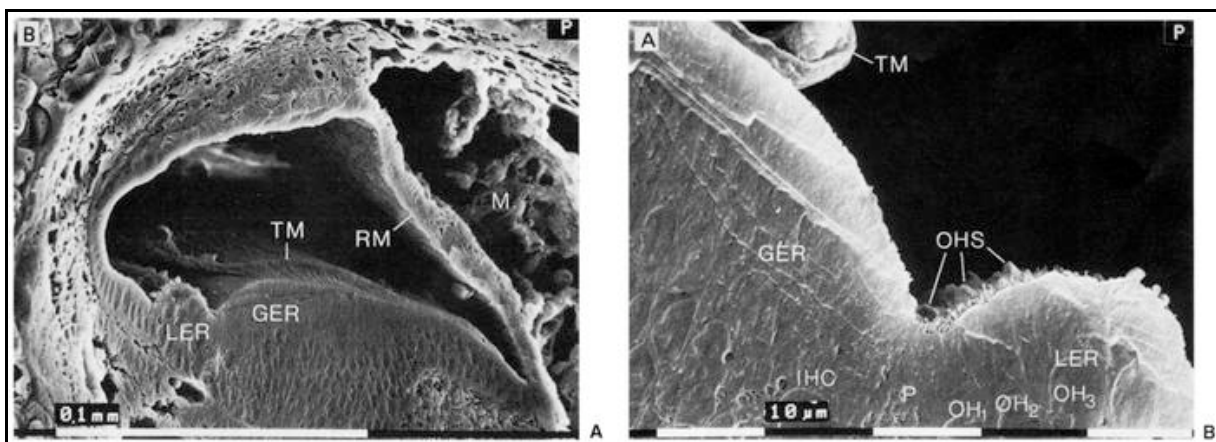


Figure 3 : Développement ultrastructural de l'organe de Kölliker vu au ME à balayage

Les cellules de soutien (Figure 5) constituées des cellules piliers internes, externes, cellules de Deiters et de Hensen se forment en même temps que les cellules ciliées. Elles délimiteront un espace avec les CCE ou espace de Nuel, dont la croissante définitive sera acquise à la 25^{ème} semaine.

Les stéréocils situés à l'apex des cellules ciliées sont formés de filaments d'actine entrecroisés et sont disposés selon trois rangées de taille croissante en forme de W pour les CCE et alignés en forme de V pour le CCI. Ces derniers sont à l'origine de la transduction du signal sonore. Il existe à la 11^{ème} semaine un unique kinocil à la périphérie des cellules, puis les stéréocils vont se former, les plus proches du kinocil vont augmenter de taille et se réorganiser, alors que ceux demeurant en périphérie vont involuer. Il existe là aussi un gradient de développement de la base vers l'apex.

Les CCI atteindront lors structure définitive vers la 20^{ème} semaine contre la 22-25^{ème} semaine pour les CCE.

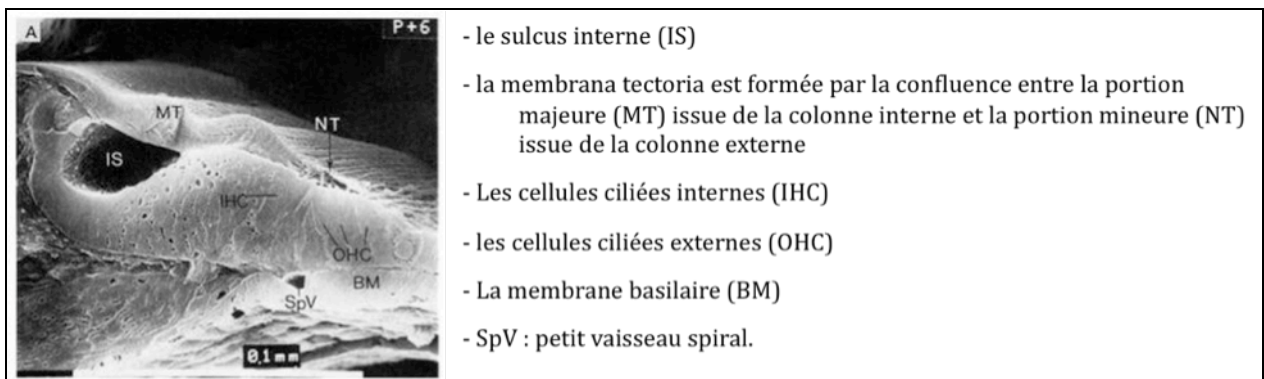


Figure 4 : Développement terminal de l'organe de Kölliker

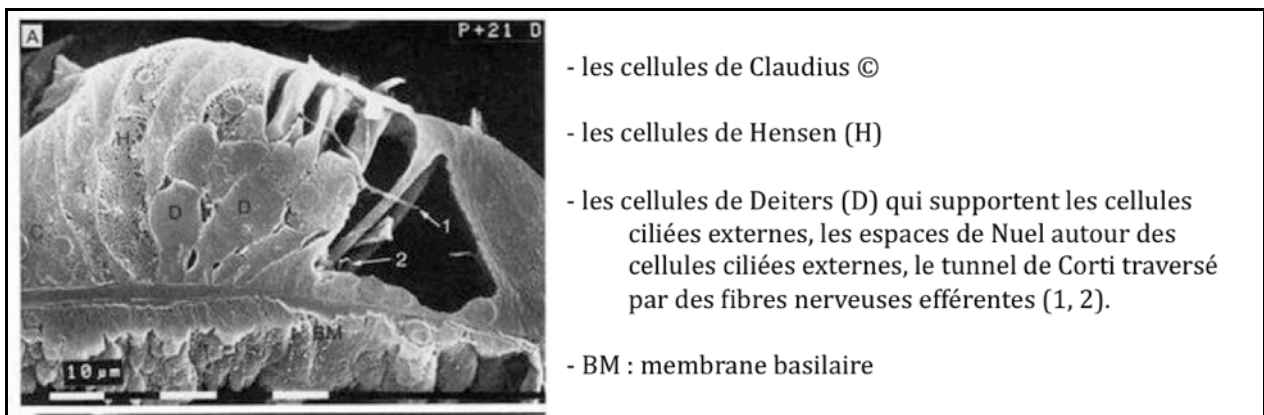


Figure 5 : Développement de l'organe de Kölliker

La membrane tectoriale (Figure 4) va être sécrétée initialement et majoritairement par les cellules de la colonne interne au début de la 9^{ème} semaine, puis par les cellules de la colonne externe vers la 10-11^{ème} semaine. Les deux parties vont fusionner à la 12^{ème} semaine. Les cellules des piliers internes grandissent et creusent l'espace entre les cellules ciliées et de soutien, elles commencent à délimiter la scala média. La membrane tectoriale est alors rattachée aux cellules de soutien de lame réticulaire d'une part, et d'autre part à la plus grande rangée des stéréocils des CCE.

1.1.1.2 Innervation de l'épithélium sensoriel

Vers la 9^{ème} semaine, l'enroulement du canal cochléaire est complet et les fibres nerveuses commencent à pénétrer dans l'épithélium sensoriel.

Les CCI sont connectées initialement avec autant de cellules afférentes et efférentes. Cette architecture synaptique va se modifier et évoluer jusqu'à la 20^{ème} semaine (date d'apparition de l'audition chez l'homme) pour ne laisser connecter que les fibres afférentes aux corps des CCI. Les fibres efférentes se rétractent et iront se lier aux dendrites des fibres afférentes.

Quant aux CCE, il n'existe au départ que des terminaisons avec les fibres afférentes. Puis progressivement les terminaisons efférentes apparaissent et vont déplacer les fibres afférentes et former des synapses avec la base des CCE. A la 20^{ème} semaine, le nombre de fibres afférentes égale celui des efférentes. Les terminaisons efférentes ne vont subsister qu'en très petit nombre. Là aussi le développement va suivre le gradient basal apical et touchera en premier les premières rangées avant d'atteindre les troisièmes voire quatrièmes rangées.

1.1.1.3 Développement final de la cochlée et ossification

Une fois l'organe de Corti en place, la membrane de Reissner et la strie vasculaire vont également se développer du fait de l'interaction entre le canal cochléaire et le mésenchyme adjacent.

La membrane basilaire va se former sous l'organe basilaire à l'exception de la lame basale. Elle est produite par des cellules mésenchymateuses au contact du canal.

L'ossification de la capsule otique va dépendre de deux phénomènes.

Premièrement le mésenchyme qui entoure le labyrinthe membraneux va au 36^{ème} jour se condenser et former un précartilage. Puis au milieu de la gestation au cours de la phase fœtale quatorze points d'ossification vont apparaître et confluer.

Deuxièmement, le mésenchyme péricochléaire va se résorber tout en formant les espaces périlymphatiques. Persistera seulement une fine lame mésenchymateuse incomplète qui scindera le canal cochléaire et qui donnera : la lame osseuse spirale, le ligament spiral, et la membrane basilaire.

1.1.2 Anatomie des voies auditives [2]

Le système auditif est constitué de 2 parties :

- la partie périphérique auriculaire qui permet de transformer l'onde sonore physique en potentiel d'action cellulaire.
- les voies nerveuses auditives qui vont acheminer ce message jusqu'aux aires d'intégration corticale.

1.1.2.1 L'oreille

L'oreille se compose de trois parties : externe, moyenne, interne. Excepté le pavillon et la trompe auditive, elle est contenue au niveau de l'os temporal (Figure 6).

1.1.2.1.1 L'oreille externe, moyenne et l'os temporal

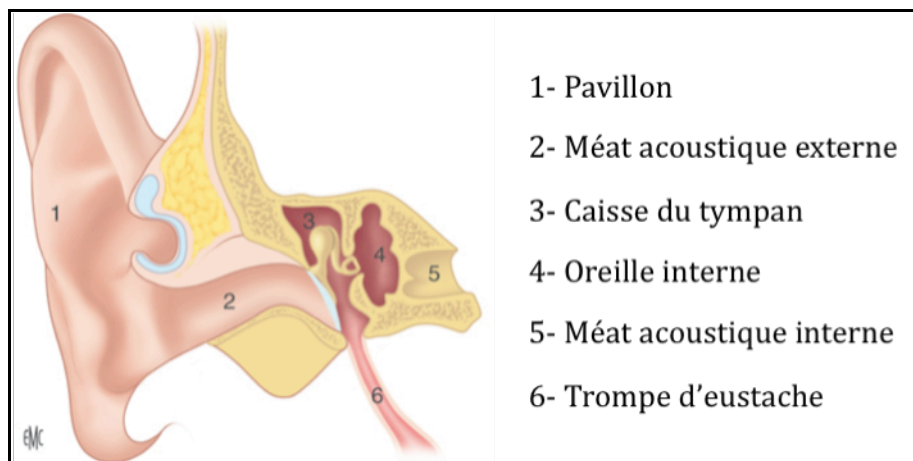


Figure 6 : Anatomie de l'oreille

L'os temporal comprend trois parties : pétreuse qui appartient à l'étage moyen de la base du crâne et constitue le principal support osseux du système auditif périphérique, squameuse et tympanique qui participe à la formation du méat acoustique externe.

L'oreille externe assure la transmission aérienne du son et est divisée en deux régions : l'auricule, structure fibrocartilagineuse et le méat acoustique externe, avec une portion externe fibrocartilagineuse et une portion médiane osseuse.

L'oreille moyenne comprend trois parties : la caisse du tympan, les cavités mastoïdiennes et la trompe d'eustache. Elle permet la transmission mécanique du son grâce principalement à la membrane tympanique et à la chaîne ossiculaire, contenues dans la caisse du tympan.

La membrane tympanique (Figure 7) est oblique en bas, en avant, et en dehors, elle mesure 100µm d'épaisseur, et est divisée en deux parties par le relief du manche du malleus, l'umbo, ainsi que le processus latéral du malleus :

- *Inférieure : la pars tensa* qui joue un rôle essentiel dans la transmission sonore. Elle se compose de trois feuillets : une couche cutanée latérale, une couche muqueuse médiale qui fait suite à la muqueuse de la caisse du tympan, et une couche intermédiaire fibreuse ou lamina propria. Celle-ci s'attache de manière radiaire au niveau du malleus jusqu'en périphérie au niveau de l'annulus qui s'insère au sulcus tympanique du tympanal.
- *Supérieure : la pars flaccida*, dépourvue de couche fibreuse.

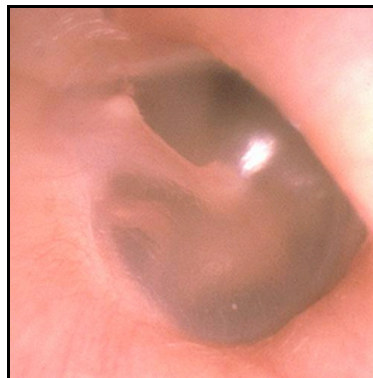


Figure 7 : Photographie membrane tympanique normale

La chaîne ossiculaire (Figure 8) est constituée de trois osselets : le malleus, l'incus et le stapes. La tête du malleus s'articule avec le corps de l'enclume au niveau de l'épitympan. La longue apophyse de l'incus et son processus lenticulaire sont reliés à la tête du stapes. Le stapes qui appartient au mésotympan fait parvenir l'information sonore aux liquides de l'oreille interne en recouvrant la fenêtré vestibulaire grâce à sa platine ou base tenue par le ligament annulaire du stapes.

Ces osselets sont maintenus par des ligaments, et deux muscles qui s'attachent aux parois de la caisse du tympan : muscle tenseur du tympan en avant et le muscle stapédien en arrière. Ces muscles permettent aussi de protéger l'oreille interne des sons d'intensités élevées.

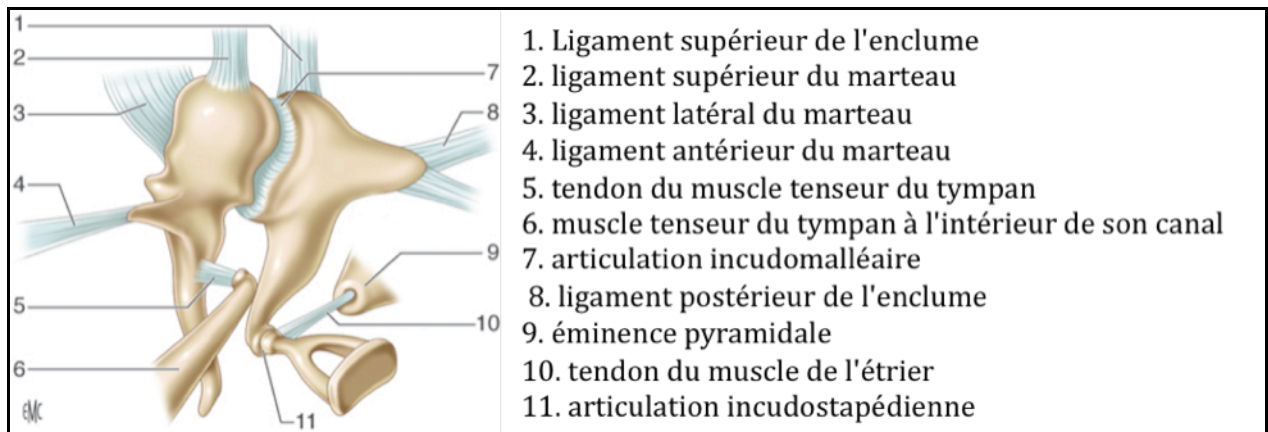


Figure 8 : La chaîne ossiculaire

1.1.2.1.2 L'oreille interne[3]

Elle est divisée en deux parties (Figure 9) :

- Une partie antérieure auditive comportant la cochlée ou labyrinthe antérieur.
- Une partie postérieure appartenant au système vestibulaire et non développée dans cet exposé.

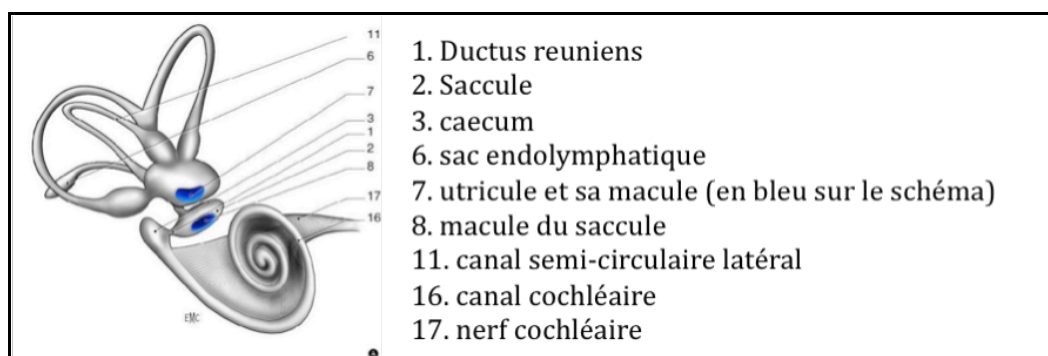


Figure 9 : Le Labyrinthe membraneux

La cochlée (Figure 10) est située dans la partie pétreuse de l'os temporal et est constituée par le labyrinthe osseux et le labyrinthe membraneux.

Le Labyrinthe osseux contient le *canal spiral* (long de 30mm) qui s'enroule dans sa partie antérieure autour d'un axe central le *modiolus* en formant deux tours et demi de spires, et se termine par une partie postéro inférieure non enroulée infra vestibulaire où s'imprime le relief de la fenêtre cochléaire.

Le diamètre du canal diminue de la base au sommet et sa partie externe constitue la lame des contours. Il est divisé par une lame incomplète ou lame spirale osseuse.



Figure 10 : Cochlée vue en ME à balayage

Le Labyrinthe membraneux (Figure 11) correspond à l'ensemble des tissus conjonctivo épithéliaux qui vont tapisser le labyrinthe osseux. Ainsi le canal cochléaire va être cloisonné en trois espaces :

- *Un espace central endolymphatique* : Le conduit cochléaire, triangulaire à la coupe et comprenant l'organe spiral de Corti.

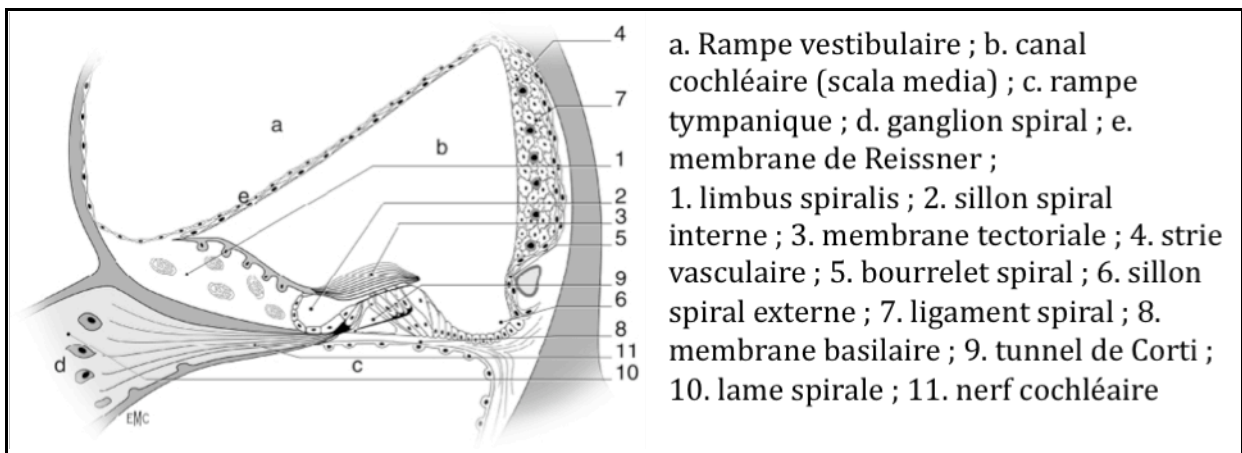


Figure 11 : Le canal cochléaire

- *les espaces périlymphatiques*: La rampe vestibulaire séparée du conduit cochléaire par la membrane vestibulaire de Reissner et la rampe tympanique séparée par la membrane basilaire qui poursuit le la lame osseuse spirale et sert de support à l'organe de Corti. Ces deux rampes communiquent au sommet de la cochlée au niveau de l'hélicotréma
- *Le conduit cochléaire* est donc limité dans sa partie inférieure par la lame des contours qui se prolonge par la membrane basilaire, dans sa partie supérieure par la membrane de Reissner et en latéral par la strie vasculaire.
- *La strie vasculaire* permet de sécréter l'endolymphe riche en K⁺, il s'agit du seul épithélium vascularisé de l'organisme.

L'organe spiral (de Corti) (Figure 12) :

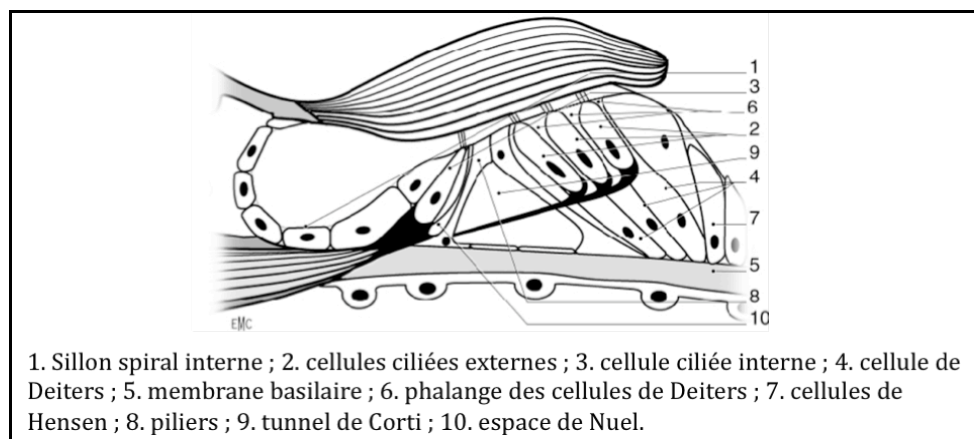


Figure 12 : Organe de Corti

Il repose sur la membrane basilaire et est constitué des cellules sensorielles, de soutien, de fibres nerveuses, de cellules annexes non sensorielles.

Les cellules sensorielles surmontées de stéréocils sont de deux types :

- cellules ciliées internes, piriforme disposées sur une rangée
- cellules ciliées externes rectangulaire disposées sur trois rangées

La membrane tectoriale est acellulaire et constituée par une couche superficielle fibreuse puis d'une couche gélatineuse. Elle vient recouvrir les stéréocils des cellules ciliées (Figure 13).

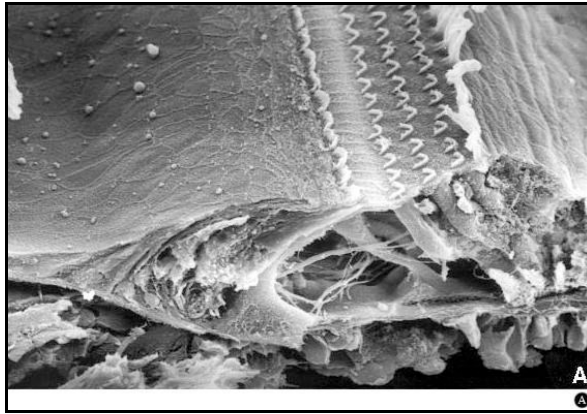


Figure 13 : Organe de Corti vu en ME à balayage

Les fibres nerveuses du nerf cochléaire sont connectées essentiellement avec les CCI et constituent les fibres afférentes, dont le corps cellulaire est situé au niveau du ganglion spiral.

Le ganglion spiral est contenu dans le modiolum.

Les CCE sont plutôt reliées au système nerveux efférent.

Les cellules de soutien comportent:

- les cellules de Deiters qui reposent sur la membrane basilaire.
- les cellules de Hensen.
- les cellules piliers qui délimitent l'organe de Corti contenant la cortilymphe.

Les voies auditives (Figure 14)

Le nerf cochléaire chemine avec le nerf vestibulaire et facial dans le méat auditif interne pour rejoindre le premier relais au niveau du noyau cochléaire du tronc cérébral.

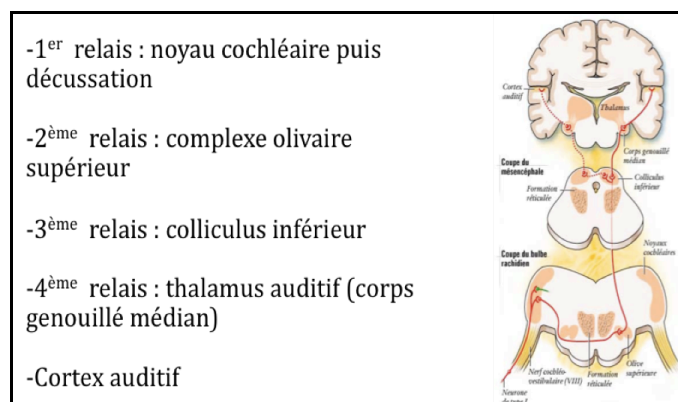


Figure 14 : Voies auditives supérieures

Les zones corticales dédiées à l'audition sont situées au niveau du gyrus temporal supérieur : aire 41 de Heschel et 42 de Broadman. L'élément dominant est l'aire AI ou aire auditive primitive.

Les interactions cortico-thalamiques sont indispensables dans le traitement de l'information auditive.

1.1.3 Physiologie des voies auditives

1.1.3.1 Le son

1.1.3.1.1 Définition

Le son représente le stimulus adéquat du système auditif, et correspond à la vibration du milieu, le plus fréquent étant l'air, mais cela peut aussi se produire dans les milieux liquides et solides. Il est caractérisé par son *intensité* et sa *fréquence*.

L'onde sonore (Figure 15) correspond à la propagation de la variation de pression d'un milieu en fonction du temps, avec alternance de zones de pression élevée et de zone de pression faible, à partir d'une source vibrante émettrice.

Dans le milieu aérien, les vibrations sonores sont transmises à une vitesse de 340 m.s-1. L'unité de pression sonore est le N.m-2.

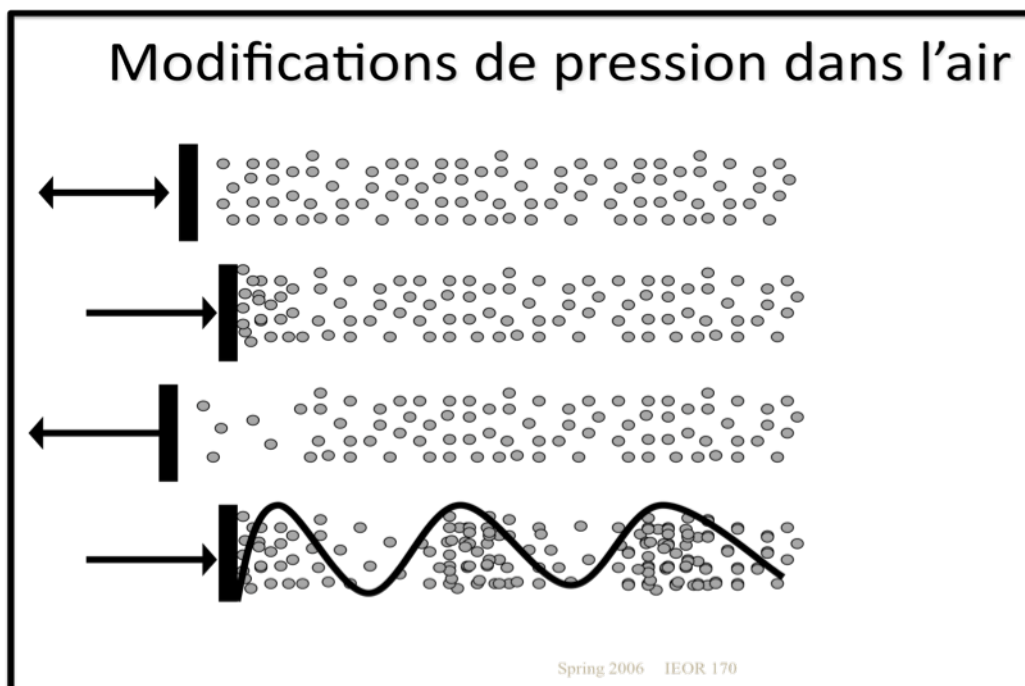


Figure 15 : Schématisation de l'onde sonore

1.1.3.1.2 L'intensité sonore

Elle recouvre donc l'ensemble des différentes amplitudes de la pression sonore qui peuvent être codées par le système nerveux.

Afin de faciliter la représentation de ces pressions, une échelle logarithmique a été adoptée en physiologie. Le niveau de référence correspond à une valeur proche du seuil absolu moyen de sensibilité du système auditif humain ($P_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ N.m}^{-2}$).

La pression sonore ou SPL (sound pressure level) est exprimée en décibel (dB) et se mesure grâce aux tests audiométriques.

1.1.3.1.3 La fréquence sonore

Elle identifie la fréquence des variations de pression, elle s'exprime en cycle par seconde ou hertz (Hz).

Les sons de hautes fréquences ont une période courte et inversement pour les sons de basses fréquences avec une période longue (rappel : la fréquence (Hz) = $1/\text{période (s)}$).

1.1.3.1.4 La sémantique

Le son pur est constitué d'une seule fréquence (Figure 16).

Le bruit blanc contient toutes les fréquences du spectre sonore avec une même intensité.

Les sons musicaux sont élaborés à partir d'une fréquence fondamentale qui correspond à la fréquence la plus faible du son et des harmoniques de cette fondamentale.

Les harmoniques sont des multiples de la fréquence fondamentale, elles ont été mises en évidence initialement par l'analyse de Fourier (Les séries de Fourier visent à décomposer une fonction périodique en une « somme infinie de fonctions trigonométriques » de fréquences dont chacune est un multiple d'une fréquence fondamentale. l'analyse du « contenu en fréquences » est appelé spectre de la fonction)

[4]

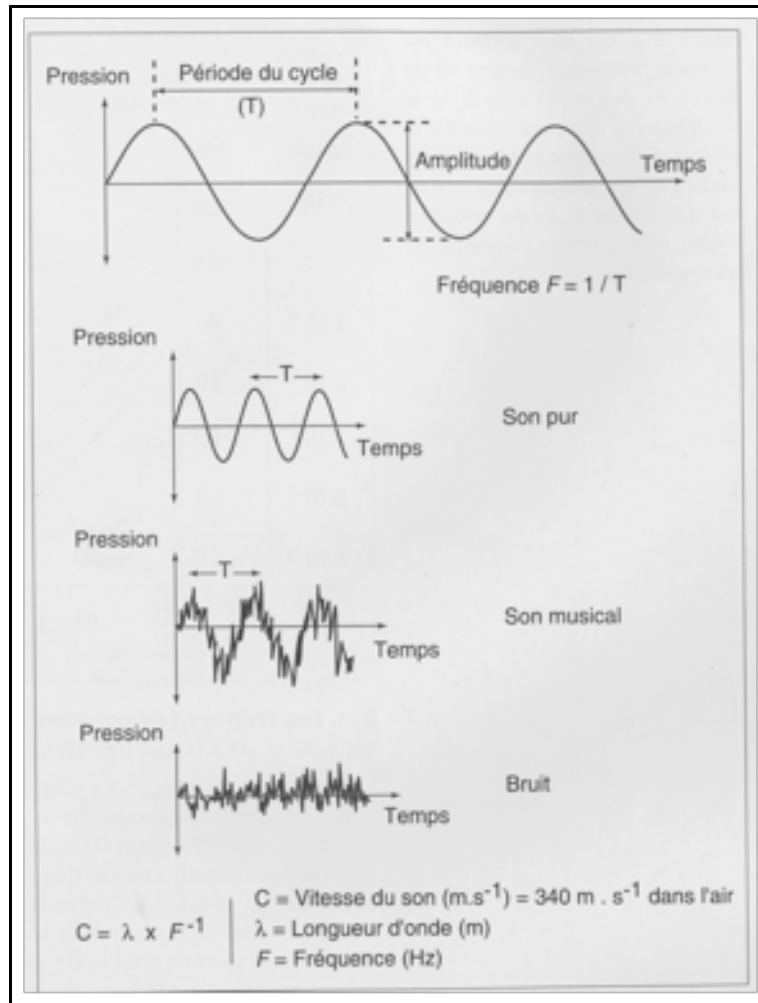


Figure 16 : Représentation des différents types de son

1.1.3.1.5 La sensibilité auditive

La gamme d'intensité des sons audibles est située entre 4 dB SPL (seuil auditif absolu) et 130 dB SPL (seuil de douleur) (Figure 17).

L'homme est sensible aux variations de fréquences sonores comprises entre 20Hz et 20kHz.

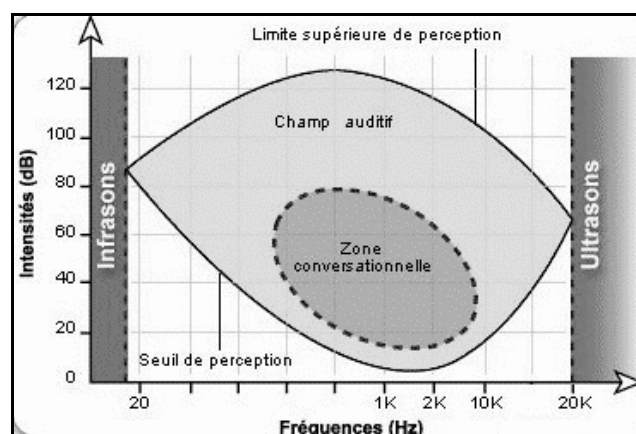


Figure 17 : Représentation sensibilité auditive humaine

Les courbes isotoniques de Fletcher et Munson (Figure 18) correspondent à des courbes établies par des individus lors de sensations auditives identiques pour des fréquences différentes. Cette échelle de sensations peut être utilisée pour quantifier des intensités sonores. L'unité arbitraire est le phone, pour la fréquence de 1000Hz, le phone égale le décibel.

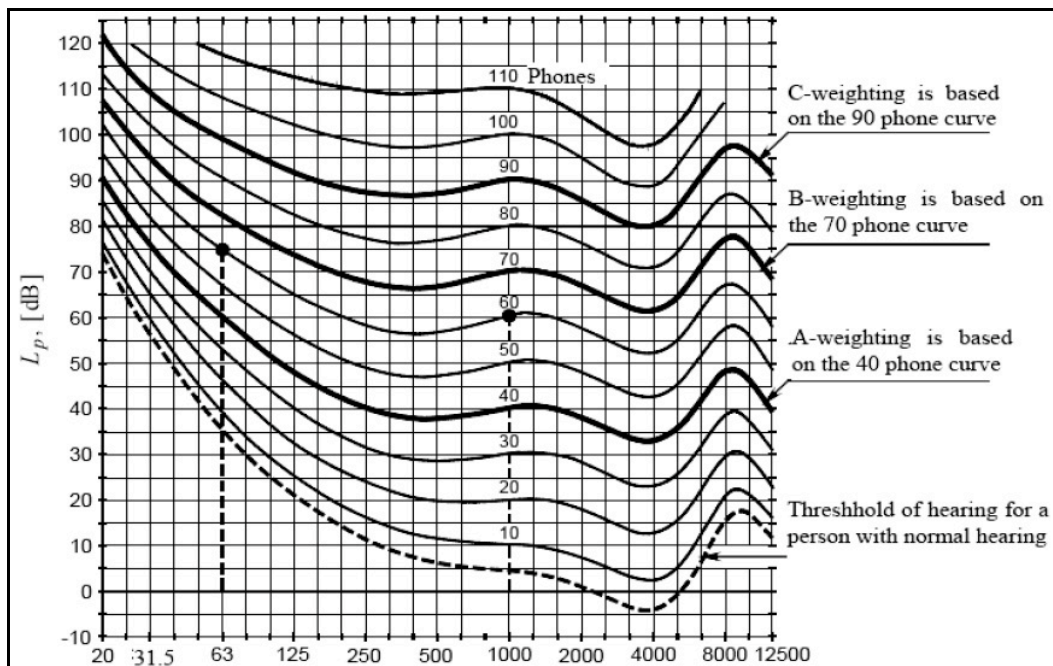


Figure 18 : Courbes isotoniques

La qualité d'un son est donnée par les harmoniques qui définissent :

- la Hauteur (pitch) \neq la fréquence
- la force (loudness) \neq l'intensité
- le timbre (timbre) \neq le spectre

La hauteur permet de qualifier un son de basse fréquence de son grave et de son aigu pour les hautes fréquences.

La force est la sensation ressentie par un individu qui permet de différencier un son fort, d'un son faible, elle varie avec les variations de pressions sonores.

Le spectre quant à lui est divisé en bandes de fréquences. Dans la musique occidentale, l'unité de découpage est l'octave qui correspond aux fréquences comprises entre une fréquence sonore et son double.

Le timbre désigne quant à lui l'ensemble des caractéristiques sonores ou enveloppe spectrale qui permettent d'identifier un instrument.

La localisation sonore dans l'espace est permise par comparaison des informations provenant des deux oreilles. Cette fonction nécessite une audition binaurale. En effet le son est conduit à une vitesse finie et perd de l'énergie au cours de son déplacement, donc il n'atteint pas les deux oreilles en même temps, sauf si il est placé sur un axe interaural.

Le système auditif peut discriminer des différences de délai de $30\mu\text{s}$ entre les sons parvenant aux deux oreilles, soit un angle de 3° par rapport à l'axe médian de la tête.

La Localisation (Figure 19) dépend aussi de la fréquence, pour des sons graves inférieurs à 1400Hz , c'est le déphasage entre les signaux qui est pris en compte ; alors que pour les sons supérieurs, aigus, c'est la différence d'intensité sonore qui est évaluée par les deux oreilles.

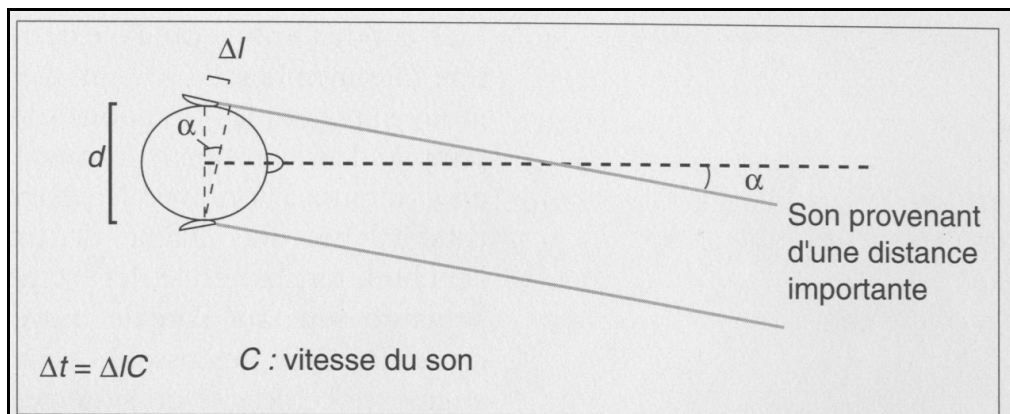


Figure 19 : La localisation sonore

1.1.3.2 Rôle de l'oreille externe et moyenne dans la transmission sonore [5]

1.1.3.2.1 L'oreille externe

Elle canalise le son vers l'oreille moyenne et la membrane tympanique. L'auricule permet l'amplification des fréquences comprises entre 5 et 6 KHz, le méat acoustique externe amplifie surtout la zone de 2 à 5 KHz soit au total un gain de 10dB.

1.1.3.2.2 L'oreille moyenne

Présente une double fonction :

- Fonction de transfert et d'adaptation de l'impédance.
- Fonction de protection de l'oreille interne.

1) Elle permet de transformer les vibrations sonores aériennes captées par la membrane tympanique en variation de pression des liquides contenus dans l'oreille interne. Elle va adapter ainsi l'impédance entre les milieux extérieurs aériens et les milieux intérieurs liquidiens. Cette fonction de transfert dépend essentiellement de trois facteurs :

- Le rapport de surface entre la membrane tympanique et la platine de l'étrier : environ de 20 à 30.
- Le bras de levier de la chaîne ossiculaire malleus – incus.
- La constitution de la membrane tympanique elle-même (couche fibreuse de la pars tensa).

La résultante de ces trois actions aboutie à un gain d'un facteur 180 soit une perte sonore de 30dB, alors que l'atténuation sonore dans un milieu liquidien est de 99% sans adaptation d'impédance.

2) L'oreille moyenne grâce au muscle tenseur du tympan et au muscle stapédien joue un rôle de protection de l'oreille interne en augmentant la rigidité de la chaîne ossiculaire. La mise en place de cet arc réflexe polysynaptique intervient pour des intensités supérieures à 80dB avec une latence évaluée à 7 – 10ms. Ce réflexe acoustique assimilé surtout au muscle stapédien (car plus étudié) jouerait également un rôle dans l'atténuation des basses fréquences en augmentant la sélectivité fréquentielle. Ceci aurait pour conséquence de diminuer l'intelligibilité des sons complexes dans le bruit.

1.1.3.3 L'oreille interne et les cellules neurosensorielles

1.1.3.3.1 Le codage de l'information sonore

Les vibrations de la fenêtre ovale sont alors transmises aux différentes rampes jusqu'à la fenêtre ronde, les liquides étant incompressibles, la membrane de la fenêtre ronde va vibrer au même rythme que la platine de l'étrier sur la fenêtre ovale.

Le mouvement des membranes (Figure 20), notamment celui de la membrane basilaire par rapport à la membrane tectoriale fixe, provoque un fléchissement rythmique des stéréocils des cellules réceptrices contenues dans l'organe de Corti afin de coder le message sensoriel.

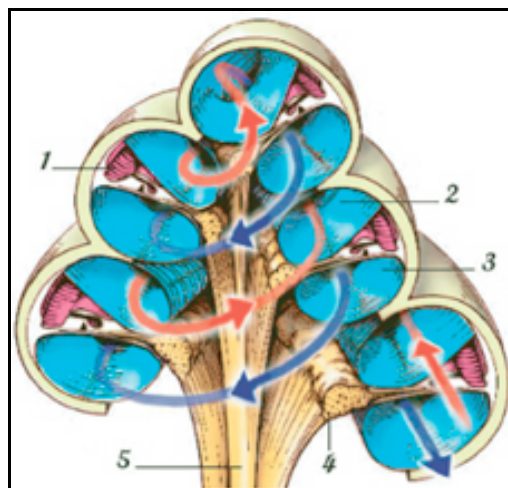


Figure 20 : Flux périlymphatique dans la rampe tympanique et vestibulaire

La membrane basilaire a comme propriété anatomique d'être plus étroite ($100\mu\text{m}$) et plus épaisse à la base de la cochlée qu'à l'apex où elle est plus large ($500\mu\text{m}$) et peu épaisse. Ainsi, dans les années 1920, von Békésy a montré qu'une stimulation sonore entraîne une onde qui se propage tout le long de la membrane. Chaque région de la membrane va présenter une amplitude de vibration maximale pour une fréquence donnée. La base de la cochlée vibre pour les fréquences élevées (16KHz) et le sommet est plus sensible aux basses fréquences (40Hz).

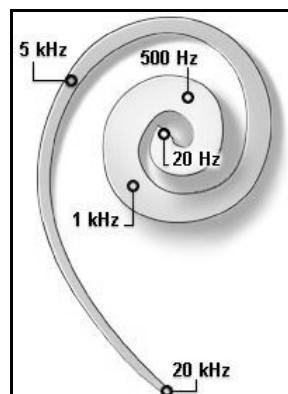


Figure 21 : Tonotopie de la cochlée

Les rampes vestibulaires et tympaniques sont riches en périlymphe contrairement au canal cochléaire qui contient l'endolymphe. Ces deux liquides ont des propriétés biochimiques bien distinctes :

- Composition de l'endolymphe : potassium (150mM/L), sodium (1mM/L), chlore (130mM/L), protéines (0,3g/l),
- Composition de la périlymphe : potassium (7mM/L), sodium (150mM/L), chlore (110mM/L), protéines (3g/l),

Cette différence de composition ionique entre les liquides cochléaires donne naissance à un potentiel endolympatique ou potentiel endocochléaire d'environ 80mV.

Les cellules sensorielles sont représentées par les cellules ciliées qui possèdent à leur sommet des stéréocils constitués par des filaments d'actine unis à leur base par des plaques cuticulaires formées d'actine et de tropomyosine (propriétés contractiles). Ces stéréocils baignent dans le liquide endolympatique alors que la base de ces cellules est située dans le compartiment périlymphatique. Leur pôle basal est relié à des terminaisons nerveuses dont le corps cellulaire est localisé dans le ganglion spiral.

Le ganglion spiral assure 90% de l'innervation afférente des CCI, contre 10% des CCE. Chaque CCI reçoit une dizaine de fibres nerveuses afférentes (de type I myélinisées), mais chaque fibre du ganglion spiral n'innerve qu'une seule CCI. A l'opposé les fibres afférentes des CCE (de type II non myélinisées) gèrent plusieurs cellules sensorielles. Les deux types cellulaires bénéficient d'un rétrocontrôle par les innervations efférentes provenant du SNC.

Les membranes latérales des cellules ciliées sont liées aux cellules de soutien ou entre elles par des jonctions serrées assurant l'étanchéité du pôle basal.

Au sommet des cellules les mouvements d'inclinaisons des cils entraînent une dépolarisation avec ouverture des canaux potassiques et l'entrée passive du potassium du fait de la différence de potentiel entre les liquides endo et périlymphatiques.

Ce courant potassique a deux effets : premièrement il crée un potentiel d'action proportionnel à l'amplitude d'inclinaison des stéréocils donc à l'intensité du son. D'autre part, il active des canaux calcium-dépendant, le calcium entre dans les cellules crée un courant dépolarisant et permet la sortie du potassium en ouvrant les canaux calcium-potassium et repolarise la cellule.

1.1.3.3.1.1 Particularités des CCI : « vraies cellules neurosensorielles »

- Au nombre de 3500 (Figure 23).
- La dépolarisation de la membrane permet d'assurer le codage de l'information sonore.
- Ces cellules possèdent une fréquence propre de résonance électrique.
- Le neuromédiateur est le glutamate.
- Elles subissent les mouvements de la membrane tectoriale grâce à la bande de Hensen.

1.1.3.3.1.2 Particularités des CCE : cellules « régulatrices »

- Au nombre de 13000 (Figure 22).
- Effectuent des mouvements de contractions de type élongation ou rétrécissement en fonction du potentiel de membrane (4% de la hauteur du corps cellulaire).
- Le mouvement des CCE (l'électromotilité) va modifier celui de la membrane basilaire et permettre ainsi une transduction électromécanique.
- De forme cylindrique, sur trois rangées avec des stéréocils disposés en W par ordre décroissant, reliés entre eux par des tip-links, où seuls les plus hauts sont ancrés dans la membrane tectoriale.
- La « prestine » protéine présente exclusivement dans la membrane latérale des CCE, à l'origine de l'électromotilité des CCE.
- Contrôlées par le système efférent par les neuromédiateurs de type Acétyl Choline et GABA.
- Joue un rôle dans l'amplification de l'onde sonore et la sélectivité séquentielle.

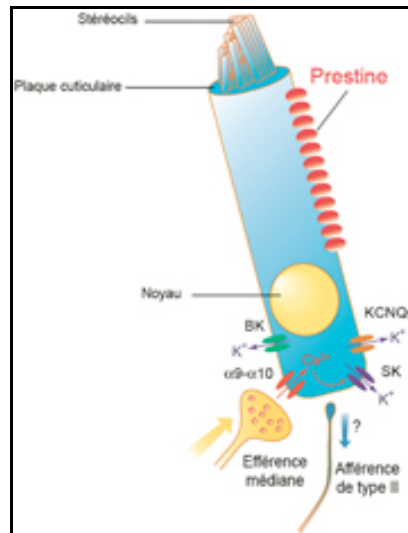


Figure 22 : Cellule ciliée externe

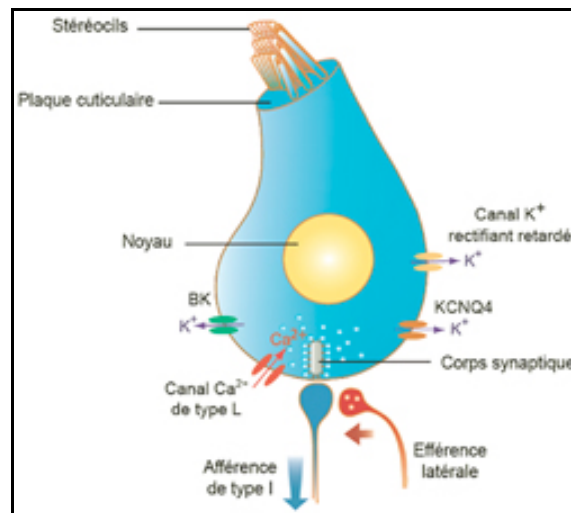


Figure 23 : Cellule ciliée interne

1.1.3.3.2 Traitement central de l'information sonore

Les messages auditifs sont véhiculés sous forme de potentiel d'action du ganglion spiral vers les noyaux cochléaires du tronc cérébral le long du nerf cochléaire, puis de relais en relais jusqu'au cortex auditif.

1.1.3.3.2.1 Caractéristiques du nerf cochléaire

- Décharge spontanée
- Sélectivité fréquentielle
- Verrouillage de phase (Phase-locking)

La décharge spontanée et le codage de l'intensité repose sur les critères suivants :

- Existence de potentiels d'action en l'absence de stimulation.
- Coexistence de neurones de basse et de haute activité spontanée, lorsque les neurones de bas seuils sont saturés, les neurones de hauts seuils issus des mêmes CCI prennent le relais.
- Le taux par unité de temps de potentiels d'action véhiculés par un neurone auditif est fonction de l'intensité du son qui fait répondre ce neurone.
- Aux intensités élevées, la spécificité fréquentielle est diminuée.

La sélectivité fréquentielle dépend principalement :

- De région précise de la membrane basilaire stimulée.
- De la fréquence caractéristique (FC) – fréquence pour laquelle le seuil est le plus bas (courbe d'accord)
- De l'organisation tonotopique des fibres nerveuses : Les fibres avec une fréquence élevée sont à la périphérie du nerf, les fibres avec une fréquence plus basse sont centrales. Cette organisation tonotopique est retrouvée de la cochlée jusqu'au cortex cérébral.

Le « phase-locking » : (Figure 24) Aux fréquences élevées supérieures à 3000Hz, la structure temporelle de l'onde sonore est déformée car la période réfractaire des neurones augmentent et ne permettent pas de synchroniser les fibres nerveuses. Certains neurones vont décharger à certaines périodes du cycle, et plus la fréquence augmente et plus l'intervalle augmente.

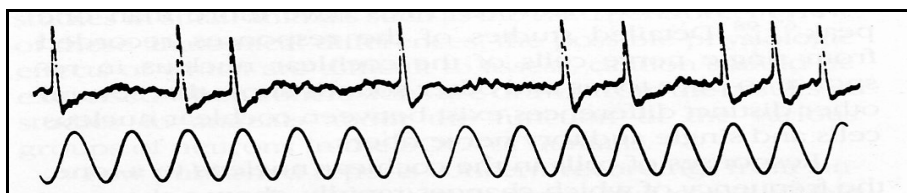


Figure 24 : Phase locking

Caractéristique de l'analyse fréquentielle :

Il en résulte que l'analyse fréquentielle notamment pour les basses fréquences dépend de deux systèmes : la tonotopie et un modèle complémentaire temporel qui prend en considération la période moyenne de durée des potentiels d'action. La hauteur d'un son

peut être alors ressentie différemment selon le mécanisme prédominant (tonotopique ou temporel).

Lors d'une pathologie, le système temporel est plus robuste car non dépendant des lésions cochléaires affectant les CCE.

Dans le cas des implants cochléaires (IC), la synchronie est respectée mais la tonotopie est souvent décalée et liée à la position du porte électrode, ce qui pourrait expliquer la difficulté de perception de la hauteur et de la musique chez les implantés cochléaires.

La sonie :

La force sonore est codée par le nombre total de potentiels d'action véhiculés par le nerf cochléaire.

Elle est à l'origine de la distorsion ou recrutement qui rend l'appareillage difficile.

La dynamique d'un neurone varie entre un seuil de réponse et de saturation qui va dépendre de l'intensité sonore. Cet intervalle est de 20 – 30 dB. La compression de membrane basilaire et des CCE va permettre d'augmenter cette dynamique et s'adapter à la dynamique humaine de l'ordre de 110db.

Lors d'une atteinte cochléaire avec disparition des CCE, la saturation neuronale arrive rapidement, le phénomène de recrutement apparaît avec une distorsion sonore qui augmente rapidement lorsque le seuil auditif est franchi.

1.1.3.3.2.2 Les relais centraux

Le noyau cochléaire, il s'agit du premier relai des voies auditives centrales, il reçoit les informations provenant directement de la cochlée et strictement monaurales.

Le complexe olivaire supérieur : c'est le premier relai des informations sonores binaurales, rôle dans la localisation spatiale.

Le complexe olivaire supérieur :

- Il est constitué de neurones dont certains sont binauraux, et d'autres monauraux.
- La majorité des informations sont issues de l'oreille controlatérale.
- Il trie les informations provenant du tronc cérébral et joue un rôle dans la localisation spatiale.

Le corps genouillé médian du thalamus :

- Il s'agit du dernier relais avant le cortex.
- Il traite les informations bidirectionnelles entre corps genouillé et cortex.
- Il joue un rôle de feedback, étroitement liée aux informations sensorielles provenant du cerveau.

Le cortex auditif :

- L'aire corticale primaire (A1) – Heschl, correspond au premier relais cortical dans le lobe temporal.
- Chaque cochlée envoie des informations bilatérales au cortex auditif mais avec une prédominance controlatérale.
- Il existe une conservation de l'organisation tonotopique.
- Les informations sont véhiculées de manière bidirectionnelle entre le cortex et le tronc cérébral.
- Il existe une spécialisation des neurones (réponse aux sons périodiques, selon les variations de fréquence ou d'amplitude).

La projection homolatérale et controlatérale de l'innervation afférente va permettre l'audition binaurale.

Les innervations efférentes proviennent essentiellement de l'olive bulbaire. Le système olivocochléaire médian innerve directement les CCE et un système latéral branché sur les dendrites des fibres nerveuses rejoignant les CCI.

Peu de données sont disponibles sur le rôle certain de ce système, mais la dopamine en relation avec les CCE constituerait un adaptateur de gain afin d'ajuster le seuil et la dynamique des cellules neurosensorielles selon le signal d'entrée.

Le système olivocochléaire médian interviendrait dans la protection du système auditif face aux fortes intensités. Il permettrait également de constituer une « attention sélective » notamment dans l'analyse spectrale des sons complexes en effectuant un « débruitage » des signaux sonores perçus.

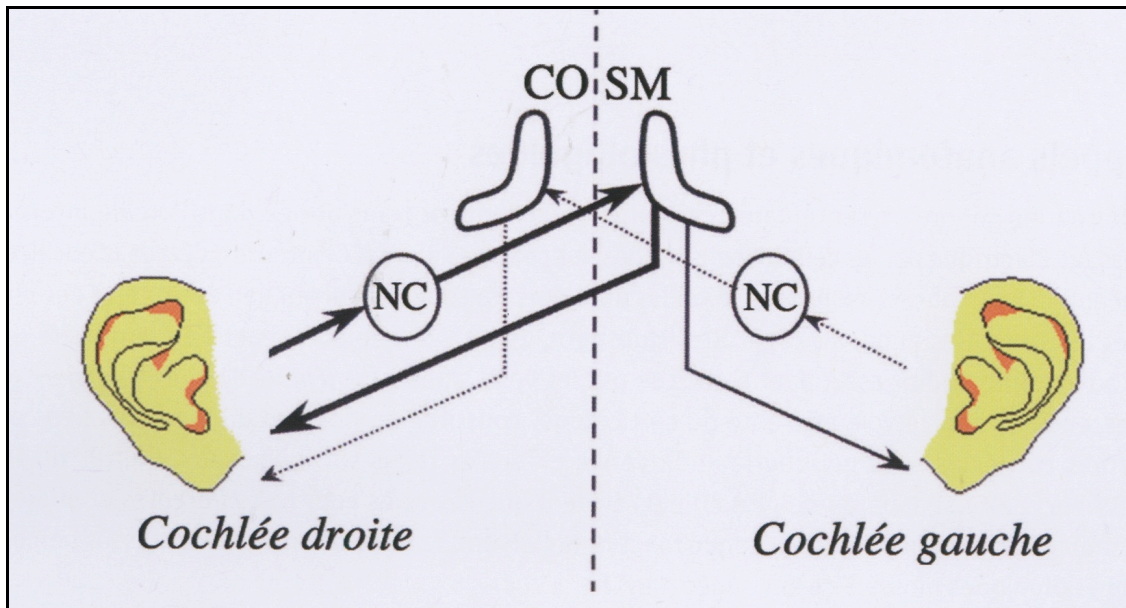


Figure 25 : Phénomène de Fletcher

1.1.3.3.2.3 Bande critique et masquage

Lorsque deux sons de fréquence différente arrivent à la cochlée, il peut se produire un effet de masquage de l'un par rapport à l'autre (phénomène de Fletcher) (Figure 25).

Les bandes critiques sont définies par une largeur proportionnelle à la fréquence centrale.

Ainsi, tant que le bruit qui se superpose au son ne dépasse pas cette zone, il ne le recouvre pas et le son est identifié.

Elles permettent de trier les bruits des signaux tout comme le système nerveux efférent.

1.1.3.3.2.4 Traitement des sons complexes

L'image du son complexe où spectrogramme va s'affiner tout au long de l'intégration du message nerveux et va être analysée afin d'identifier le message sonore.

Ces niveaux de traitement sont encore mal connus, mais les avancées techniques dans la connaissance de ces indices permettront d'augmenter les performances des implants cochléaires et du tronc cérébral en incluant ces outils cérébraux d'identification des sons complexes.

1.2 L'IMPLANT COCHLÉAIRE

1.2.1 Historique [6]

L'IC s'est développé grâce à l'investissement aussi bien technique, que clinique de quatre nations comprenant : la France, les Etats-Unis, l'Autriche et l'Australie.

Les premiers essais remontent à la période 1951-1976 avec la mise en place à Paris par le Dr Charles Eyriès du premier implant à une seule électrode conçu par André Djourno, professeur de physique médicale, chez un patient atteint de cophose bilatérale dans les suites évolutives d'un cholestéatome.

Il s'agissait d'un couple de bobine relié à une électrode (Figure 26).

En 1961, le Dr W.House, à San Francisco, repris la technique de Eyriès en stabilisant l'implant et en implantant de nombreux patients ; il faisait passer l'électrode par la fenêtre ronde.

Des questionnements quant à la tolérance des matériaux utilisés et la lésion de la cochlée par l'électrode se sont levés, et des équipes notamment autrichiennes (K.Burian et le couple Hochmair-Desoyez) ont développé un mode d'implantation de l'électrode en extra cochléaire. Cette technique fut utilisée aussi par le Pr Fraysse à Toulouse qui fut l'élève de House pendant une année.

Cette monoélectrode permettait d'entendre des sons mais ne permettait pas de discriminer la parole sans lecture labiale.

Des essais plus concluant ont été menés chez l'animal (B.Simmons), mais ils n'étaient pas applicables chez l'homme car le liquide labyrinthique diffusait l'influx électrique des multiples électrodes.

Le Pr Chouard et P.MacLeod médecin physiologique se sont penchés sur ce problème de discrimination des sons. Ils ont alors développé un implant multi électrodes où les électrodes étaient isolées les unes des autres. Ce stratagème permettait d'éviter la diffusion électrique aux liquides labyrinthiques, avec une innocuité à long terme des matériaux utilisés.

Ils associèrent alors 7 à 8 électrodes isolées entre elles par du téflon. Ils implantèrent ce dispositif chez des volontaires présentant une fracture du rocher avec embarrure, cophose, et paralysie faciale. Les résultats furent très satisfaisants et l'équipe s'étoffa avec la venue de C.Fugain et B.Meyer.

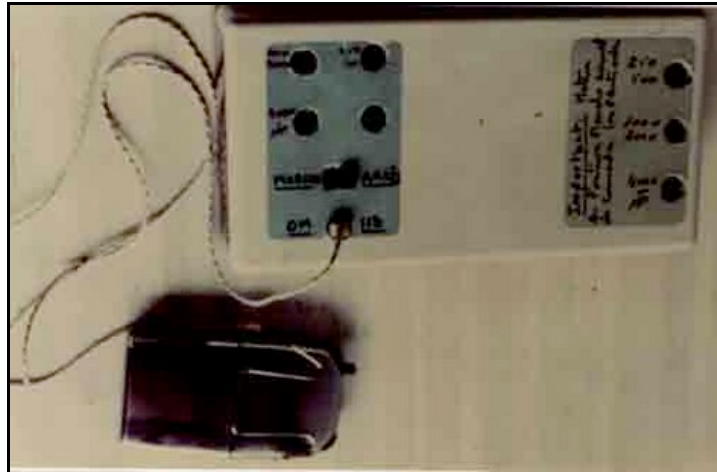


Figure 26 : Premier IC type bobine / électrode

Le processeur capable de traiter ces multiélectrodes fut conçu par MacLéod et la société Bertin.

La première implantation multiélectrodes de ce type aura lieu à l'hôpital Saint Antoine le 22 septembre 1976. Six prototypes furent implantés et le brevet 77/07824 sera déposé en 1977, il tombera dans le domaine public 20 ans après en 1997. [7]

Face aux difficultés de la société française Bertin à miniaturiser le processeur externe, des entreprises autrichienne (Med el) et australienne (Cochléar) se développèrent et réussirent ce pari. Si bien qu'à partir de 1987, la majorité des implants posés étaient d'origine australienne.

Les avancées en matière d'IC ont également servi les progrès des prothèses auditives avec le développement de prothèses amplificatrices permettant l'amplification de certaine fréquence grâce à la mise en place de différents canaux.

Le développement de l'IC a suscité une forte mobilisation des associations de sourds et malentendants. En effet cette communauté vieille de deux siècles s'est heurtée violemment à la révolution que fut l'IC. Actuellement apaisée, elle reste cependant active afin de préserver leur mode de communication, de vie et d'insertion sociale.

1.2.2 Épidémiologie et coût

La déficience auditive d'après des données de 1998 reprises dans le rapport de la Haute Autorité de Santé (HAS) [8] touche 7% de la population française soit 4 millions de personnes tout âge confondu, dont 3% de surdité profonde ou totale et 9% de surdité sévère. 1/1000 enfant sur mille né sourd, mais en comptant les surdités évolutives ou acquises cela représente 1/750 naissances [9].

Dans le monde, la surdité profonde concerne 30 millions de personnes avec 160000 nouveau-nés et 500000 surdités acquises par an (source W.H.O).

A la fin de l'année 2005, 5080 personnes ont bénéficiées d'un IC en France. Une estimation de fin 2007 évalue à 6440 personnes implantées en France et 134000 dans le monde. Depuis l'ouverture de l'étude EPIIC avec enregistrement de tous les IC posés en France depuis 2011 : 2382 IC sont répertoriés dont 949 enfants et 1433 adultes.

La pose d'IC se déroule au sein d'une équipe multidisciplinaire dans des centres référents accrédités par l'HAS et répertoriés dans la circulaire DHOS-OPRC/2001/511. Les IC sont pris en charge dans le cadre des Missions d'intérêt général et d'aide à la contractualisation (MIGAC). Le séjour hospitalier dépend d'une tarification spéciale défini par un GHS spécifique.

L'IC est pris en charge à 100% et inscrit sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR). La pose, le réglage et l'ablation sont inscrits à la classification commune des actes médicaux (CCAM), mais la rééducation post implantation dépend du MIGAC. Le nombre d'IC posés en France est limité et déterminé chaque année par le ministère de la santé, actuellement le quota est de 1200 IC/an.

Le coût global d'un IC est estimé à 34686 euros pour un adulte et 31946 euros pour un enfant[10]. La partie interne coûte 16 000 euros et la partie externe 6000 euros; le prix est identique quelque soit le fabricant. Le renouvellement du processeur est pris en charge à 100% tous les 5 ans. Un forfait annuel pour les accessoires, piles et batteries est également financé par la sécurité sociale (Annexe 1).

1.2.3 Indications, étiologies et âge d'implantation

En France, L'indication retenue par l'HAS [8] pour l'implantation cochléaire est : « la surdité neurosensorielle sévère à profonde bilatérale, après échec ou inefficacité d'un appareillage acoustique conventionnel ».

L'IC va permettre de restaurer l'audition et de favoriser ainsi le développement de la communication orale dans les surdités pré-linguales : « j'entends donc je parle ».

1.2.3.1 Etiologie des surdités

La surdité correspond à la perte totale ou partielle de l'audition.

Les différents types de surdités bilatérales éligibles à l'IC :

- **Les surdités de perception** ou neurosensorielles liées à une atteinte endocochléaire (oreille interne). L'audiométrie tonale montre une baisse simultanée de la courbe osseuse et aérienne. Les atteintes rétrocochléaires (nerf auditif), ou des voies auditives centrales ne sont pas corrigées par l'IC mais plutôt par les implants de tronc cérébral en cours de développement actuellement.
- **Les surdités mixtes** qui associent à la fois une baisse de la courbe audiométrique tonale osseuse (part de la surdité de transmission) et aérienne (part de la surdité de perception) avec persistance d'un décalage entre ces deux courbes ou rinne audiométrique. Lorsque la pathologie en lien avec l'oreille moyenne est très évoluée (cholestéatome bilatéral avec lyse des structures de l'oreille interne, otospongiose évoluée...), on assiste à une atteinte importante de la conduction osseuse. Les patients peuvent alors être éligibles à l'IC après échec de l'appareillage auditif conventionnel.

Les différents niveaux de surdités (Figure 27):

L'IC s'adresse donc aux surdités sévères à profondes.

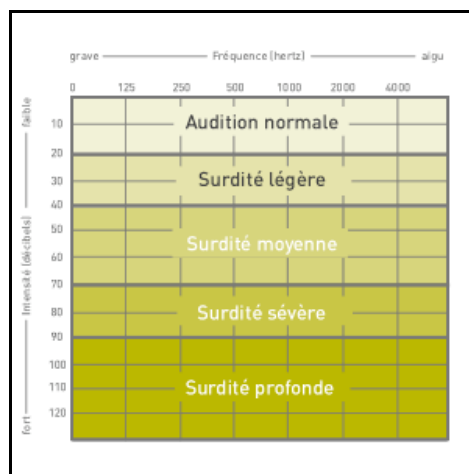


Figure 27 : Différents degrés de surdité

Les principales surdités de perception chez l'adulte et l'enfant post linguales sont (Figure 28):[11]

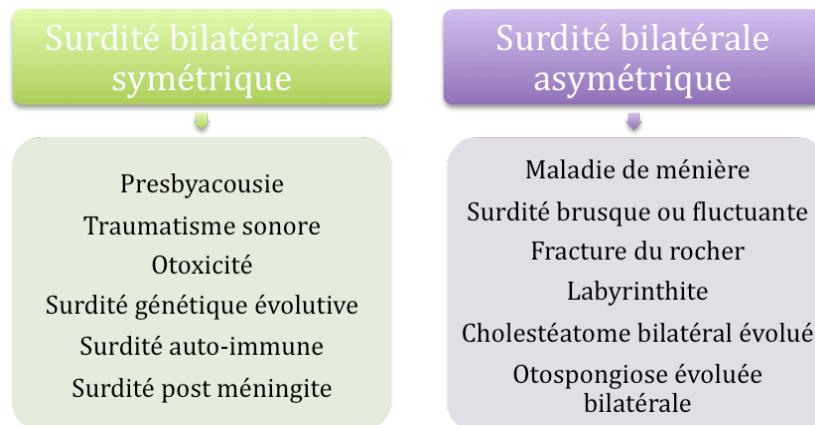


Figure 28 : Surdités post linguales

Seront mises à part les étiologies centrales qui ne relèvent pas d'un traitement par IC : neuropathie auditive, atteinte centrale.

La définition OMS de la surdité chez l'enfant au stade pré linguale:

« Enfant dont l'acuité auditive est insuffisante pour lui permettre d'apprendre sa propre langue, de participer aux activités normales de son âge et de suivre avec profit l'enseignement scolaire général »

Les principales causes de surdités pré-linguales sont (Figure 29) :

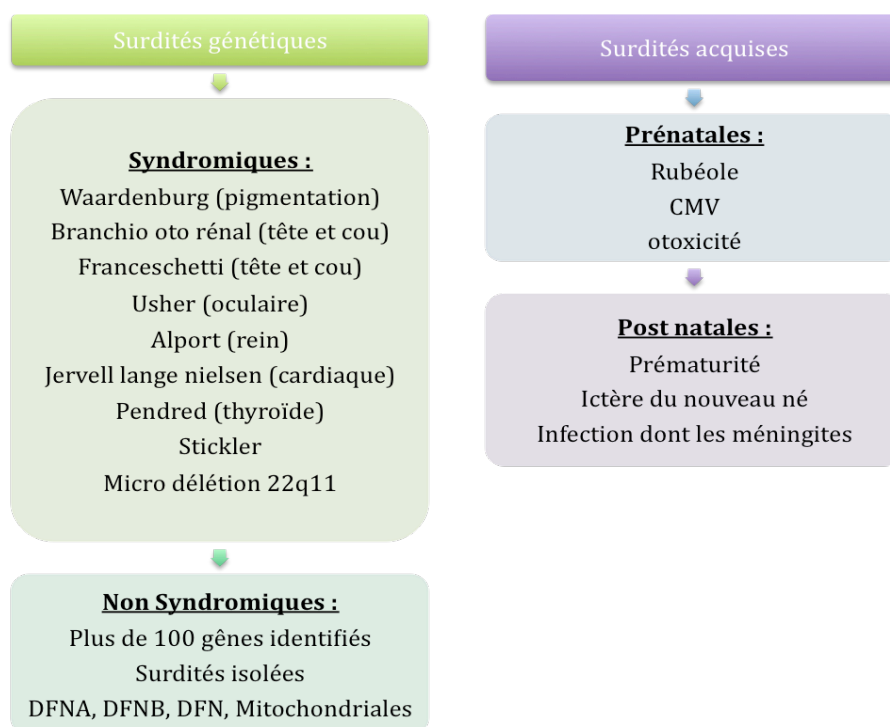


Figure 29 : Surdités pré linguales

1.2.3.2 Indications (recommandations HAS)

1.2.3.2.1 Chez l'adulte :

- Les surdités profondes (90 à 120 dB SPL) étendues aux surdités sévères (70 à 90 dB SPL) bilatérales.
- En audiométrie vocale : le niveau de discrimination des mots (liste de Fourier) ne dépasse pas 50 % à 60 dB SPL sans lecture labiale lors d'un test en champ libre avec des prothèses auditives bien adaptées.
- En cas de fluctuations, il existe une indication à une implantation cochléaire lorsque la fréquence et la durée des fluctuations entraînent un retentissement majeur sur la communication.
- Il n'existe pas de limite d'âge à l'implantation mais il est nécessaire de réaliser une évaluation psychocognitive après 65 ans.

1.2.3.2.2 Chez l'enfant

- L'implantation doit être la plus précoce possible pendant la période prélinguale avec un développement de la communication orale avant l'âge de 5 ans.
- L'IC n'est plus indiquée après l'âge de 5 ans si l'enfant n'a pas développé une appétence à la communication orale.
- Si l'enfant possède déjà un bon niveau de communication orale, l'implantation peut se faire à tous âges.
- Les limites audiométriques sont identiques à celles de l'adulte.
- L'enfant doit bénéficier de l'expérience d'un appareillage bilatéral conventionnel d'au moins 6 mois (il est conseillé 6 mois à 1 an), permettant de répéter les audiométries comportementales afin d'affiner le gain prothétique et se faire une idée des possibilités d'évolution avec un appareillage classique.

1.2.3.2.3 Malformations d'oreille interne

- Dans la littérature [12], il est rapporté des bénéfices auditifs francs avec une intelligibilité supérieure à 75% après 30 mois d'apprentissage concernant : les malformations comprenant des vésicules uniques ou des segmentations cochléaires

incomplètes (Mondini, Mondini-like) et les dilatations de l'aqueduc du vestibule. Hormis les aplasies labyrinthiques et les hypoplasies du conduit auditif interne, les malformations peuvent bénéficier de l'implantation cochléaire.

1.2.3.3 L'Implant cochléaire chez la personne âgée

En 2004, les personnes de plus de 65 ans représentaient 15% de la population, et une étude italienne [13] montrait que seulement 2/3 des patients appareillés pour une surdité sévère avec un taux de discrimination en audiométrie vocale inférieur à 50% portaient leur aide auditive. D'après la revue de la littérature de JH. Clark et al en 2012 [14], la surdité est au troisième rang des pathologies chroniques des plus de 65 ans.

La surdité sévère ou profonde est un facteur de dépression, d'isolement social et dégradation de la qualité de vie [15]. C'est également un marqueur précoce de survenue de démence notamment de type Alzheimer.[16]

Malgré des facteurs limitatifs tels que : la dégénérescence des voies auditives, le temps de déprivation auditive, l'espérance de vie diminuée, les pathologies associées, l'altération de la micro circulation et de la cicatrisation, il existe un bénéfice à l'implantation cochléaire chez les personnes âgées. Ce bénéfice est calculé par rapport à l'amélioration de la qualité de vie et évaluée grâce à des questionnaires tels que : HUI-3 (Health utilities Inc 3), GBI (Glasgow benefit inventory). JH. Clarks et al [14] retrouve dans son analyse une augmentation de la confiance en soi de 81% et des activités sociales de 63%.

Dans la série de I.Mosnier et al [17], l'IC s'est révélé être supérieur aux aides auditives pour la compréhension des mots et phrases avec tout de même un bémol concernant la compréhension des phrases dans le bruit avec un flux normal. Il n'existe pas non plus d'augmentation des complications post opératoires. L'âge ne semblait pas influencer sur les bénéfices apportés par l'IC, les performances auditives semblaient être identiques entre 60 et 69 ans et après 70 ans. La qualité de vie de ces patients paraît améliorée dans 85% des cas et seulement 1% n'utilisaient pas leur IC.

Le coût global de l'implant cochléaire est évalué par Wyatt et al [18] en 1996 à 28 062 dollars après 70 ans. Comparé à d'autres interventions [19] (prothèse de genou 49 700 dollars ou défibrillateur 29 200 dollars) le coût de l'IC est acceptable par rapport au bénéfice apporté.

1.2.4 Le bilan pré-implant

Le patient éligible à l'IC va bénéficier en pré opératoire d'un bilan complet multidisciplinaire associant : ORL, orthophoniste, audioprothésiste et psychologue.

1.2.4.1 Le bilan ORL

Il va permettre de caractériser l'atteinte auditive notamment chez des patients appareillés de longue date où le diagnostic était parfois imprécis. Le bilan d'imagerie demandé dans le même temps va préciser les conditions anatomiques pré opératoires et éliminer les causes rétrocochléaires (centrales ou tumorales) de la déficience auditive.

Il comprendra :

- Le bilan clinique, il évalue la motivation du patient et de son entourage, et donne une information sur le geste, les suites, les complications, ainsi que le bénéfice attendu.
- Le bilan audiométrique
- Le bilan radiologique

1.2.4.1.1 Le bilan audiométrique

Le bilan des déficiences auditives comporte deux types de tests : [20]

- **Les tests audiométriques subjectifs** qui demandent une participation active du patient : audiométrie tonale, vocale, haute fréquence, les tests en champs libre. Il s'agit d'un bon reflet du champ auditif résiduel du patient.
- **Les tests audiométriques objectifs** : les potentiels évoqués auditifs (PEA), l'électrocochléographie, les ASSR. Ces tests tiennent une place importante dans l'évaluation de la surdité chez l'enfant pré-lingual.

1.2.4.1.1.1 L'audiométrie tonale [21]

- Elle permet de détecter **les seuils de conduction aérienne et osseuse**.
- Elle utilise des sons purs pulsés.

- Il s'agit d'un test fiable, facile, calibré, mais éloigné des circonstances de la vie réelle.
- Elle teste l'octave 2 à 8 soit de 125Hz à 8000 Hz.
- Elle indique les pertes auditives en dB HL (normale théorique est de 0dB HL).
- Elle permet d'apprécier la part perception/ transmission de la perte auditive.

La convention de report des résultats (Figure 30) :

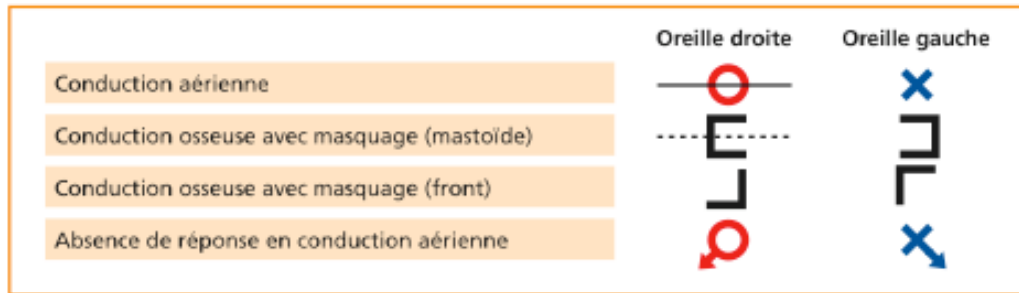


Figure 30 : Convention audiométrique d'annotation des résultats

Exemple d'audiométrie tonale (Figure 31) :

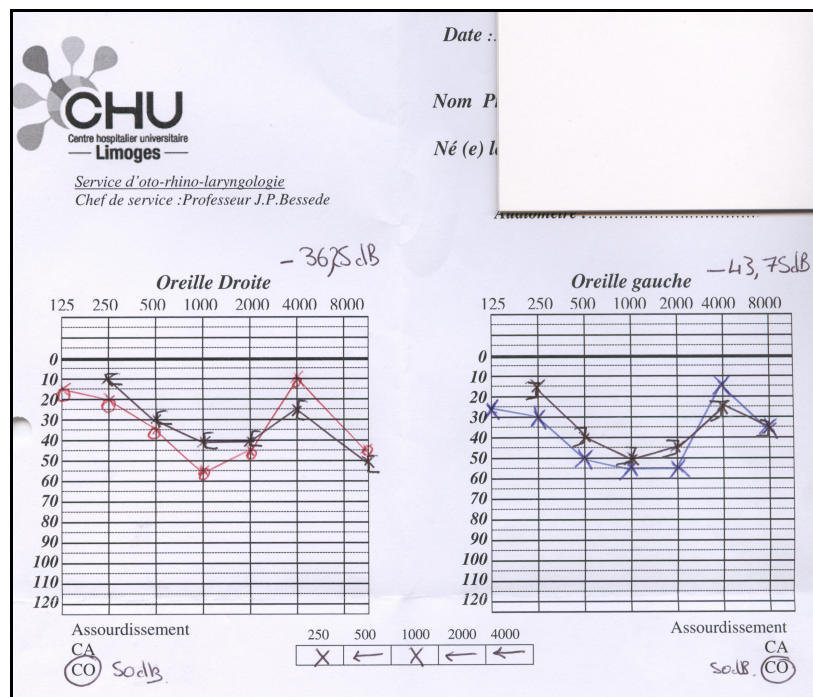


Figure 31 : Exemple d'audiométrie tonale

Audiométrie tonale haute fréquence :

- Elle teste les fréquences comprises entre 8000 et 20000 Hz.
- Elle est mesurée en dB SPL.
- Il existe un risque d'ototoxicité, acouphène, traumatisme sonore.

- il s'agit d'un indicateur précoce d'une atteinte de l'oreille interne.
- Elle est mesurée notamment par l'audiométrie automatique ou audioscan.

1.2.4.1.1.2 L'audiométrie vocale

- Elle évalue l'intelligibilité de la parole.
- C'est un examen global qui teste non seulement l'appareil neurosensoriel de l'audition, mais aussi l'intelligence, la connaissance de la langue, la culture et la capacité de suppléance mentale.
- Elle a une valeur pronostique, et permet d'évaluer les capacités de réhabilitation auditive.
- Elle sert de référence pour l'indication d'IC.
- l'unité de mesure est le mot, référencé dans les listes de Fournier (Annexe 2).
- Le résultat correspond au pourcentage de bonnes réponses par liste et est représenté par **la courbe d'intelligibilité vocale** (Figure 32).
- On analyse :
 - **Le seuil d'intelligibilité vocale** : c'est le niveau le plus bas pour lequel le sujet répète correctement 50% des mots.
 - **Le maximum d'intelligibilité**, ou score maximal de reconnaissance vocale, correspond au pourcentage d'intelligibilité au point culminant de la courbe.
 - **Le seuil de distorsion** se détermine dans les courbes en cloche.
 - **La pente de la courbe** s'apprécie à l'intersection avec l'axe de 50% de mots compris, par l'angle qu'elle forme avec l'axe des abscisses.
- Elle peut être faite aussi en champ libre afin de tester le bénéfice de prothèses auditives ou de l'IC dans le bruit et le silence.

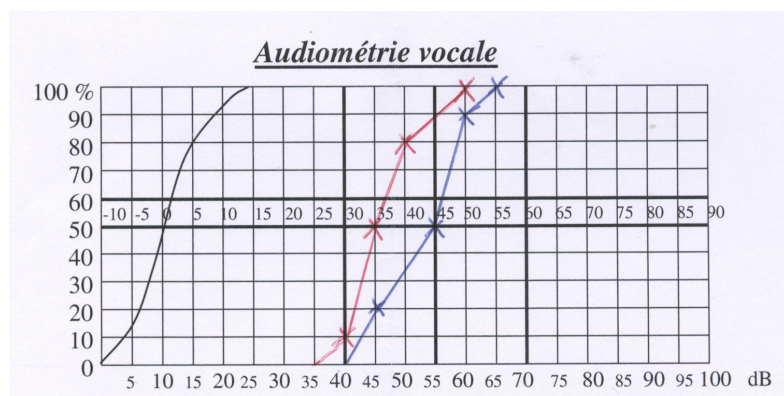


Figure 32 : Exemple audiométrie vocale

1.2.4.1.1.2.1 Les zones « mortes » cochléaires

- Elles sont aussi appelées : **zones inertes cochléaires**.
- Le phénomène physiopathologique associé est la disparition des CCI.
- Elles correspondent à la capacité d'une cellule ciliée à donner une réponse pour un son de fréquence proche lorsque l'intensité de l'excitation est supérieure.
- Elles ont été mises en évidence par B Moore en audiométrie vocale par le « TEN Test » (Threshold Equalising Noise) (Figure 33) qui permet de montrer l'inefficacité de l'amplification acoustique au niveau des « zones mortes ».
- La zone morte est définie par un aspect de « falaise » avec une pente de 60 dB sur un octave ou 30 dB sur un demi octave.
- La principale conséquence pour la réhabilitation prothétique est le phénomène de distorsion par limitation du phénomène d'amplification.
- Une solution thérapeutique possible consiste à adapter l'amplification des aides auditives (numérisation, aides auditives surpuissantes), ou à utiliser des implants d'oreille moyenne.

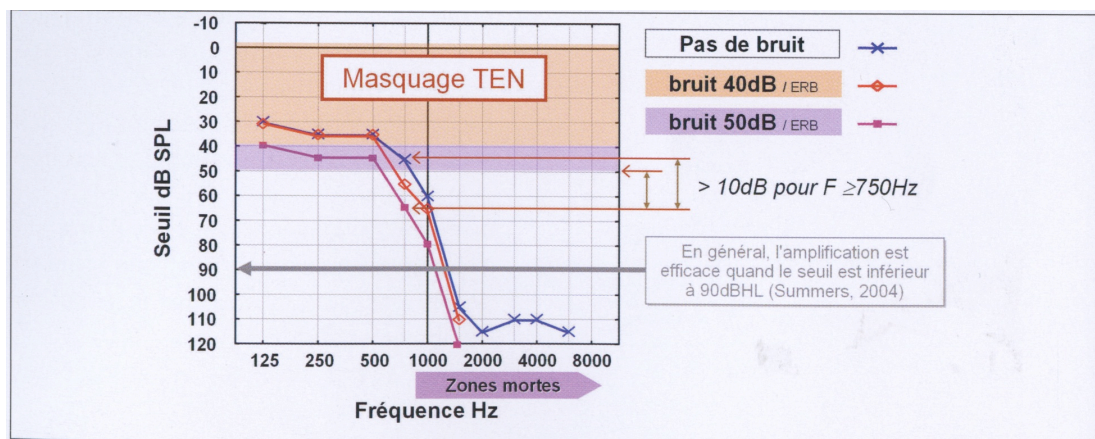


Figure 33 : Le TEN test

1.2.4.1.1.2.2 Evaluation de « l'audition centrale »

- Indications : trouble neurologique ou mnésique, difficulté d'appareillage, mauvaise compréhension dans le bruit.
- Utilisation du Test de Lafon 60 : 2 listes de 30 mots répétés dans le bruit et le silence, les réponses sont analysées par tranche d'âge.
- Utilisation des Tests dichotiques de Demanez.

1.2.4.1.1.3 Les potentiels évoqués auditifs

1.2.4.1.1.3.1 Principe

- Les potentiels évoqués auditifs (PEA) permettent l'enregistrement par des électrodes de surface de l'activité électrique de la cochlée, du nerf auditif, et des premiers relais du tronc cérébral, lors d'une stimulation sonore.
- Le résultat est représenté par un tracé électroencéphalographique au sein duquel est extrait l'activité propre de l'influx auditif par des procédés de sommation et de synchronisation aux stimuli sonores (Figure 34).
- Les stimuli sonores utilisés sont des clics, des clics filtrés, voire de brèves bouffées tonales (tone burst).
- Les potentiels évoqués recueillis par l'électrode de surface sont de faible amplitude et nécessitent une opération de moyennage pour obtenir un signal de l'ordre du microvolt.

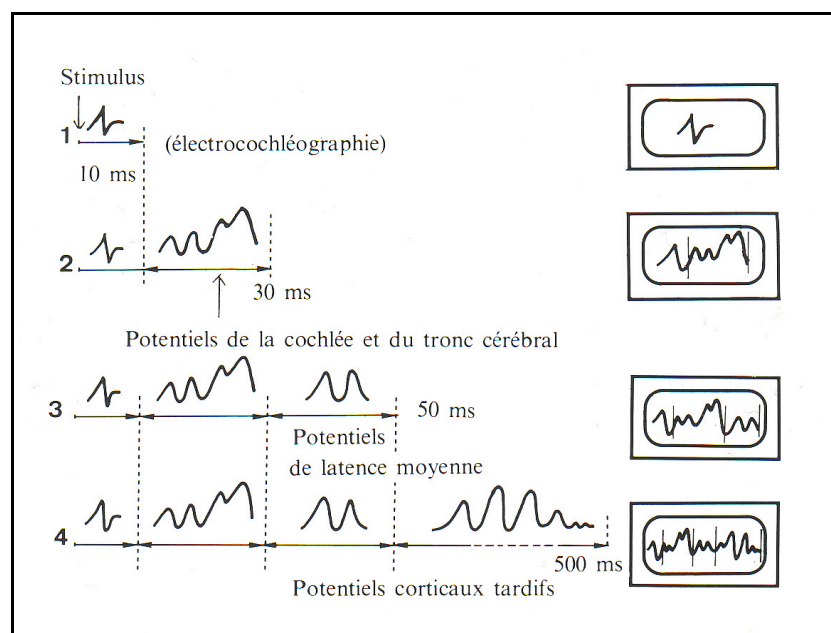


Figure 34 : Potentiels évoqués auditifs

1.2.4.1.1.3.2 Analyse du tracé

Les seuls potentiels utilisés en ORL sont les PEA précoces comprenant les ondes et les intervalles de I à V pour une latence comprise entre 1 à 12ms. Ils enregistrent l'influx nerveux auditif des CCE, du nerf auditif jusqu'au tronc cérébral (Figure 35).

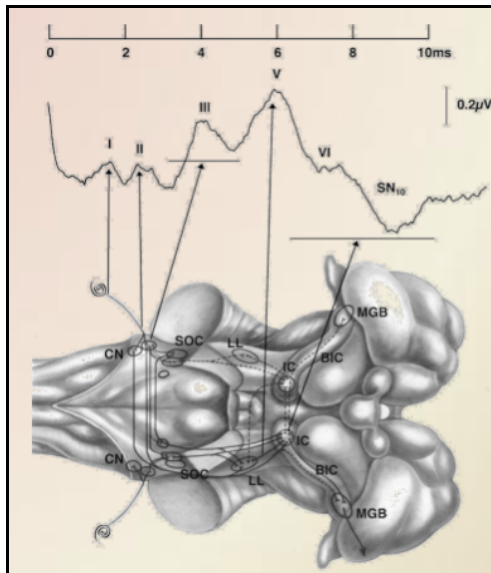


Figure 35 : Corrélation des ondes PEA et niveaux d'intégration tronc cérébral

1.2.4.1.1.3.3 Limites de réalisation de l'examen

- Les PEA nécessitent que le patient soit au calme allongé (Figure 36).
- La limite audiométrique est liée à la présence d'une surdité de transmission associée ou d'une cophose.
- La détermination des seuils et la comparaison des intervalles I-III / I-V, est opérateur dépendant.
- Ces conditions expliquent les difficultés de réalisation chez le tout jeune enfant et les limites d'interprétation des résultats.

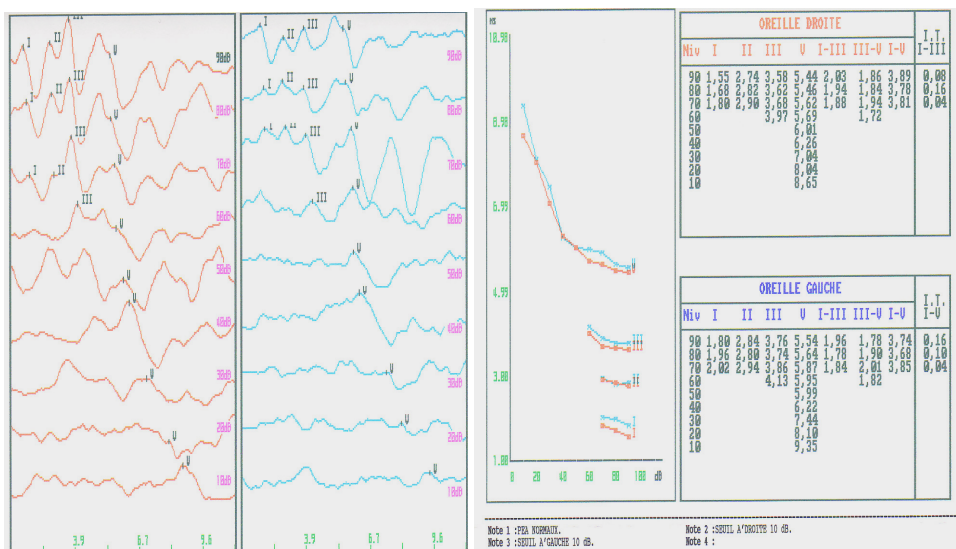


Figure 36 : Exemple de PEA seuils

1.2.4.1.1.3.4 Détermination des seuils

- le seuil psycho acoustique est déterminé par l'onde V.
- Les stimuli sonores ont des fréquences données et comprises entre 2000Hz et 5000Hz (pas d'évaluation des fréquences graves).

1.2.4.1.1.3.5 Comparaison des latences

- L'étude des latences pour chaque onde est importante et se fait par comparaison des résultats obtenus des deux côtés.
- Une différence de propagation interaurale comprise entre les intervalles I-III, I-V supérieure à 0,30ms est considérée comme pathologique et signe une atteinte rétrolabyrinthique.
- Dans les atteintes endocochléaires, les latences pour les fortes intensités sont correctes. On note un allongement des latences pour les intensités plus faibles mais les délais des intervalles I-III, I-V bilatéraux sont respectés.

1.2.4.1.1.3.6 Indications des PEA

- Dépistage des surdités chez le nouveau né pour les PEA automatisés.
- Confirmation du diagnostic de surdité chez l'enfant pour une réhabilitation précoce ou chez l'adulte (test audiométriques discordants).
- Diagnostic des atteintes rétrocochléaires.

1.2.4.1.1.4 L'électrocochléographie

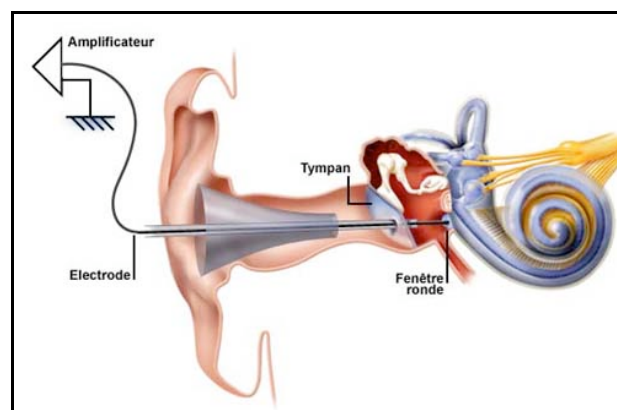


Figure 37 : Electrocochléographie

- Elle correspond au potentiel évoqué enregistré au niveau des CCE et au début du nerf auditif (Figure 37).
- La latence est variée entre 0 et 4ms, il s'agit de l'onde I du PEA.
- Elle est enregistrée par une électrode d'enregistrement placée au contact du promontoire à travers la membrane tympanique.
- Le stimulus sonore correspond à un tone burst.
- Ce test peut être utilisé pour évaluer l'excitabilité du nerf auditif dans le cadre des surdités anciennes et congénitales.

1.2.4.1.1.5 Les potentiels auditifs stationnaires ou auditory steady state response (ASSR)

- Il s'agit d'une stimulation sonore par un son haute cadence pur continu modulé en intensité et fréquence.
- Ils permettent d'avoir une spécificité séquentielle (250 à 8000Hz) et de tester les fréquences graves à la différence des PEA.
- Ils sont considérés comme un « audiogramme objectif » avec détermination des seuils auditifs grâce à des algorithmes mathématiques donc non opérateur dépendant.
- Le résultat est interprété grâce à la reconnaissance de raies (avec une forme spécifique pour une fréquence donnée) dans le spectre séquentiel.

1.2.4.1.2 Le bilan radiologique[22]

Il va comprendre principalement deux examens :

- Le TDM des rochers en coupes fines sans injection.
- L'IRM des voies auditives (la cochlée et les angles pontocérébelleux seront explorés de manière approfondie).

1.2.4.1.2.1 Le TDM des rochers

Le TDM va avoir une triple importance :

- Il permet d'établir le diagnostic étiologique en identifiant les anomalies morphologiques de la cochlée et du conduit auditif interne.
- Il sert au bilan d'opérabilité.
- Il guide le choix de la taille de l'électrode.

Il est réalisé en coupes fines 0,6mm espacées de 0,3mm, jointives, en mode multibarettes hélicoïdal, avec une acquisition haute résolution. La reconstruction se fait selon l'axe coronal et axial, dans le plan du canal semi circulaire latéral et de la 3^{ème} portion du nerf facial. Il permet l'étude du labyrinthe osseux et analyse l'état de minéralisation de la base du crâne.

Les pathologies de la cochlée à rechercher sont :

- Les déminéralisations des otospongioses évoluées.
- L'ossification post méningite.
- Les anomalies congénitales qui reposent essentiellement sur les hypo ou aplasies et dilatation d'un segment labyrinthique : dilatation de l'aqueduc du vestibule, aplasie cochléaire (syndrome de Michel), une cavité cochléaire unique, présence d'une cochlée incomplète avec un tour et demi de spire en position basale (syndrome de Mondini), un élargissement du modiolus (supérieur à 2,7mm).

Le bilan d'opérabilité va permettre :

- D'évaluer la voie d'abord (caractéristiques de la mastoïde), les variations anatomiques (analyse du trajet du nerf facial), les séquelles d'otite chronique (chaîne ossiculaire et comblement de la caisse du tympan).
- De mesurer la cochlée (longueur des tours de spires/largeur/hauteur) afin d'adapter au mieux le type et la longueur du porte-électrodes.

Choix de l'électrode selon les données scannographiques :

- La taille de la cochlée varie selon les individus entre 30 et 40%.
- B.Escudé et al en 2006 [23] a tenté de déterminer :

- Un moyen sûr et reproductible de mesurer la cochlée d'après les données du scanner
 - La taille de la cochlée va permettre de prédire la position finale par rapport au modiolus et la profondeur d'insertion de l'électrode périmodiolaire. Deux mesures ont été prises en compte : la distance de la fenêtre cochléaire jusqu'au mur latéral de la cochlée (A) et la distance perpendiculaire à celle-ci (B)(Figure 38) .
- La profondeur d'insertion de l'électrode va renseigner le chirurgien sur les fréquences qui seront concernées par l'IC. Ainsi la position désirée de l'électrode peut être déterminée en terme d'angle, un tour basal de cochlée correspond alors à 360°.
 - Les résultats de cette études montrent que la différence de largeur (A) interaurale pour un même individu est en moyenne de 0,23mm. Il existe aussi une différence significative entre la taille de la cochlée d'un homme (A=9,43mm) et d'une femme (A=9,05).
 - Deux groupes implantés avec le nucléus 24 « contour advance » ont été constitués selon la profondeur d'insertion de l'électrode respectivement mesurée à 17mm et 19mm. L'angle mesuré à partir du tour basal était de 390° pour une insertion de 17mm et 469° pour 19mm. L'équipe du Pr Fraysse a ainsi montré une préservation de l'audition résiduelle pour un angle inférieur à 400° pour ce type d'électrode [24] [25].
 - De plus, nous pouvons retenir une formule qui permet de calcul la longueur L maximale de l'électrode d'après la distance A selon l'angle désiré μ (en degré) :

$$L = 2,62A \times \log(1.0 + \mu/235)$$

L'étude scannographique de la taille de la cochlée joue un rôle majeur dans la conservation de l'audition résiduelle en déterminant la profondeur d'insertion de l'électrode.

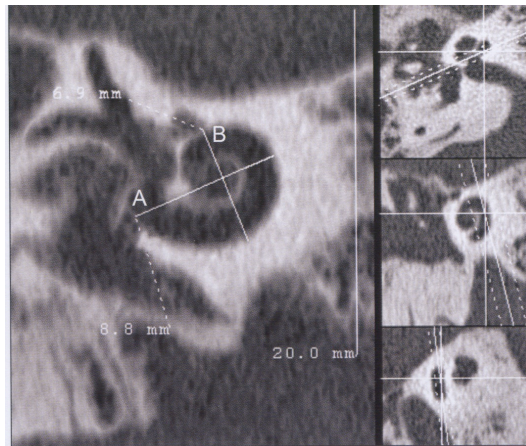


Figure 38 : Détermination scannographique de la taille de la cochlée

1.2.4.1.2.2 L'IRM des voies auditives

Les séquences utilisées sont : T1, T2, gadolinium (séquence tardive), myélographiques de type T2 submillimétriques, angio IRM et diffusion.

Il permet d'analyser la qualité du signal des liquides de l'oreille interne (Figure 39).

Toute modification du signal peut évoquer une fibrose voire une ossification labyrinthique.

Il confirme la présence du nerf auditif, il élimine une pathologie tumorale des voies auditives et permet de déceler une éventuelle pathologie centrale associée.

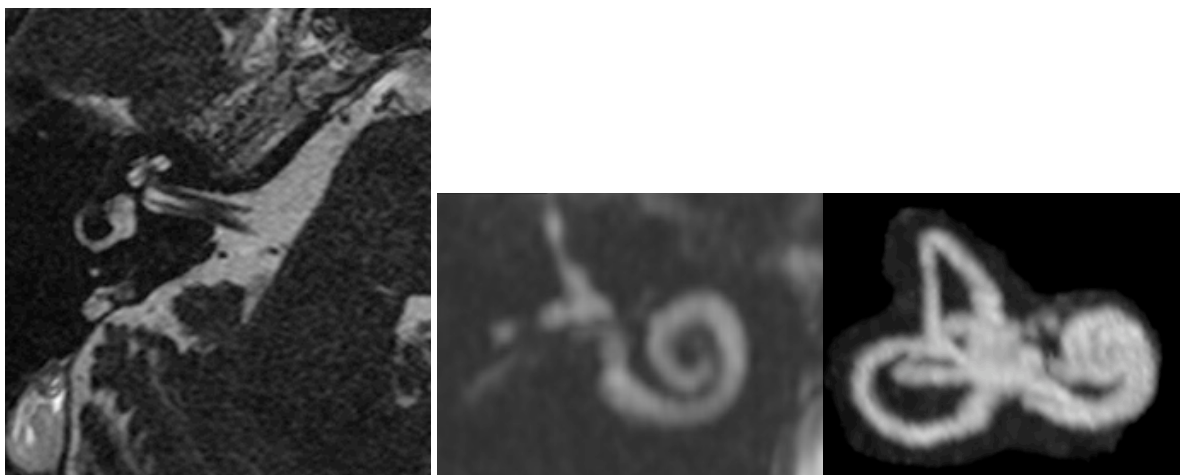


Figure 39 : IRM conduit auditif et oreille interne

1.2.4.2 Bilan orthophonique

Le bilan orthophonique va concerner deux types de population : les « sourds » et les « devenus-sourds » qu'il faut distinguer car ils parlent, possèdent la langue française et

utilisent la lecture labiale mais présentent de grandes difficultés d'adaptation (Définition UNISDA 1994, Union Nationale pour l'Insertion Sociale du Déficiant Auditif).

Le bilan orthophonique du « devenu-sourd » comprend l'évaluation de la communication avec l'entourage, l'utilisation du téléphone, de la télévision, la vie socio professionnelle, et l'utilisation de la lecture labiale, afin de quantifier les difficultés de compréhension dans la vie quotidienne.

Il va également évaluer le niveau d'intégration auditive dans quatre situations : audition oreilles nues, puis avec appareils auditifs, et dans chaque cas avec et sans lecture labiale. Enfin ce bilan initial va apprécier le niveau d'expression du langage oral (conscience phonologique, lexique, syntaxe, capacités de compréhension), analyser le contrôle vocal (timbre, intensité, débit) et l'intelligibilité de la parole.

Les outils utilisés sont les listes de mots, de phrases, de sons en technique fermée (le patient connaît le thème), ouverte (le patient ne connaît pas le contexte), ou semi-ouverte (la patient est indicé sur le thème). Les résultats sont exprimés en pourcentage de reconnaissance verbale.

La lecture labiale correspond à la perception visuelle de la parole à partir des mouvements du visage et notamment de la bouche. Ce mode de communication est utilisé par tous, malentendants, sourds et normo-entendants.

Le bilan orthophonique pré implant de l'enfant [9] va être basé sur l'évaluation des capacités d'acquisition, d'intégration de l'enfant, en donnant son niveau perceptif et de langage. Le bilan va s'adapter à l'âge de l'enfant ainsi qu'à son degré de surdité.

Des questionnaires adaptés à l'enfant vont permettre d'évaluer l'alerte, la discrimination, et la reconnaissance des bruits perçus. La perception de la parole utilise des listes de phonèmes et de syllabes (Fournier, Lafon, Boorsma). L'évaluation de la compréhension du langage est aussi testée avec la qualité d'articulation notée par degré d'intelligibilité grâce à l'échelle de Nottingham.

La réussite de l'implantation cochléaire repose sur une prise en charge multi-modale, où l'ORL représente une partie. En effet, elle nécessite une collaboration étroite entre les ingénieurs des différents concepteurs d'IC, les ORL qui assurent le geste technique chirurgical de pose de l'IC et les orthophonistes associés aux audioprothésistes qui vont rééduquer les patients et les familiariser avec le fonctionnement de leur IC. Nous allons tour à tour décrire les différentes étapes qui mènent au succès de l'implant cochléaire.

1.2.5 Principe de l'implant cochléaire [26]

L'IC est un dispositif médical constitué de deux parties : interne et externe (Figure 40), qui permettent de stimuler directement le nerf auditif grâce aux électrodes placées dans la rampe tympanique de la cochlée.



Figure 40 : Exemple d'Implant cochléaire

1.2.5.1 La partie externe : l'audio-processeur



- 1 microphone
- 2 molette de réglage et mise en tension
- 3 choix des programmes
- 4 cordon de l'antenne
- 5 antenne
- 6 aimant

Figure 41 : Partie externe de l'IC

Le processeur externe (Figure 41) est constitué d'une partie microphone, d'un système de traitement du signal, d'une antenne aimantée par voie transcutanée au récepteur de l'implant placé lors de la chirurgie.

Le signal sonore est alors numérisé et transmis instantanément à la partie interne par couplage électromagnétique. Le tout fonctionne grâce à une source d'énergie située à la partie inférieure du processeur.

Le processeur se présente sous la forme d'un contour d'oreille volumineux et peut être associé à un système de transmission acoustique du signal sonore, dans certain cas, cette association électroacoustique permet d'améliorer les performances auditives (Figure 42).



Figure 42 : Aspect extérieur de l'IC

1.2.5.2 La partie interne : l'implant cochléaire

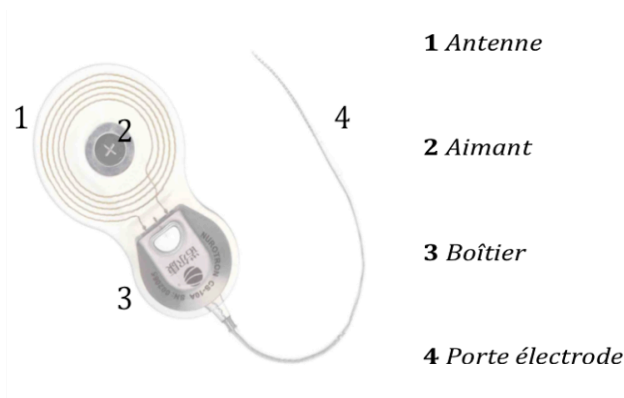


Figure 43 : Partie Interne du Processeur

Le récepteur sous cutané reçoit les stimulations par voie transcutanée et transfère ces impulsions électriques au faisceau d'électrodes placés au sein du porte-électrodes.

Les matériaux utilisés comprennent du titane, du platine et/ou de la céramique recouverts de silicone (Figure 43).

1.2.5.3 Le traitement du signal

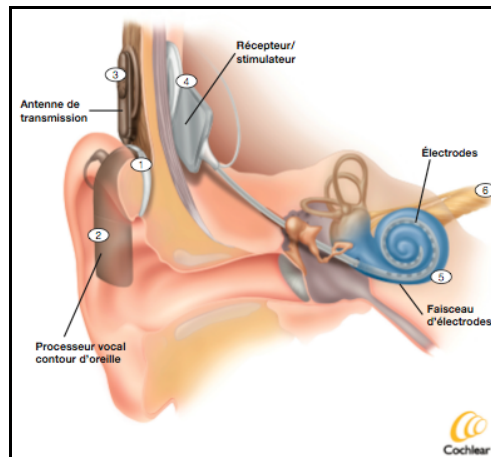


Figure 44 : Différentes étapes du traitement du stimulus sonore par l'IC

L'implant cochléaire, contrairement aux autres systèmes aides auditives, ne réalise pas une amplification mais une transduction du son en signal électrique permettant de stimuler directement les fibres du nerf auditif ; l'IC joue alors le rôle des CCI.

La première étape consiste en une homogénéisation du son capté par le microphone. Ainsi parole, bruit, musique sont filtrés et répartis en différents canaux (algorithmes) correspondant aux bandes de fréquence allant de 200 à 7500Hz. Cette adaptation va avoir pour but de discriminer la parole, caractérisée par son enveloppe spectrale et temporelle, de son environnement. Tout ceci explique l'importance du réglage et de la rééducation orthophonique post implantation.

1.2.5.4 Les différents types d'implants unilatéraux

Les IC sont inscrits sur la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) pour quatre firmes industrielles : Advanced Bionics SARL, Cochlear France SAS, Neurelec-MXM, Vibrant MED-EL Hearing Technology.

Nous décrirons principalement les caractéristiques des marques : Cochlear, Med-el et Neurelec utilisés dans le service d'ORL (Tableau 1).

Les modèles Cochléar et Med-el sont dotés de modèles de porte-électrodes bifides qui permettent d'implanter des cochlées ossifiées.

Modèle Med-el concerto / différentes tailles porte-électrodes (Figure 45)

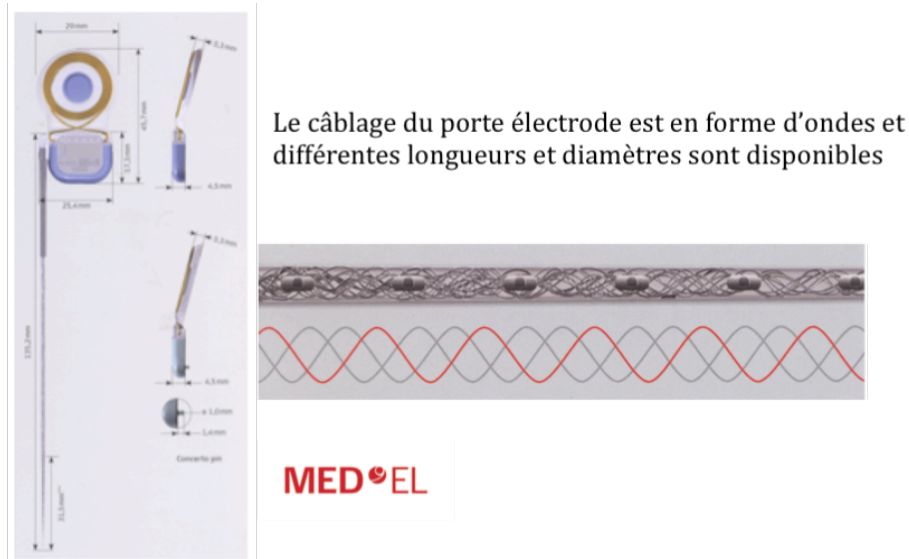


Figure 45 : IC Medel avec électrode FLEX

Modèle Neurelec digisonic SP (Figure 46):



Figure 46 : IC Neurelec digisonic SP

Modèle Cochléar CI24RE (Figure 47):



Figure 47 : IC Cochléar CI24RE

TYPE	COCHLÉAR CI24RE	NEURELEC Digisonic SP	MEDEL concerto
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES			
Dimensions	Diamètre : 20,3 à 19,3 mm Epaisseur : 6,9 mm	Diamètre : 30,2 mm Epaisseur : 4,9 à 5,75 mm	Largeur : 29mm Hauteur : 45,7mm Epaisseur : 3,3 à 4,5mm
Poids	9,5 g	10,5 g	7,6 g
Récepteur	Boitier titane scellé hermétiquement enveloppe silicone	Base titane Encapsulation céramique Enveloppe silicone	
CAPACITÉ DE STIMULATION			
Mode	Stimulation courant biphasique	Stimulation biphasique équilibrée	Stimulation biphasique
Vitesse		24000pps max	50704pps max
SÉCURITE			
Chirurgie	Fraisage os temporal	Pas de fraisage Cochléostomie : 1mm	Fixation crâne système pin
Compatibilité IRM	1,5 tesla	1,5 tesla	1,5 tesla
Electrodes de masse	2	2	1
PORTE-ÉLECTRODES			
Matériaux	Platine, silicone + stylet de platine	Platine iridium, silicone	Câblage en forme d'onde
Nombres d'électrodes actives	22	20	19
Longueur active	15 mm	25 mm	26,4 mm
Diamètre	Base : 0,8mm Apex : 0,5mm	Base : 1,07mm Apex : 0,5mm	Base : 1,3mm Apex : 0,5mm
Type de porte électrode	Electrode contour avance préformée avec stylet	Droit avec mémoire de forme	Electrode flex soft souple et atraumatique, existe en différentes tailles,
MESURES OBJECTIVES			
	Image de la réponse neurale (NRI)	Impédancemétrie PEA Réflexe stapédien (RS)	Impédance, PEA, Réponse du nerf auditif (ART), RS

Tableau 1 : Caractéristiques des différents IC

Points forts et différences entre chaque IC :

- *Cochléar Nucléus CI24RE* : le porte-électrodes type « contour advance » est pré formé, l'insertion serait plus aisée, et il établit un contact au plus proche du modiolus après retrait du stylet. Il existe aussi des électrodes droites.
- *Neurelec digisonic SP* : il n'est pas nécessaire de fraiser l'os temporal pour réaliser le lit de l'implant, le porte-électrode est souple, la durée de l'intervention chirurgicale serait réduite. Le corps d'implant et l'antenne sont unis.
- *Med el concerto avec porte-électrodes flex système*, il n'existe pas d'électrode de référence, la taille du porte-électrodes est variable. La taille standard est de 31mm, et permet d'occuper l'ensemble des tours de spires de la cochlée jusqu'à l'apex pour stimuler les fréquences graves. La flexibilité importante du porte électrode permettrait de réduire les traumatismes lors de son insertion cochléaire et augmenterait la préservation de l'audition résiduelle.

L'ensemble des nouvelles générations d'IC est compatible avec l'IRM 1,5T. La partie externe sera retirée pendant l'examen et un bandeau maintiendra plaqué la partie interne de l'implant. Pour les IRM 3T, il est conseillé de déconnecter et retirer la partie interne sous anesthésie générale.

1.2.5.5 Aspect histologique liée à l'insertion de l'électrode

L'insertion de l'électrode dans la rampe tympanique va entraîner des lésions histologiques de deux types [27].

Les lésions initiales liées au passage de l'électrode dans les structures intra cochléaires, et **les lésions secondaires destructrices** liées à la fibrose tissulaire et à la néoossification cochléaire.

Les lésions traumatiques initiales sont principalement représentées par : la fracture de la lame spirale, les dommages de l'organe de Corti, l'interruption entre le ligament spiral et la strie vasculaire. Dans le cas d'insertions multiples, c'est la première insertion qui crée le plus de dommages.

Concernant la fibrose tissulaire, elle se localise surtout au niveau du tour basal. Le tissu cicatriciel qui se crée autour de l'électrode change les propriétés biophysiques de la

cochlée et l'impédance. Ceci entraînerait une augmentation des dépenses énergétiques de l'IC.

1.2.5.6 L'implant cochléaire bilatéral

L'implantation cochléaire bilatérale correspond à deux types de procédures soit par un IC binaural soit par la pose de deux IC.

1.2.5.6.1 L'implant cochléaire pour l'implantation binaurale

Il s'agit du modèle Neurelec Digisonic SP binaural (Figure 48) qui possède un seul récepteur relié à deux électrodes. Le nombre d'électrodes est porté à 12 pour une longueur active de 17mm. Le porte-électrodes ainsi que sa taille sont identiques à l'IC unilatéral digisonic SP.

Il fonctionne avec un seul processeur contour d'oreille et un microphone contralatéral et permet une localisation efficace des sons perçus par les deux oreilles. Il est également compatible avec les IRM 1,5 teslas.

Il s'agit d'un modèle peu utilisé uniquement en France que par quelque équipe et sa pose nécessite l'accord du fabricant Neurelec. Il est non répertorié dans la LPPR publiée au journal officiel. Il n'est donc pas remboursé par la sécurité sociale.



Figure 48 : IC binaural Neurelec digisonic SP

1.2.5.6.2 Indications

Recommandations HAS d'implantation cochléaire bilatérale

Chez l'adulte :

- Chez un adulte porteur d'un implant cochléaire unilatéral, avec perte du bénéfice audioprothétique du côté opposé, et accompagné de conséquences socioprofessionnelles ou d'une perte d'autonomie chez une personne âgée.
- Causes de surdité risquant de s'accompagner, à court terme, d'une ossification cochléaire bilatérale (méningite bactérienne, fracture du rocher bilatérale).

Chez l'enfant :

- Il était initialement indiqué dans le cadre des surdités consécutives à une méningite, ou un traumatisme avec fracture du rocher, et les syndromes de Usher, actuellement les indications se sont étendues et sont identiques à celle de l'IC unilatéral.

Le but de l'IC bilatéral est de restaurer une audition binaurale.

1.2.5.6.3 L'audition binaurale

L'audition binaurale va dépendre de trois facteurs : L'effet d'ombre de la tête, l'effet « squelch », et l'effet de sommation binaurale.

L'effet d'ombre de la tête correspond à l'atténuation acoustique des ondes sonores par l'obstacle représentée par la tête. Il prédomine dans les fréquences aigües avec une atténuation de 20dB. L'IC bilatéral améliore cet effet dans le bruit dans 81% des études analysées et de 30,7% par rapport à un IC unilatéral.

L'effet « squelch » correspond à la capacité du SNC à distinguer un signal du bruit en créant des indices temporels et d'intensité.

L'effet de sommation binaurale correspond à la sensation qu'un son est mieux perçu quand on entend avec deux oreilles plutôt qu'avec une.

1.2.5.6.4 Principe

L'implantation cochléaire bilatérale a montré une amélioration de l'audition dans le silence (10 à 15 dB de plus par rapport à la meilleure oreille implantée), et dans le bruit

(gain de 15% dans la reconnaissance des mots par rapport à la meilleure oreille implantée).

L'IC bilatéral permet d'amélioration aussi la localisation sonore. A noter que la localisation sonore dépend en partie de l'amplification apportée par le pavillon, hors dans l'IC, cette amplification est rétro auriculaire.

La pose de l'IC bilatéral peut se faire sous différents mode : simultané au cours de la même intervention chirurgicale par la pose de deux IC, ou séquentiel par la pose de deux IC décalés dans le temps.

Pour ce dernier, un délai minimum de six mois est requis, cette technique permet lorsqu'il existe une audition résiduelle de restaurer l'audition binaurale par le port d'aides auditives contro-latérales. L'implantation bilatérale peut être refaite soit avec deux IC de la même marque ou par IC de marques différentes.

1.2.5.6.5 Avantages

L'IC bilatéral permet en restaurant l'audition binaurale d'amélioration les performances auditives dans le bruit et la localisation sonore ; celle-ci est possible par le décalage d'intensité et temporelle entre les deux oreilles.

L'IC bilatéral permet également d'implanter la meilleure oreille et limite le retentissement d'une panne (mise en place de deux IC) en maintenant en fonction au moins un des deux IC.

1.2.5.6.6 Inconvénients

Le temps chirurgical pour une pose simultané est allongé et évaluer à quatre heures et seize minutes. Dans le cas d'une pose séquentielle les risques anesthésiques sont doublés. De plus, l'implantation cochléaire bilatérale va provoquer un traumatisme cochléaire bilatérale qui limitera notamment chez les enfants le recours aux thérapeutiques futures de régénération cellulaire en cours d'étude.

1.2.6 La Chirurgie

1.2.6.1 Matériels recommandés

Sont utilisés :

- Les instruments chirurgicaux d'oreille moyenne (Figure 49).



Figure 49 : Instrumentation

- Un micromoteur avec des fraises striées et diamantées.
- Monitoring per opératoire du nerf facial (Figure 50).
- La boîte d'ancillaire spécifique à chaque modèle d'implant cochléaire (Figure 50).
- Le microscope chirurgical dédié à l'ORL avec une focale adaptée (250).

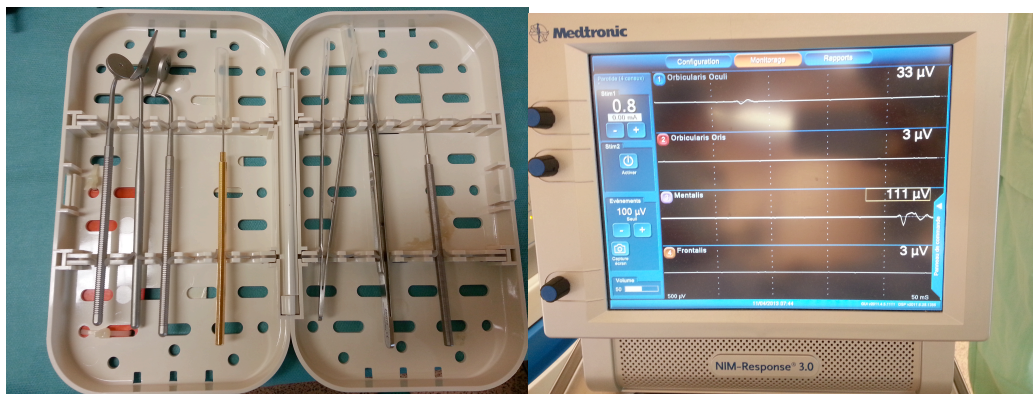


Figure 50 : Ancillaire et monitoring du nerf facial

1.2.6.2 Installation du patient

Le côté opéré est vérifié, un rasage des cheveux de la zone à inciser est réalisé. Le patient est installé en décubitus dorsal, l'accès à la tête doit être libre pour pouvoir la mobiliser au cours de la chirurgie. La table opératoire est mise en proclive pour limiter le risque de saignement, la tête du patient en hyperextension et un billot est placé sous les épaules. Ceci facilitera l'exposition chirurgicale du promontoire et de la fenêtre ronde. Puis le champs opératoire est désinfecté par un premier shampoing à la bétadine scrub puis rinçage au sérum physiologique et badigeonnage à la bétadine dermique.

La principale complication de cette installation est le risque de luxation atlo-axoïdienne. La dernière étape de ce temps permet de repérer en extracutané à l'aide du gabarit de contour d'oreille la place du processeur interne. Ceci évite une fois l'IC posé qu'il entre en conflit avec le récepteur-stimulateur. La place de l'implant est aussi repérée dans cette étape avec in IC factice en silicone, les mesures dépendent du fabricant, la ligne anatomique généralement prise en compte est la ligne qui relie le canthus externe au méat auditif. Un marquage du périoste au bleu de méthylène peut être nécessaire selon le type d'IC (Figure 51).



Figure 51 : Repérage pré opératoire avec les gabarits et l'injection de bleu de méthylène

1.2.6.3 Voie classique de mastoïdectomie et tympanotomie postérieure

L'intervention débute par une incision rétro auriculaire jusqu'au fascia temporal, avec décollement d'un lambeau sous périoste postérieur (lambeau de Palva) qui formera la future loge de la partie interne de l'IC. Cette incision est en forme de S, de C, ou de J et suit les recommandations de techniques mini invasives [28].

Dans un second temps, la mastoïdectomie est réalisée, elle permettra de loger le câble d'électrode (Figure 52).

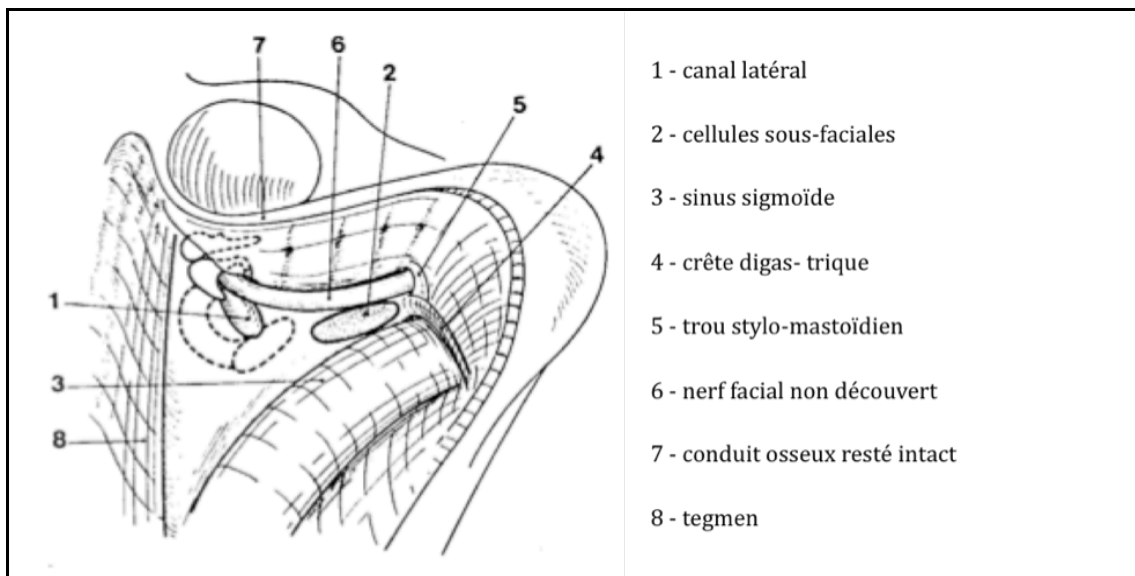


Figure 52 : Repère anatomique mastoïdectomie

Puis, la tympanotomie postérieure est fraisée, et permet l'accès à la caisse du tympan par le récessus du facial (figure 54).

Il s'agit d'un triangle dont les limites sont constituées par : la base qui correspond à la fossa incudis et les deux autres côtés sont formés par le nerf facial en profondeur et par la corde du tympan et le sillon tympanique en superficie (Figure 53).

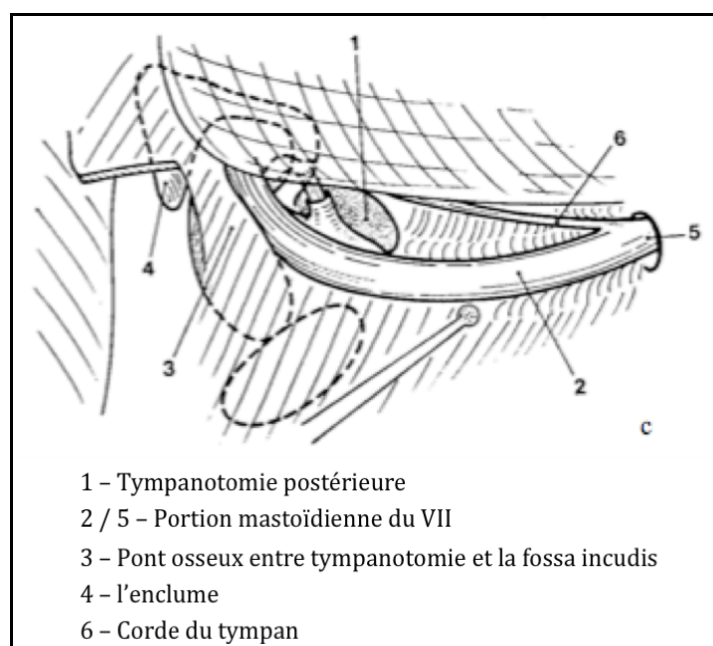


Figure 53 : Repères anatomiques tympanotomie postérieure

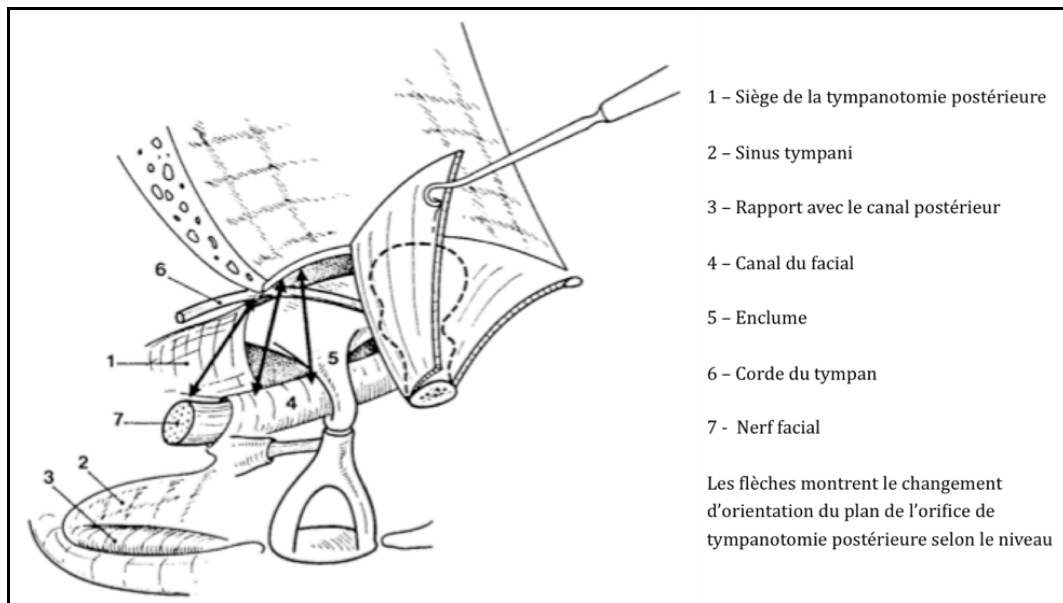


Figure 54 : Anatomie de la gouttière postérieure

Les deux dangers lors de la réalisation de la tympanotomie postérieure sont constitués par l'atteinte cochléaire si l'enclume est fraisée en cas de continuité ossiculaire, et par la blessure du nerf facial.

Un pont osseux est laissé entre la fossa incudis et la tympanotomie postérieure.

La tympanotomie postérieure doit permettre de visualiser le tendon du muscle stapédien, le promontoire et la niche de la fenêtre ronde.

Le lit de l'implant repéré initialement au niveau temporal à l'aide des gabarits, peut nécessiter d'être fraisé pour les modèles Cochléar (Figure 55). Un tunnel osseux va également être réalisé, il permettra d'enfouir et relier le câble du porte électrode vers le boîtier [29].

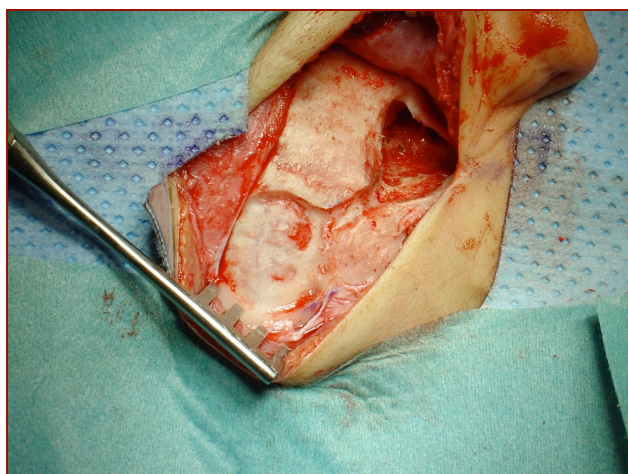


Figure 55 : Fraisage du lit de l'implant

Le porte-électrodes va être inséré soit par la cochléostomie (recommandée dans les modèles Cochléar), soit par la fenêtre ronde pour les modèles Neurelec ou Medel (Figure 56).

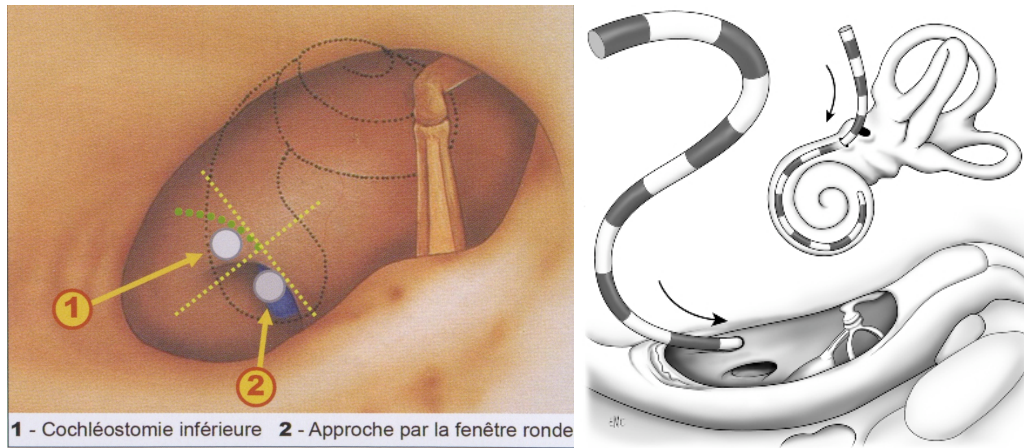


Figure 56 : Cochléostomie / Fenêtre ronde

La cochléostomie est réalisée 2 mm en dessous et en arrière de la fenêtre ronde ou cochléaire à la fraise diamantée de diamètre 1 mm ou 1,4 mm sans irrigation. Elle permet un accès à la rampe tympanique. Un fraisage trop haut peut pénétrer dans la rampe vestibulaire ou la cochlée membraneuse. Un fraisage trop haut peut entraîner un placement du faisceau d'électrodes dans une cellule hypotympanique. Puis l'endoste est ouvert à la pointe. La périlymphe est préservée au maximum en évitant toute manœuvre d'aspiration.

Il existe deux méthodes d'insertion de l'électrode : classique et AOS (advance off stylet)
 La méthode AOS concerne les électrodes préformées de type contour Advance des IC Cochléar. Un stylet est retiré après l'insertion du porte-électrodes, ce qui permet de préformer l'électrode et la placer au plus proche du modiulus (Figure 57).

La cochléostomie est colmatée en fin d'intervention par du muscle ou du fascia temporal encollé à la colle biologique afin de limiter le risque de fuite de liquide périlymphatique.

Enfin, l'électrode boule extra cochléaire est placé à l'extérieur de la mastoïdectomie contre l'os sous le muscle temporal.

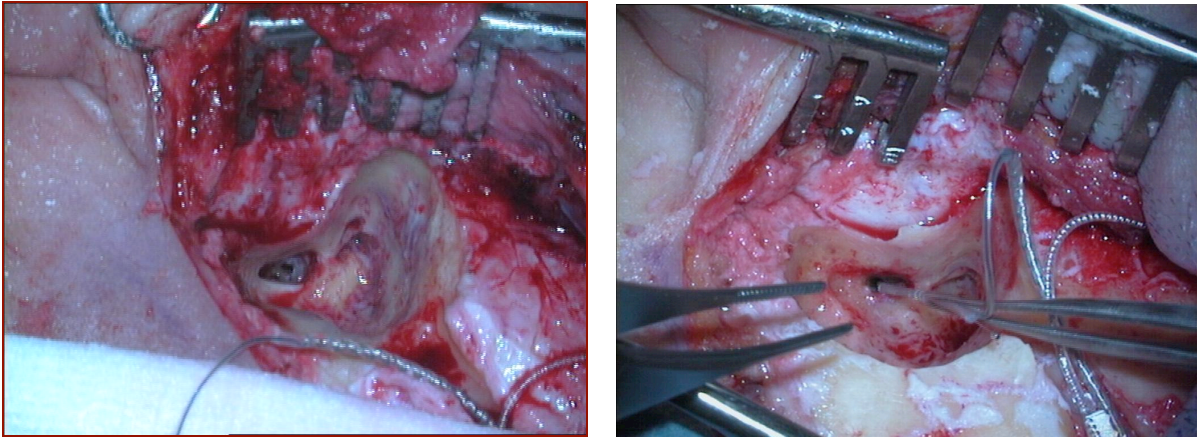


Figure 57 : photographie per opératoire de l'insertion du faisceau d'électrode

1.2.6.4 L'approche supra-méatale : technique de la voie du conduit

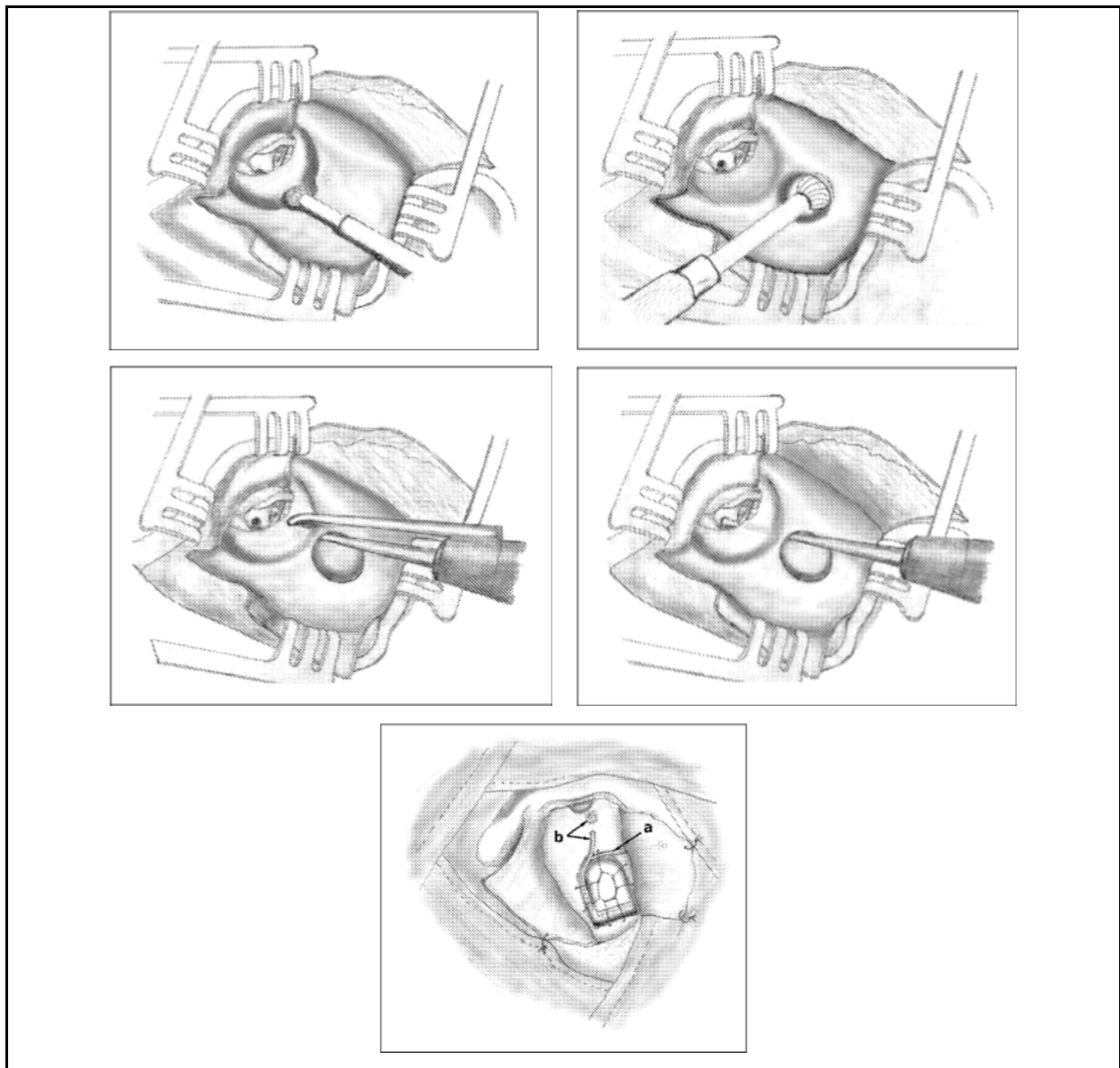


Figure 58 : Les différentes étapes de la voie d'abord supra méatale

Kiratzidis et al [30] en 2002 puis d'autres auteurs [31] ensuite ont publié sur cette technique ; elle permet d'aborder l'oreille moyenne et interne par voie transcanalaire, sans réaliser de mastoïdectomie comme décrit dans la technique classique.

L'intervention (Figure 58) débute par voie endorale, puis un lambeau tympano-méatal postérieur est levé et permet d'exposer la caisse du tympan. Le mur postéro-supérieur du méat auditif externe est ensuite alésé, il laisse place à une atticotomie de petite taille, afin de réaliser la cochléostomie.

Puis une cavité supra-méatale superficielle, située au dessus de linéa temporalis, de 5mm de diamètre adjacente au bord postéro supérieur du méat est fraisée. Cette cavité va faciliter la réalisation du tunnel transcanalaire jusqu'à la cochléostomie (Figure 59). Cette étape est réalisée avec une pièce à main de moteur spéciale qui possède un guide qui restera en extra canalaire et permettra le fraisage superficiel longitudinal du méat externe. Puis l'incision endorale est agrandie afin de préparer le lit de l'implant.

Le faisceau d'électrode est ensuite inséré au travers du tunnel trans-méatal jusqu'à la rampe tympanique, où elle est introduite à l'aide d'une pince spéciale à traumatique (électrode forceps, pince avec des mors crocodiles).

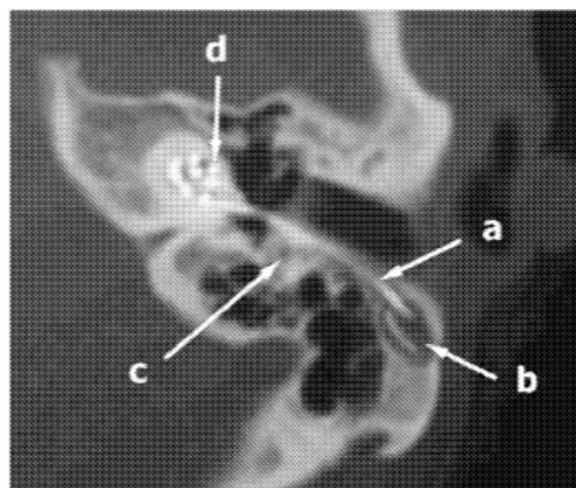


Fig. 10. The postoperative situation on a CT scan image: **a** the electrode cable runs in the direct tunnel, which is very superficial; **b** the suprameatal hollow accommodates the excess of the electrode; **c** the facial canal is far from the tunnel, and **d** real deep insertion with a Med-El electrode. The first contact approaches the apex. Notice the undisturbed middle ear and mastoid air cell system anatomy and function.

Figure 59 : Contrôle scannographique de la voie d'abord supra méatale

1.2.6.5 Comparaison des deux techniques

La technique transcanalaire supra méatique présenterait une courbe d'apprentissage chirurgicale rapide. Elle présenterait moins de complications pour le nerf facial, la cicatrisation serait rapide et permettrait une activation de l'IC plus précoce. Elle présenterait également un avantage chez les très jeunes enfants où les mastoïdes non totalement formées peuvent être de petites tailles [32].

Migirov et al [33] a comparé dans son étude l'incidence des complications entre les deux voies d'abord. La complication la plus fréquente des deux groupes était l'infection d'oreille moyenne suivi par les vertiges et l'infection du site opératoire.

Les complications faciales, de malposition d'électrode, de mastoïdite, et de lésion de la corde du tympan sont toutes survenues dans le groupe de la mastoïdectomie avec tympanotomie postérieure.

La voie supra méatale s'est avérée être une bonne technique alternative dans la chirurgie de l'IC.

1.2.6.6 Contrôles per opératoires

1.2.6.6.1 La télémétrie

Lorsque l'IC est mis en place, en fin d'intervention, l'intégrité de chaque électrode constituant le faisceau est testée avant le réveil du patient par les tests électrophysiologiques.

Selon les marques, il s'agit soit de télémétrie de réponse nerveuse avec les NRT (Neural Response Test) pour Cochlear, et les ART (Auditory nerve Response Telemetry system) pour Medel, soit de télémétrie d'impédance ou le calcul de l'impédance (Neurelec) est réalisé (contact de l'électrode avec le milieu cochléaire) (Figure 61).

Ces tests seront mémorisés pour chaque patient et serviront de base afin d'établir le programme d'activation de l'IC en post opératoire.

Ainsi par exemple pour les NRT, le seuil de confort ou T-NRT sera compris entre les niveaux C & T. De plus il s'agit de tests rapides à réaliser qui ne rallonge pas le temps opératoire.

L'antenne extérieure est appliquée contre l'IC et un courant électrique est alors envoyé à l'électrode et la réponse cochléaire du nerf auditif est enregistrée, il s'agit des ECAP (Potentiels d'action évoqués composés) (Figure 60).



Figure 60 : Potentiel d'action composé

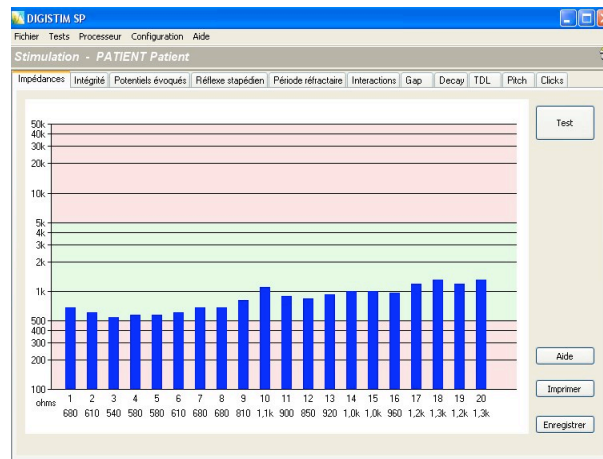


Figure 61 : Test d'impédance (Neurelec)

1.2.6.6.2 La radioscopie

Une radioscopie (Figure 62) de l'IC est réalisée en fin d'intervention afin d'apprécier la bonne position intra cochléaire de l'électrode qui décrira alors les tours de spire du colimaçon.

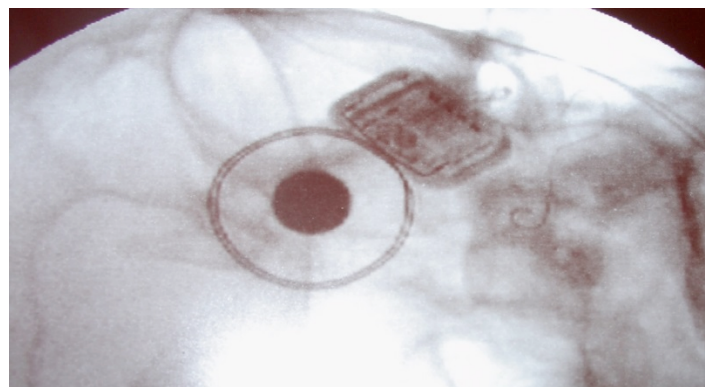


Figure 62 : Radiographie de l'implant en fin d'intervention

1.2.7 Les Complications :

L'implantation cochléaire représente une technique chirurgicale sûre, standardisée où la survenue de complication est rare. Cependant nous pouvons être confrontés à différents types de complications médicales ou chirurgicales, mineures ou majeures, précoces (avant 3mois) ou tardives.

Les principales complications majeures sont : les paralysies et stimulations du nerf facial, les méningites, une malposition de l'électrode ou une électrode compressée, une réaction systémique auto immune de rejet de l'électrode, un cholestéatome iatrogène, une migration ou extrusion d'électrode, une fistule péri lymphatique [33]. A cela s'ajoute les dysfonctions inhérentes à la technologie de l'IC avec les pannes. Ces complications peuvent mener à une explantation et réimplantation de l'IC.

Les principales complications mineures sont : la douleur, l'œdème facial, l'hématome, l'infection du site opératoire, les vertiges, les acouphènes, la perturbation du goût, l'infection de l'oreille moyenne ou de la mastoïde.

Selon la série danoise de Ovesen et al [34] portant sur 313 patients (60% d'enfants et 40% d'adultes), les complications après pose d'un IC surviennent dans 15,7% des cas. Les complications mineures représentent 11,2% et les complications majeures 4,5%. Les complications les plus fréquentes étaient celles du site opératoire, puis en deuxième position, sont retrouvées les complications infectieuses à type d'otites moyennes aiguës et les mastoïdites avec un cas de méningite.

Dans la série de Vernail et al [35] incluant 313 patients entre 1989 et 2006 avec un suivi maximal de 18 ans, le taux global des complications étaient de 16%. Parmi lesquels ont été retrouvé : 5,6% de complications mineures, 3,2% de complications majeures, 10,2% de révision chirurgicale et 7,2% de réimplantation. Les IC posés étaient issus des marques cochléar, clarion, MXM digisonic et med-el par ordre de fréquence.

Nous allons détailler les principales complications relevant de la pose de l'IC. [36]

1.2.7.1 Défaut de fonctionnement

Le nombre d'IC en constant accroissement, ainsi que le recul actuel depuis les premières procédures font que le taux de panne augmente. Il s'agit d'une cause très fréquente de révision cochléaire voire de réimplantation. Gosepath et al en 2009 [37] a analysé 56 cas de pannes d'IC soit 13,27% survenues parmi 422 procédures (enfants et adultes) menées entre 1990 et 2007. Les plus fréquentes causes de révisions chirurgicales concernaient les dysfonctionnements majeurs d'IC soit 58,9%, avec prioritairement les causes traumatiques chez les enfants (37,5%). Les dysfonctionnements mineurs (performances auditives décevantes) étaient évalués à 21,4%. Le taux de révision varie aussi entre la population adulte (9,3%) et enfant (15,4%). Il est intéressant de relever le taux de panne entre IC : Med-el (16,2% sur 297 procédures), Nucléus (4,2% sur 95 procédures) et MXM neureles (15,3% sur 26 procédures).

Vernail et al [35] décrit également la survenue de défaillances techniques dans 6% des cas. Les causes de ces pannes étaient : les pannes électroniques (43%), un défaut hermétique (13%), un porte-électrodes défectueux (13%), un impact au niveau de l'IC (3%) et causes inconnues dans 20% des cas.

D'autres séries comme celles de Lassig et al en 2005 [38] ou de Côté et al en 2007 [39] retrouvent des taux de pannes plus bas respectivement de 5,1% et 6,7%.

La variation de pourcentage dépend beaucoup du taux d'enfants implantés dans les séries car le facteur traumatique est un facteur majeur de dysfonctionnement de l'IC

1.2.7.2 Complications faciales

Il s'agit essentiellement des paralysies et stimulations du nerf facial.

Selon l'article de Thom et al parue en 2013 [40], Le taux de paralysie faciale est estimée à 1,4%. En effet la paralysie faciale est une atteinte bien connue dans la chirurgie de l'oreille moyenne, dans le cas de l'IC, cette dernière n'a été que peu étudiée. Pourtant la chirurgie de l'IC avec la tympanotomie postérieure est en relation directe avec le trajet de nerf facial. Les causes retenues sont liées principalement aux malformations

anatomiques de l'oreille et aux lésions directes chirurgicales. Dans cette revue de la littérature, 768 patients ont été retenus, 888 procédures d'IC ont été réalisées, 11 (1,1%) patients ont présenté une paralysie du nerf facial et 1 (0,1%) patient n'a pas récupéré sa fonction faciale d'emblée lésée par la chirurgie. Tous les autres patients ont présenté une paralysie faciale retardée, et régressive en six mois.

Les facteurs per opératoires mis en cause sont liés à une blessure mécanique ou thermique du nerf facial. Ceci peut être dû à une irrigation insuffisante, ou une pression trop importante au moment du fraisage de la tympanotomie postérieure. Le nerf facial peut également être fraisé lors du fraisage de la cochléostomie. Ces traumatismes créent une inflammation progressive, un œdème de la gaine nerveuse ainsi que des lésions ischémiques. Dans les cas décrits, le monitoring du nerf facial n'avait pas signalé la lésion du nerf facial.

Dans le cas des paralysies faciales retardées, les mécanismes lésionnels sont moins connus. Une hypothèse serait toute fois à retenir, elle impliquerait une réactivation des virus herpes HSV 1 et 2, et du virus de la varicelle et du zona (VZV) [41] [42]. De récentes études ont retrouvées une augmentation des IgM et ou des IgG chez les patients atteints de paralysies faciales. Le bilan IRM post opératoire retrouverait une labyrinthite chez ces patients. Cette étiologie est plus connue dans la chirurgie du neurinome de l'acoustique. Le virus est latent au niveau du ganglion géniculé et se réactive avec un délai moyen de 8,8j. Brackman et al [43] a montré une diminution du risque de survenue et une décroissance plus rapide de la paralysie faciale en traitant de manière prophylactique ses patients par famciclovir. Sullivan et al [44] prouve aussi que le traitement par corticostéroïdes donne des résultats significatifs sur la régression de la paralysie faciale. Le bénéfice d'un traitement conjoint corticostéroïdes et anti viral est discuté et selon certains auteurs comme Quant et al [45], où seuls les corticostéroïdes seraient à retenir.

Abordons maintenant le sujet de **la stimulation du nerf facial après l'implantation**. Cette complication survient dans 1 à 15% des cas et peu atteindre 75% des cas chez les patients présentant une otosclérose [46]. Dans la série de Sainz et al [47], cinquante patients porteur d'otosclérose furent suivis pendant 6 ans et 13,3% présentèrent une stimulation du nerf facial. Berrettini et al [48] explique que la stimulation du nerf facial

est liée à une diffusion du courant électrique du ganglion spiral vers le nerf facial tout proche. Kelsall et al [49] a établi des grades allant de 1 à 6 pour quantifier le niveau de stimulation faciale, le grade 6 correspondant à une stimulation des muscles faciaux et une douleur faciale majeure. Les principales étiologies mises en causes sont : l'otosclérose, les malformations cochléaires, un niveau élevé de stimulation des électrodes, une ossification cochléaire (post méningite, otosyphilis), l'ostéoporose, et une fracture du rocher.

De multiples hypothèses ont été avancées pour expliquer la stimulation faciale [50]:

- Il existe notamment une proximité du trajet du nerf facial avec le mur latéral de la cochlée qui engendrerait une stimulation par les électrodes de la partie moyenne du porte-électrodes. Les électrodes concernées parmi les 22 (pour un IC 22 channels) sont les 16 et 17 pour une électrode droite et 16 à 18 pour une électrode préformée périmodiolaire.
- D'autres facteurs peuvent aussi être retenus comme : une faible impédance liée à une faille au niveau de la base de la cochlée, une forte stimulation dans le cas des hypoplasies du nerf auditif, ou un dysfonctionnement des électrodes.
- Dans le cas de l'otosclérose [51], le nouvel os formé aurait une faible impédance qui laisserait diffuser le courant électrique plus facilement vers le nerf facial.
- D'autres auteurs comme Weber et al avanceraient l'hypothèse d'un érodement par l'électrode de la rampe tympanique vers le nerf facial.

La prise en charge repose sur l'inactivation de certaines électrodes afin de diminuer la stimulation faciale, changer le mode de stimulation, diminuer le C-level des seuils auditifs. En dernier recours on peut envisager une réimplantation cochléaire.

1.2.7.3 Complications infectieuses et exposition de matériel

Les infections du site opératoires ont nettement diminué grâce à l'antibioprophylaxie. Le taux moyen des complications infectieuses est compris entre 1,7% et 3,3%. Les plus fréquentes sont souvent dues à des problèmes de cicatrisation, de nécrose du lambeau cutané. L'exposition du matériel interne est rare depuis la réalisation d'incisions rétro-auriculaires plus petites que les voies endorales élargies. Les infections résistantes au

traitement antibiotique et donnant lieu à une révision chirurgicale sont liées à la formation d'un biofilm autour du processeur interne.

Ceci implique un traitement antibiotique long intraveineux basé sur le résultat des hémocultures.

Les complications du site opératoire sont : les écoulements au niveau de la cicatrice, les hématomes, les abcès, les lâchages de suture, les nécroses cutanées. [52]

Les infections peuvent également être liées surtout chez l'enfant aux otites moyennes aiguës et mastoïdite au niveau de la cavité d'évidement.

Le risque infectieux le plus redouté est la méningite ; cette complication a nettement diminué depuis l'utilisation de la technique AOS d'insertion de l'électrode et la vaccination pré opératoire anti pneumococcique chez les adultes et anti pneumococcique et anti haemophilus chez les enfants. La méningite était favorisée par l'insertion en technique classique de l'électrode qui créait des microfractures cochléaires et les infections concomitantes locales comme les otites chroniques.

1.2.7.4 Réaction auto immune et allergie au silicone

Il s'agit d'une cause en cours d'exploration. Cette cause fut évoquée devant le développement d'une réaction inflammatoire locale avec une inefficacité des antibiotiques et les mises en cultures négatives des IC retirés. L'allergie au silicone correspond à une réaction auto immune ou les tests d'hypersensibilité au silicone se sont avérés positifs [53]. Histologiquement, sont retrouvées des macrophages et des cellules géantes en relation avec les anticorps.

Les allergies au silicone ont été prouvées chez 3 patients implantés aux Etats-Unis de 1991 à 2004 [54]. Ces allergies ont été identifiées par des tests spécifiques et plutôt chez des patients implantés avec des versions anciennes d'IC. L'électrode avec du silicone hypoallergénique semble être une solution à ce type de complications.

Concernant les réactions auto immunes, Kronenberg et al en 2011 [55] ont étudié le tissu qui entouré les IC lors des retraits d'IC. 15 cas ont été retenus. Parmi eux 9 présentaient une histologie typique avec une biréfringence signant la présence anticorps, et 7 cas retrouvaient des cellules géantes typiques des réactions de rejet. Lim

et al en 2011 [56] a décrit un cas de réaction auto immune survenue chez une enfant de neuf ans sourde congénitale, sans passé otitique, ayant été implantée avec un implant Nucléus contour 24. Migirov et al en 2007 [57] retrouve 2 cas de réaction de rejet chez des enfants implantés par le Nucléus 24 et 1 cas chez un adulte implanté avec le Nucléus 22, parmi 45 cas de révision cochléaires.

1.2.7.5 Complications cutanées :

Les complications cutanées sont représentées par les nécroses du lambeau cutané en post opératoire immédiat, les souffrances cutanées liées à la force de l'aimant entre le processeur interne et l'antenne notamment chez les enfants où la peau est fine. Cette force peut être diminuée mais le risque de décrochage du processeur augmente. Une dépilation du cuir chevelu au niveau de la voie d'abord peut apparaître secondairement à la coagulation des follicules pileux par la coagulation monopolaire.

1.2.7.6 Extrusion d'électrode

L'extrusion de l'électrode est une complication bien connue faisant suite à la pose d'un IC, mais les mécanismes sont quant à eux moins bien identifiés. Celle-ci est associée à une dégradation des performances auditives de l'implant, et nécessite la plupart du temps (60% des cas [58]) une révision chirurgicale.

Chez les enfants, la migration de l'électrode est souvent liée à la croissance du crâne notamment avec l'utilisation d'électrode droite [59].

Les électrodes droites sont également plus proches du mur latéral de la cochlée et subissent des forces physiques qui tendent à la faire sortir, par rapport aux électrodes péri modiolaires pré formées [60].

L'ossification cochléaire représente un facteur histologique majeur d'extrusion d'électrode et un obstacle pour la réimplantation.

1.2.7.7 Malposition de l'électrode

Ying et al. en 2013 [61] relate dans son article la survenue de quatre cas de malposition de l'électrode sur 824 procédures soit une complication rare inférieur à 1%. L'électrode fut positionnée dans la trompe d'eustache, le vestibule, le canal de la carotide interne et

le conduit auditif interne. Une autre étude [62] retrouve un taux d'erreur de positionnement compris entre 0,17 et 2,12%. Cette complication est à l'origine d'une révision chirurgicale dans 13 à 16% des cas [38].

Celle-ci peut être due à une malformation de l'oreille interne et notamment du tour basal de la cochlée. Le bilan scannographique pré implant ne décèle pas toujours ces anomalies anatomiques notamment les malformations de la lame spirale osseuse. Les erreurs les plus fréquentes concernent la mise en place de l'électrode dans une cellule hypotympanique pneumatisée faisant suite à une cochléostomie aberrante. Plus fréquemment, l'électrode est placée dans le canal semi circulaire supérieur ou latéral. Les tests électrophysiologiques per opératoires et le contrôle radiologique sont essentiels pour déterminer la bonne place de l'électrode. En cas de malposition, une réimplantation est indiquée, cependant le retrait de l'électrode dans le conduit auditif interne est plus discuté.

1.2.7.8 La révision chirurgicale de l'implant cochléaire

Dans la revue de la littérature de DM. Zeitler et al [46], le taux de révision chirurgicale est compris entre 3,8 et 7,2%. On retrouve des taux concordants pour KD. Brown en 2009 avec un taux moyen de révision de 5,5% dont 7,3% pour les enfants et 3,8% pour les adultes [63].

Le taux est plus élevé chez les enfants car ils sont plus à risque de traumatismes crâniens (les IC céramiques sont plus fragiles que ceux comportant du titane), d'otites moyennes aiguës (infection de l'IC). On retrouve également un taux élevé de migration d'électrode en lien avec la croissance du crâne [64].

Lors de l'explantation, l'électrode peut être retirée ou coupée au ras du nerf facial et laissée en place. Cette dernière technique peut être envisagée si l'électrode est impossible à extraire. Si une réimplantation est envisagée, l'électrode laissée en place limitera les phénomènes inflammatoires et d'ossification qui empêcheraient la repose du faisceau d'électrode.

Tous les implants retirés doivent systématiquement être renvoyés au fabricant.

Les principales causes de révision d'IC sont les complications majeures et mineures, les causes infectieuses, les extrusions et malposition d'électrodes.

Dans 42 à 83% des cas [65], des dysfonctionnements majeurs sont responsables d'une révision de l'IC. On retrouve les interruptions complètes de fonctionnement de l'IC, et les problèmes de transmission entre la partie interne et externe de l'IC. Les causes de ces dysfonctionnements sont mal identifiées, dans 41% des cas un traumatisme crânien est présent.

Les dysfonctions mineures sont retrouvées dans 15 à 41,7% des cas [65] [63] : une diminution des performances auditives de l'IC, une douleur auriculaire, la stimulation du nerf facial, les vertiges, les acouphènes, un dysfonctionnement intermittent de l'IC. Ces complications vont mener dans un premier temps à une désactivation des électrodes, en cas d'échec une réimplantation cochléaire sera proposée.

1.2.8 La réimplantation cochléaire et préservation de l'audition résiduelle

Les IC multicanaux sont utilisés depuis 1984, le nombre IC posé augmente notamment chez les enfants pré-linguaux et leur technologie ne cesse de se développer et se miniaturiser. De plus il s'agit d'une chirurgie sûre dont les indications se sont élargies aux surdités sévères, ceci implique que les patients porteurs d'IC seront, probablement dans le futur, candidats à la réimplantation. Le premier rapport sur la chirurgie de réimplantation cochléaire fut réalisé en 1985 par Hochmair-Desoyer et al. [66].

Les principales complications majeures donnant lieu à une réimplantation sont : les infections du site opératoire, les pannes d'IC, les extrusions et malposition de l'électrode. Elles sont responsables d'un taux de réimplantation compris entre 0,26% et 2,09%. L'enjeu actuel de la chirurgie des IC est de préserver cette audition résiduelle afin d'assurer au patient candidat à la réimplantation les meilleures performances auditives. Les moyens de préservation de l'audition résiduelle actuellement étudiés sont : les techniques chirurgicales mini invasives avec la technique d'insertion de l'électrode AOS, le passage de l'électrode par la fenêtré ronde, la forme de l'électrode repensée par les fabricants pour être la plus atraumatique possible, et le recours au traitement intra cochléaire notamment de corticoïdes en application locale directement au niveau de l'oreille interne.

Nous pouvons retenir que les complications sont plus fréquentes dans la population infantile et sont dominées par les dysfonctionnements liés aux traumatismes crâniens. Puis nous retrouvons les complications infectieuses liées chez l'enfant au terrain otitique. Les électrodes préformées seraient mieux adaptées à la croissance de l'enfant et limiteraient le risque d'extrusion. Les parents doivent être informés des différents types de complications et du risque plus élevé chez l'enfant de révision chirurgicale. Il faudra également leur préciser que la probabilité de réimplantation chez l'enfant est également plus élevée, mais que les performances auditives sont relativement bien conservées dans ce type de chirurgie [60].

1.2.9 Prise en charge post opératoire : la rééducation orthophonique et les réglages audioprothétiques

1.2.9.1 La rééducation orthophonique

Auprès de l'adulte

La rééducation va avoir un double rôle, l'orthophoniste va rééduquer le patient en utilisant les mêmes supports que lors du bilan pré IC, mais elle va aussi échanger avec le patient sur son ressenti et permettre d'alerter l'équipe médicale devant toute modification comportementale. Elle aide le patient à comprendre cette nouvelle écoute.

Auprès de l'enfant

La rééducation s'inscrit dans le cadre de la prise en charge générale de l'enfant, notamment avec les CAMSP (centre d'action médico-social précoce). Elle respecte l'environnement sensori-moteur global, avec l'initiation de l'enfant à l'éducation sonore. Placer l'enfant dans un mode de communication multi factoriel qui associe l'oralité en priorité à laquelle peut s'ajouter le LPC (langage parlé complété) modulé selon les capacités d'apprentissage du langage.

Les tests utilisés sont aussi identiques à ceux utilisés dans le bilan pré implant et ils évoluent avec l'âge de l'enfant

1.2.9.2 Les réglages audioprothétiques

L'activation de l'IC est réalisée 3 semaines à 1 mois post opératoire.

L'IC va décomposer le signal d'entrée électrique en bandes fréquentielles ou canaux fréquentiels ; un canal est équivalent à une électrode. Les électrodes sont activées de manière séquentielle, les unes après les autres. Les Maximax correspondent quant à elles aux informations spectrales les plus pertinentes extraites du signal électrique comme les voyelles dans l'audition normale.

Prenons l'exemple des IC de marque cochléar, le spectre sonore en décibel de l'audition normale est remplacé par les seuils de confort C et le seuil le plus bas détectable T de chaque électrode. Généralement ces deux niveaux sont séparés par 8dB. Ceci permet d'établir la MAP de chaque patient (Figure 63) pour l'ensemble des 22 électrodes. Les seuils sont déterminés à partir des T-NRT réalisés en post opératoires. Le choix des Maximax, du mode de stimulation séquentielle dépendra du type de programme choisi : SPEAK (Spectral Peak), CIS (Continuous Interleaved Sampling), ACE (Advanced Combination Encoders).

Donc les NRT vont jouer un rôle lors de l'implantation pour montrer une bonne réponse à la stimulation électrique, lors du premier réglage afin de compléter la réaction comportementale surtout chez les jeunes enfants, et à tout moment pour guider le niveau clinique, et améliorer la compréhension de la parole.

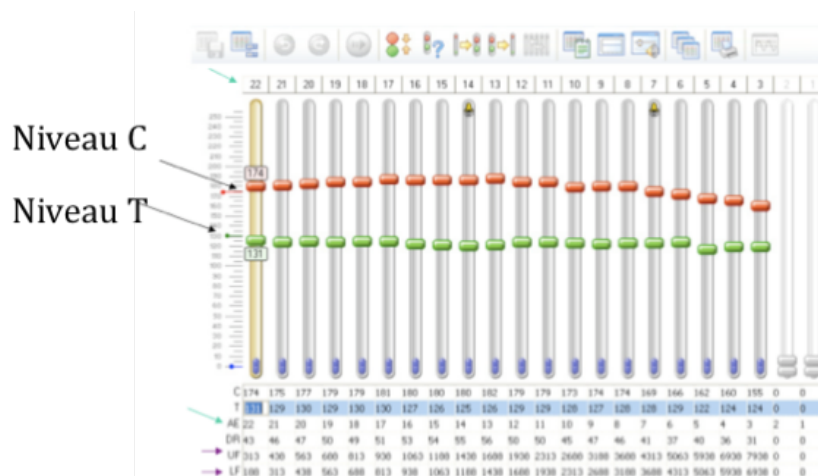


Figure 63 : MAP avec détermination des niveaux C et T

**Deuxième
PARTIE**

-

La Série

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 MATÉRIELS

2.1.1 Description de la population

Il s'agissait d'une étude rétrospective descriptive menée entre octobre 2010 et avril 2013 dans le service d'ORL du CHU de Limoges, qui concernait les patients ayant bénéficié de la pose d'un implant cochléaire unilatéral.

2.1.1.1 Critères d'inclusion

- Surdité sévère (70 à 90dB) ou profonde (90 à 120dB) bilatérale.
- Les seuils aux épreuves d'audiométrie vocale avec gain prothétique ne dépassaient pas 50% d'intelligibilité à l'intensité de 60dB.
- Echec des autres modes d'appareillages auditifs.
- Mode d'éducation à prédominance orale.
- Motivation du patient et de son entourage.

2.1.1.2 Critères d'exclusion

- Les contre-indications d'ordre psychologique : comme la démence, une non adhésion au programme de réglage et d'orthophonie post-opératoire ; la non acceptation des risques chirurgicaux ; les attentes du patient inadéquates par rapport aux bénéfices pouvant être attendus avec l'implant.
- L'absence ou lésion du nerf auditif ou des voies auditives centrales.
- L'hyperacousie douloureuse avec appareillage classique.
- L'absence de développement du langage après l'âge de 5 ans

2.1.2 Description des Implants cochléaires utilis es

Trois types d'IC ont été couramment utilis es dans le service :

- marque Cochlear : implant CI512 puis le CI24RE avec l'électrode contour advance
- marque Neurelec : implant digisonic SP

- marque Medel : implant concerto avec l'électrode flex 28mm

2.2 MÉTHODES

2.2.1 Le bilan pré-implant (Annexes 6 & 7)

Le Bilan audiométrique se composait :

- D'une audiométrie tonale et vocale bilatérale.
- D'un gain prothétique en audiométrie tonale et vocale.
- Des PEASEUILS.

Le Bilan vestibulaire comprenait une vidéonystagmographie pour les patients âgés présentant des troubles de l'équilibre pré-opératoires.

Bilan radiologique comportait :

- Le scanner des rochers qui permettait de mesurer la cochlée, d'étudier la pneumatisation mastoïdienne ; la position du nerf facial ; de rechercher une malformation d'oreille interne (ex: monдини ; dilatation de l'aqueduc du vestibule...), ou une ossification cochléaire.
- L'IRM cérébrale centrée sur les conduits auditifs internes et la cochlée recherchait la présence du nerf auditif ; une fibrose ou ossification cochléaire ; et des malformations de l'oreille interne.

Le Bilan orthophonique était réalisé avec les aides auditives seules, sans puis avec la lecture labiale

- Identification des bruits de la vie quotidienne (lotosonore)
- Identification des non-mots
- Identification de mots monosyllabiques (liste PBK) (Annexe 4)
- Identification des mots dissyllabiques (liste de Lafon) (Annexe 3)
- Compréhension des phrases à la voix
- Compréhension des phrases audios (sans lecture labiale)
- Compréhension de phrases audios dans le bruit
- Utilisation du téléphone, télévision, cinéma
- Prise de contact avec l'audioprothésiste qui assurera les réglages de l'implant

Le Bilan pré opératoire comportait la consultation anesthésie.

Le Bilan psychologique et psychogériatrique après 65ans permettait la réalisation du Mini Mental State (MMS) (Annexe 5), d'un bilan psychologique auprès d'une psychologue pour les enfants pré ou post-linguaux (institut Aimé labrégère à Limoges).

La vaccination antipneumococcique par prévenar était réalisée chez l'enfant de plus de 5 ans et l'adulte, la *vaccination antipneumococcique et anti haemophilus* chez l'enfant de moins de 5 ans.

Une rencontre avec un membre de l'association des IC, le CISIC (centre d'information sur la surdité et l'implant cochléaire), était organisée.

2.2.2 Choix de l'oreille implantée

Oreille objectivement ou subjectivement la plus sourde.

2.2.3 Registre EPPIC

Les patients éligibles à la pose d'IC ont été enregistrés dans le registre national d'étude post inscription à la liste des produits et prestations remboursables des systèmes d'implant cochléaire et du tronc cérébral (EPIIC). Dans ce registre, sont répertoriés les informations préopératoires (niveau de surdité ; date d'apparition ; étiologie ; durée de l'appareillage conventionnel pré-implantation ; temps de déprivation auditive questionnaire de qualité de vie), les données de la chirurgie, les complications post-opératoires, les résultats : gain prothétique avec implant seul, implant et prothèse controlatérale, qualité de vie post-implantation, et le bilan orthophonique.

Ce réseau mis en place depuis 3ans permet grâce à ce recueil de données complet de disposer de statistiques en temps réel sur l'IC par centre d'implantation et au niveau national.

2.2.4 Chirurgie

Le choix de la marque de l'IC s'est faite de manière aléatoire.

Tous les patients ont bénéficié d'une prise en charge chirurgicale standardisée, réalisée par le Professeur K. Aubry par voie de mastoïdectomie avec tympanotomie postérieure et monitoring du nerf facial. L'introduction du porte-électrodes a été réalisée soit par une cochléostomie dans la région antéro-inférieure de la fenêtre ronde permettant un accès à la rampe tympanique pour les IC Cochléars, soit directement par la fenêtre ronde pour les IC Medel et Neurelec.

2.2.5 Tests per-opératoires

Tous les patients ont bénéficiés :

- D'exams électrophysiologiques (NRT -cochlear ; ART- medel ; impédancemétrie et reflexe stapédien - Neurelec) pour vérifier le bon fonction de l'ensemble des électrodes et tester leur niveau de stimulation.
- D'une radioscopie pour vérifier le bon positionnement de l'électrode dans l'oreille interne

2.2.6 Soins post opératoires

- Soins de plaie rétro-auriculaire quotidiens.
- Pansement compressif pendant 48H à 72H.
- Antibiotique, antalgique 10 jours.
- Antivertigineux si vertiges.

2.2.7 Suivi des patients

- *Une consultation d'ORL était organisée entre le 7^{ième} et 10^{ème} jour post opératoire puis à 3 mois, à 6 mois puis une fois par an*
- *L'activation de l'IC était réalisée 3 semaines à 1 mois post-opératoire*
- Le bilan orthophonique utilisait les mêmes tests phonétiques que le bilan orthophonique pré implant, réalisé à 3 mois, puis tous les 6 mois.
- Les réglages et les tests audiométriques tonal et vocal étaient fait à l'activation de l'IC, puis à 3 mois, puis tous les 6 mois.

- Questionnaires de qualité de vie

Les patients ont répondu à deux questionnaires de qualité de vie :

APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) (Annexe 8)

Questionnaire donné aux patients dans le bilan pré implant.

Il s'agit d'un test d'autoévaluation qui permet de préciser l'importance de la gêne qu'ils rencontrent pour communiquer, en présence de bruit, dans différentes situations de la vie quotidienne.

Ce test bien standardisé fait partie des procédures d'appareillage.

Il comprend 24 affirmations notées dans les quatre catégories suivantes : Facilité de communication / Réverbération / Bruit ambiant / Sons indésirables.

Chacune des 24 affirmations concerne une seule catégorie et chaque catégorie possède 6 affirmations réparties de manière aléatoire.

Le patient répond par : « sans mon appareil »/ « avec mon appareil »

Questionnaire de satisfaction élaboré par le service d'ORL (Annexe 9)

Questionnaire destiné aux patients porteurs de l'IC.

Il est composé de 4 items portant sur :

- la satisfaction de l'IC ? (quatre niveaux de réponses : non satisfait, peu satisfait, satisfait, très satisfait)
- L'Implantation serait à refaire, le referiez-vous ? (réponse binaire : oui/non)
- Acouphène en pré opératoire (réponse binaire : oui/non)
- Acouphène en post opératoire (réponse binaire : oui/non)

2.2.8 Objectif principal

Le but de cette étude était d'évaluer le gain audiométrique tonal en conduction aérienne et les performances auditives évaluées par le bilan orthophonique, des patients porteurs d'un IC, au cours du temps.

2.2.9 Objectif secondaire

Les objectifs secondaires étaient :

- De rechercher les facteurs influençant les performances auditives: l'âge d'implantation, l'IC chez les personnes âgées, l'étiologie de la surdité, la marque de l'IC, et la technique chirurgicale utilisée (fenêtre ronde versus cochléostomie).
- D'étudier la préservation de l'audition résiduelle de l'oreille implantée en audiométrie tonale.
- D'exposer les complications graves ou mineures observées
- D'étudier les résultats subjectifs via des questionnaires de satisfaction et de qualité de vie

2.2.10 Méthode statistique

Les performances auditives (pré/post IC) en décibels ont été comparées entre deux groupes par le test t-pairé, pour un seul groupe, le test de wilcoxon a été utilisé.

L'évaluation des performances auditives (pré/post IC) en pourcentage de compréhension aux différents tests d'orthophonie a été réalisée par les tests de variance ANOVA.

Enfin, l'influence des différents facteurs sur les performances auditives de l'IC a été évaluée par le test de régression linéaire.

3 RÉSULTATS

3.1 DESCRIPTION DE LA POPULATION

3.1.1 Données générales

22 patients (21 adultes et 1 enfant) présentant une surdité post linguale ont bénéficié de la pose d'un IC unilatéral dans le service d'ORL du CHU de Limoges entre le 1^{er} octobre 2010 et le 31 mai 2013, soit 22 procédures.

Notre effectif comportait **13 femmes et 9 hommes** (Figure 64).

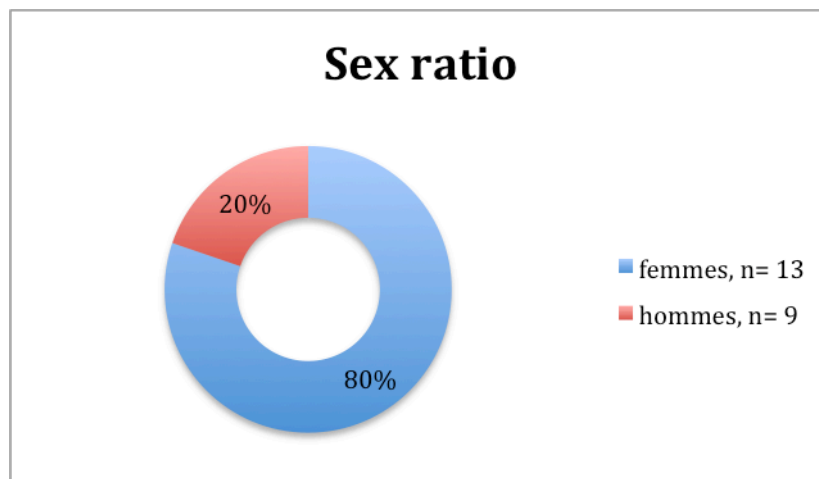


Figure 64 : Sex ratio

L'âge moyen de la population lors de l'implantation cochléaire était de **50,27 ans +/- 19,56 ans**, avec des extrêmes allant de 8 à 76 ans. 27,3% de population (n=6) avait plus de 65 ans.

La durée moyenne de suivi post implantation cochléaire était de **13,45 mois +/- 8,46 mois** avec des extrêmes allant de 1 à 30 mois.

Aucun patient ne présentait d'autres handicaps sensorimoteurs associés.

Nous avons recensé une patiente perdue de vue qui décida volontairement de stopper son suivi.

La population se répartissait par tranche d'âge comme suit (la figure 65) :

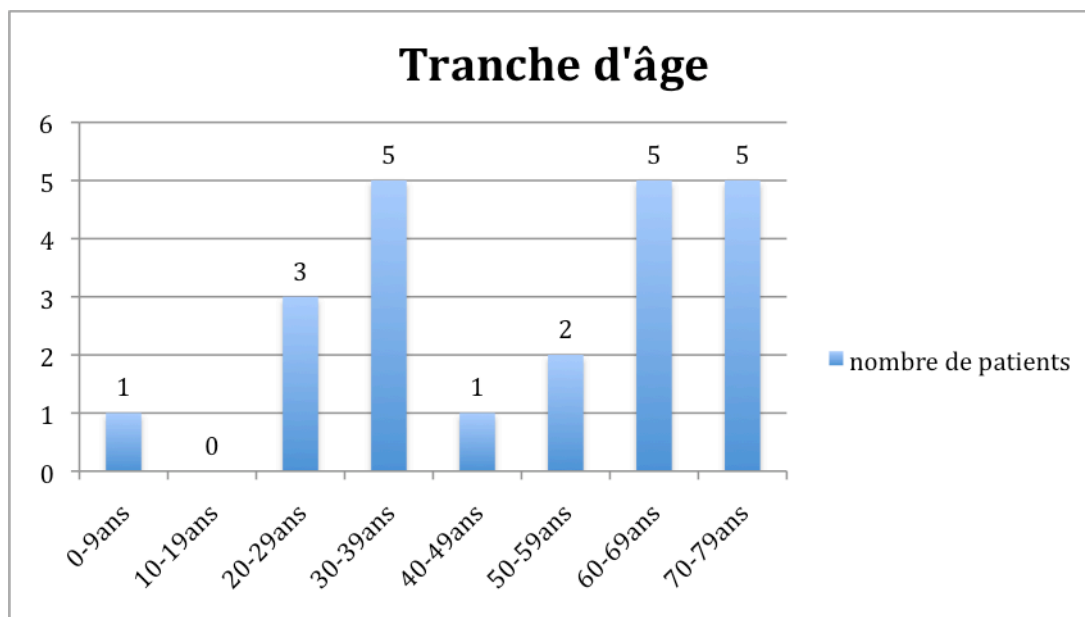


Figure 65 : Répartition de la population par tranche d'âge

3.1.2 Etiologies des surdités

Le différentes pathologies comprenaient (Figure 66): 50% de surdités congénitales (n=11) (dont 1 post rubéole et 1 DFNB1), 18,3% de presbycousies (n=4), 13,6% de surdités brusques (n=3), 9,1% de surdités post chimiothérapie (n=2) (Rhabdomyosarcome du rocher droit et lymphome hogkinien), 4,5% de maladie de Ménière (n=1) (patiente ayant nécessité une neurotomie vestibulaire gauche), et 4,5% de fracture bilatérale du rocher (n=1)

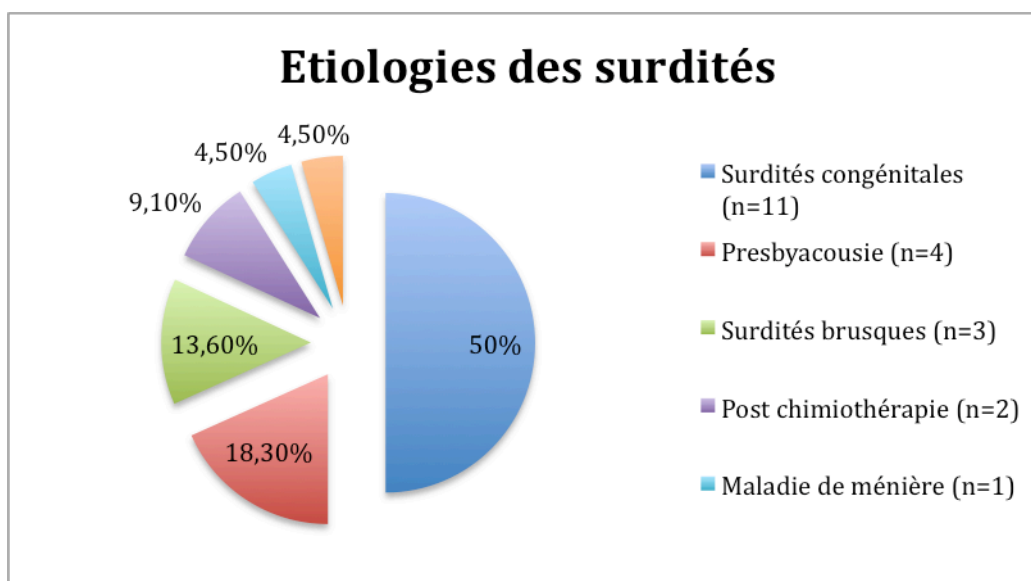


Figure 66 : Etiologies des surdités

L'âge moyen de découverte de la surdité était de **26,2 ans +/- 21,5 ans** avec des extrêmes allant de 2 à 61 ans.

La durée d'évolution des surdités était de **25,15 ans +/- 11,16 ans** avec des extrêmes allant de 1 à 43 ans.

Le degré des surdités était évalué à partir de l'audiométrie tonale et comportait : 36,3% des patients (n=8) présentaient une surdité profonde (comprise entre 120 et 90 dB) et 72,8% des patients (n=16) présentaient une surdité sévère (comprise entre 90 et 70 dB).

Les PEA seuils réalisés en pré implantation ne retrouvaient pas d'anomalies rétrocochléaires et confirmaient la présence d'une surdité sévère à profonde bilatérale.

Sur le plan socio-familial, d'après les données qui ont pu être collectées : 7 patients étaient célibataires, 10 patients vivaient en couple et 1 enfant de 8 ans. 9 patients étaient retraités, 1 en longue maladie, le niveau socio-professionnel était hétéroclite.

3.1.3 Appareillage auditif pré implant cochléaire

L'âge moyen du premier appareillage auditif était de **27,75 ans +/- 21,9 ans** avec des extrêmes allant de 1 à 60 ans.

54,5% des patients (n = 12) portaient des aides auditives bilatérales.

3.1.4 Bilan radiologique

Le bilan scannographique des rochers retrouvait :

- Une lyse du canal facial dans sa deuxième portion gauche (n=1), soit 4,5%.
- Une déhiscence du canal semi circulaire postérieur droit (n=1), soit 4,5%.
- Une fracture translabyrinthique bilatérale du rocher passant par la fenêtre ronde et ovale à droite (n=1), soit 4,5%, soit 18,1%.
- Des séquelles d'otite chronique (n=4)

Le bilan IRM des Conduits auditifs et de l'oreille interne retrouvait :

- Une labyrinthite fibrosante séquellaire de fracture du rocher (n=1), soit 4,5%.

3.1.5 Répartition des implants cochléaires

Tous les patients utilisaient de manière régulière leur IC et 72,7% d'entre eux portaient une audioprothèse controlatérale (n=16) (Figure 67).

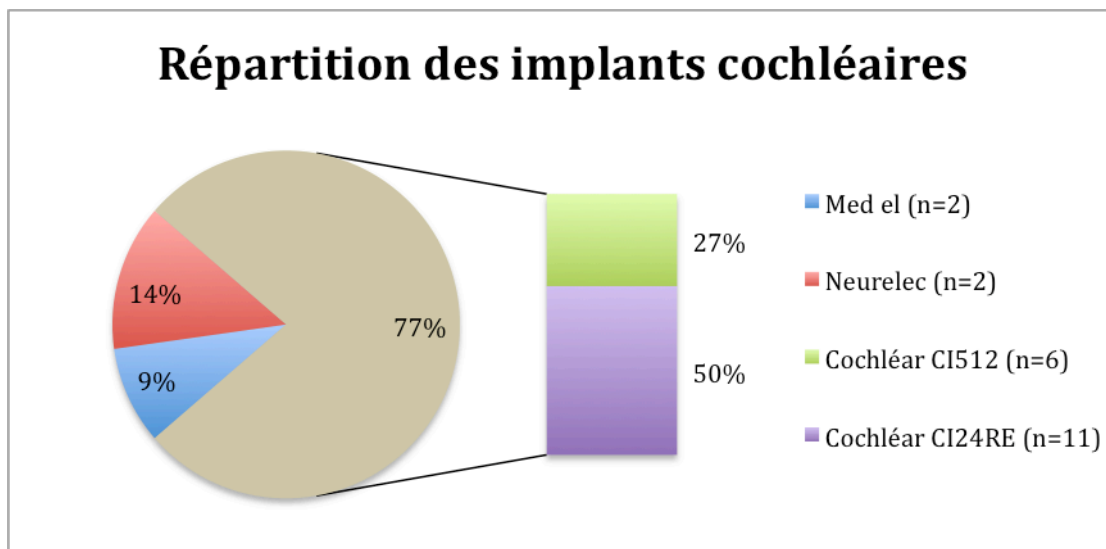


Figure 67 : Répartition des implants cochléaires

Oreille implantée :

- IC posé à *droite* (n=9)
- IC posé à *gauche* (n=13)

3.1.6 Récapitulatif de la population implantée (Tableau 2)

ETIOLOGIE	NOMBRE	H/F	ÂGE	TYPE D'IC unilatéral
Congénitale	54,6% (n=11)	5/7	38,1 ans	7 Cochléar CI24RE 3 cochléar CI512 2 Med el Concerto
Surdité brusque	13,6% (n=3)	1/2	66,3 ans	1 Cochléar CI24RE 1 cochléar CI512 1 Neurelec digisonic SP

ETIOLOGIE	NOMBRE	H/F	ÂGE	TYPE D'IC unilatéral
Presbyacousie	13,6% (n=3)	1/2	72,6 ans	1 Cochléar CI24RE 1 cochléar CI512 1 Neurelec digisonic SP
Post chimiothérapie	9,2% (n=2)	1/1	53,5 ans	1 Cochléar CI24RE 1 Neurelec digisonic SP
Fracture rocher bilatérale	4,5% (n=1)	1/0	63 ans	1 cochléar CI512
Ménière	4,5% (n=1)	0/1	61 ans	1 Cochléar CI24RE

Tableau 2 : Récapitulatif de la population implantée

3.2 Performances auditives

3.2.1 Évaluation du gain en conduction aérienne pré et post implant cochléaire

Le seuil auditif de chaque patient en conduction aérienne a été calculé à partir de la somme des résultats en décibels (dB) obtenus en audiométrie tonale pour les fréquences 500Hz, 1000Hz, 2000Hz et 4000Hz divisée par 4.

Le seuil audiométrique des cophoses a été comptabilisé à 120dB.

Le gain en conduction aérienne correspondait à la différence des courbes audiométriques tonales aériennes pré et post implantation cochléaire.

Les tests audiométriques pré implants ont été réalisés avec des aides auditives surpuissantes et les tests audiométriques post implants ont été réalisés avec l'IC seul. Il s'agissait de tests faits en champ libre.

Summary of Data (dB) (Paired t test)

	Moyenne	N	Standard déviation	Valeur Minimale	Valeur Maximale	Médiane	IC 95% bas	IC 95% haut
AA	92,333	18	28,574	55	120	103,13	78,12	106,5
IC seuls	24,167	18	10,037	12,5	47,5	23,125	19,17	29,15
différence	68,16	18	25,27	32,5	105	70,62	55,59	80,7

Tableau 3 : Gain en conduction aérienne

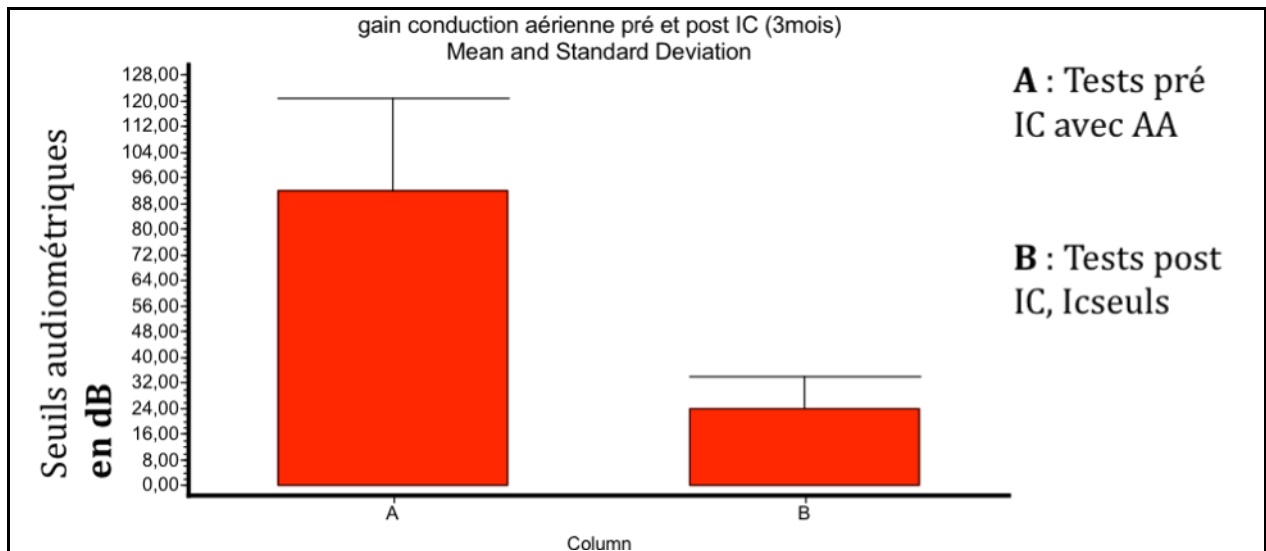


Figure 68 : Histogramme des seuils audiométriques pré et post IC

Un gain important en conduction aérienne post implantation avec une différence significative entre l'audition tonale avec aides auditives et IC seul **évaluée à 68,16dB** ($p < 0,0001$) (Tableau 3) (Figure 68).

Ce gain reste stable tout au long du suivi du patient, ($p > 0,05$).

3.2.2 Évaluation du gain prothétique en audiométrie vocale pré et post implant cochléaire

Le but était de comparer les résultats obtenus en pré et post opératoires en audiométrie vocale, et ceci tout au long du suivi à 3, 6, 12 et 18 mois.

Le patient devait répéter les mots de la liste cochléaire de Lafon en champs libre avec aides auditives en pré implantation et avec l'IC seul en post implantation. Les patients étaient installés en cabine audiométrique avec deux enceintes ne permettant pas de réaliser des tests de localisation sonore. Les résultats ont été comptabilisés en pourcentage de bonnes réponses selon le seuil auditif. Ceci correspondait au **maximum d'intelligibilité**.

	Vocale pré implant (Aide auditive)		Vocale post implant (IC seul)	
	% d'intelligibilité	Seuil audiométrique (dB)	% d'intelligibilité	Seuil audiométrique (dB)
N	17	17	17	17
Moyenne	17,6%	85,6dB	54,7%	61,2dB
SDéviatiion	20,544	19,030	33	16,9
Minimum	0%	50dB	0%	40dB
Maximun	50%	100dB	90%	100dB
IC 95% bas	6,496	75,804	37,738	52,481
IC 95% haut	27,622	95,373	71,673	69,872

Tableau 4 : Gain prothétique en audiométrie vocale

Il existait une différence fortement significative ($p < 0,001$) entre le **pourcentage d'intelligibilité pré et post implantation cochléaire** (ANOVA test, Bonferroni Multiple Comparisons Test) (Tableau 4). Effectivement on a noté une amélioration du pourcentage d'intelligibilité passant de **17,6% à 54,7%** (Figures 69–70).

Il existait une différence significative ($p < 0,05$) entre le **seuil d'audition maximal pré et post implantation cochléaire** (ANOVA test, Bonferroni Multiple Comparisons Test) Effectivement on a noté une diminution du seuil auditif qui passe de **85,6dB à 61,2dB**.

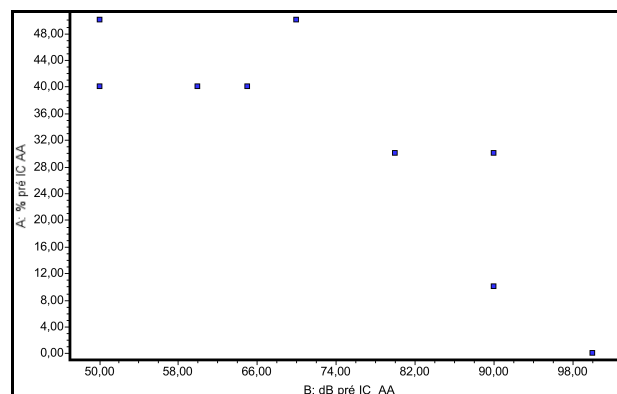


Figure 69 : % d'intelligibilité pré IC + AA

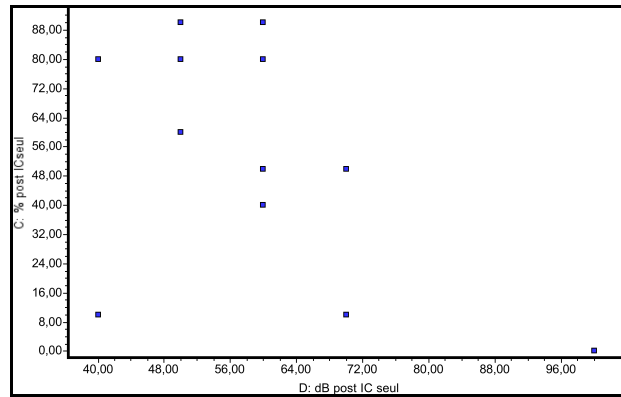


Figure 70 : % d'intelligibilité en post IC seul

3.2.3 Évaluation de l'intelligibilité des Implants cochléaires unilatéraux au cours du temps

Cette analyse permettait de retracer l'évolution des performances auditives au cours du temps des patients implantés cochléaires sans autres aides auditives, sans et avec lecture labiale.

Ces résultats ont été comparés aux performances auditives pré-opératoires réalisées avec les aides auditives. Tous ces tests orthophoniques ont été faits en champ libre, avec et sans lecture labiale.

Elle reposait sur l'exploitation du bilan orthophonique et s'exprimait en pourcentage de reconnaissance verbale.

3.2.3.1 Reconnaissance des bruits familiers

Le test du loto sonore était basé sur la reconnaissance des bruits familiers selon différents modes :

- En liste fermée où le patient connaissait le thème sur lequel il allait travailler.
- En liste ouverte, aucun n'indice n'était donné au patient.
- En liste semi ouverte où une information plus générale sur le thème concerné était donnée au patient.
- La lecture labiale (LL) n'était pas disponible pour ce test.

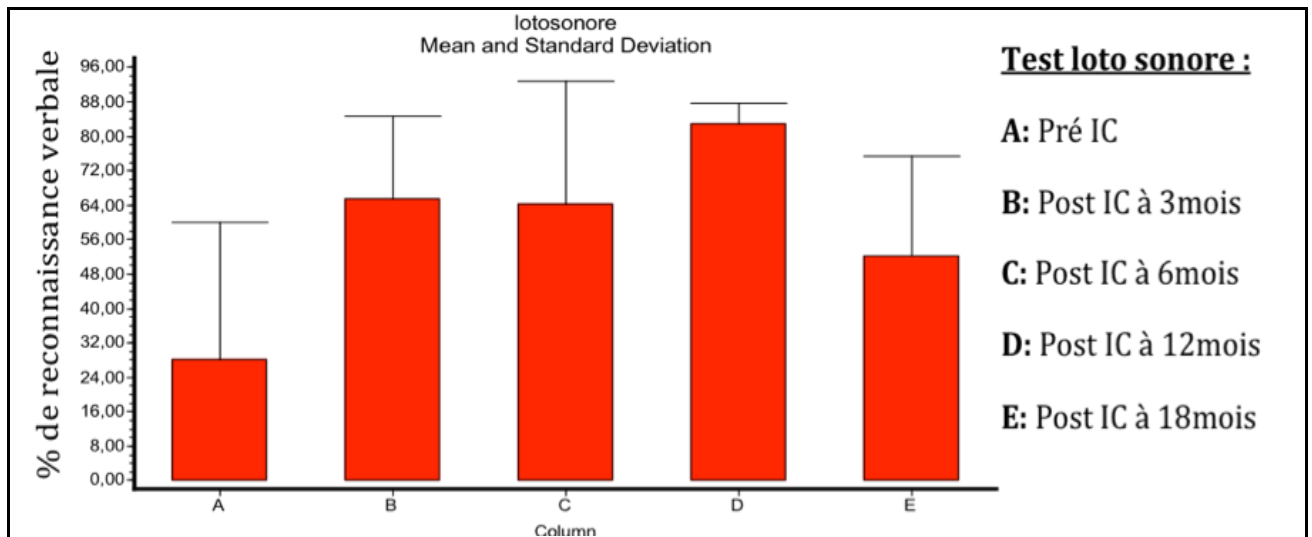


Figure 71 : % d'intelligibilité au test du lotosonore

Summary of Data (% de reconnaissance de sons familiers)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
Pré IC	19	28,0	32,1	7,372	16	0	91	12,512	43,488
Post IC 3mois	14	65,5	19,1	5,102	67	25	91	54,515	76,557
Post IC 6mois	4	64,25	28,73	14,366	58,5	40	100	18,536	109,96
Post IC 12mois	6	82,8	4,75	1,939	83	75	90	77,847	87,819
Post IC 18mois	5	52,2	23,04	10,307	42	30	83	23,587	80,813

Tableau 5 : % de reconnaissance lotosonore

L'IC permettait d'améliorer très significativement la compréhension des bruits familiers ($p=0,0001$) d'après le test ANOVA, mais il n'existait pas de différence entre les résultats obtenus à 3, 6, 12 et 18 mois post IC ($p>0,05$) (Figure 71). La moyenne des pourcentages de reconnaissance des bruits familiers passait de 28% +/- 32,1 en pré opératoire avec les AA à 65,5% en post opératoire avec l'IC seul (Tableau 5). Ce score diminuait légèrement après 18 mois et passe à 52,2% pour 5 patients testés. Le meilleur résultat a été obtenu à 12 mois avec un pourcentage de compréhension à 82,8% pour 6 patients.

3.2.3.2 Identification des non-mots

L'orthophoniste répétait des non-mots ou logatomes dont la structure était proche de mots connus de la langue française mais sans signification.

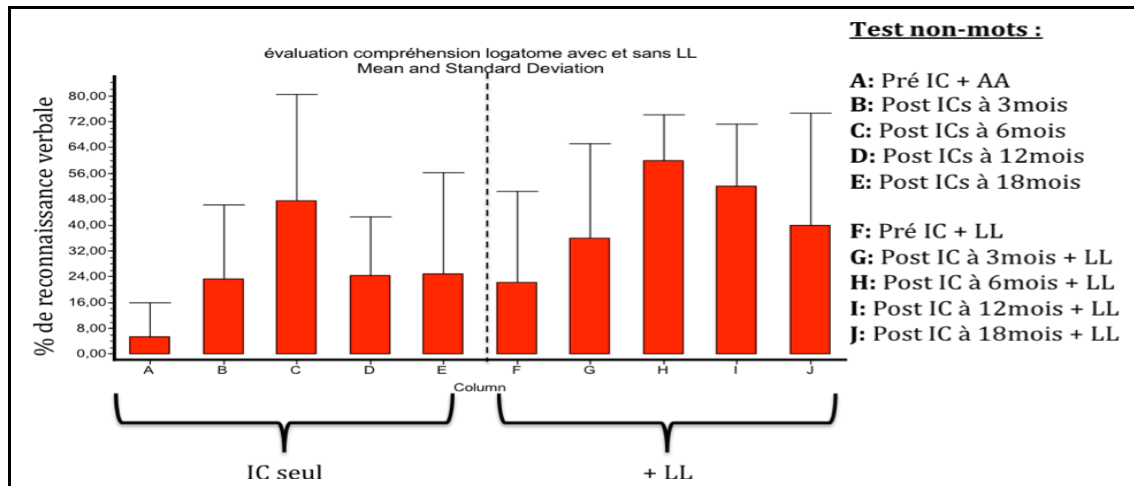


Figure 72 : % d'intelligibilité des non-mots

Summary of Data (% de reconnaissance des non-mots)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
Pré IC + AA	17	5,294	10,676	2,589	0	0	30	-0,19	10,7
Post ICs 3m	13	21,53	22,303	6,186	10	0	60	8,06	35
Post ICs 6m	4	47,5	33,040	16,52	60	0	70	-5,06	100
Post ICs 12m	7	24,28	18,127	6,851	30	0	50	7,521	41,0
Post ICs 18m	4	25	31,091	15,546	15	0	70	-24,4	74,4
Pré IC + LL	17	22,17	28,139	6,825	10	0	90	7,708	36,6
Post IC 3m + LL	10	50	30,591	9,674	60	10	90	28,61	72,3
Post IC 6m + LL	4	60	14,142	7,071	65	40	70	37,50	82,5
Post IC 12m + LL	5	52	19,235	8,602	50	30	80	28,12	75,8
Post IC 18m + LL	3	40	34,641	20	60	0	60	-46,0	126

Tableau 6 : % de reconnaissance des non-mots

L'analyse de variance ANOVA retrouvait une différence très significative avec $p < 0,0001$ (Figure 72). Il existait une amélioration de l'intelligibilité des non-mots entre *le bilan pré opératoire (moyenne d'intelligibilité de 5,3%) et les résultats dès le 3^{ème} mois post implantation (moyenne d'intelligibilité de 21,53%)* sans lecture labiale (Tableau 6). Avec la lecture labiale le pourcentage d'intelligibilité augmente mais la différence pré implant (**22,17%**) et post implant à 3 mois (**50%**) se maintient.

Comparaison (Paired t test)	P values
Logatome pré IC / post IC seul à 3 mois	P = 0,05*

Tableau 7 : % Reconnaissance à 3mois lotosonore

La comparaison pré et post IC à 3 mois (Tableau 7) montrait une augmentation de l'intelligibilité des non-mots avec ($p < 0,05$).

3.2.3.3 Compréhension des mots monosyllabiques

Les listes utilisées pour tester les patients étaient basées sur les listes PBK.

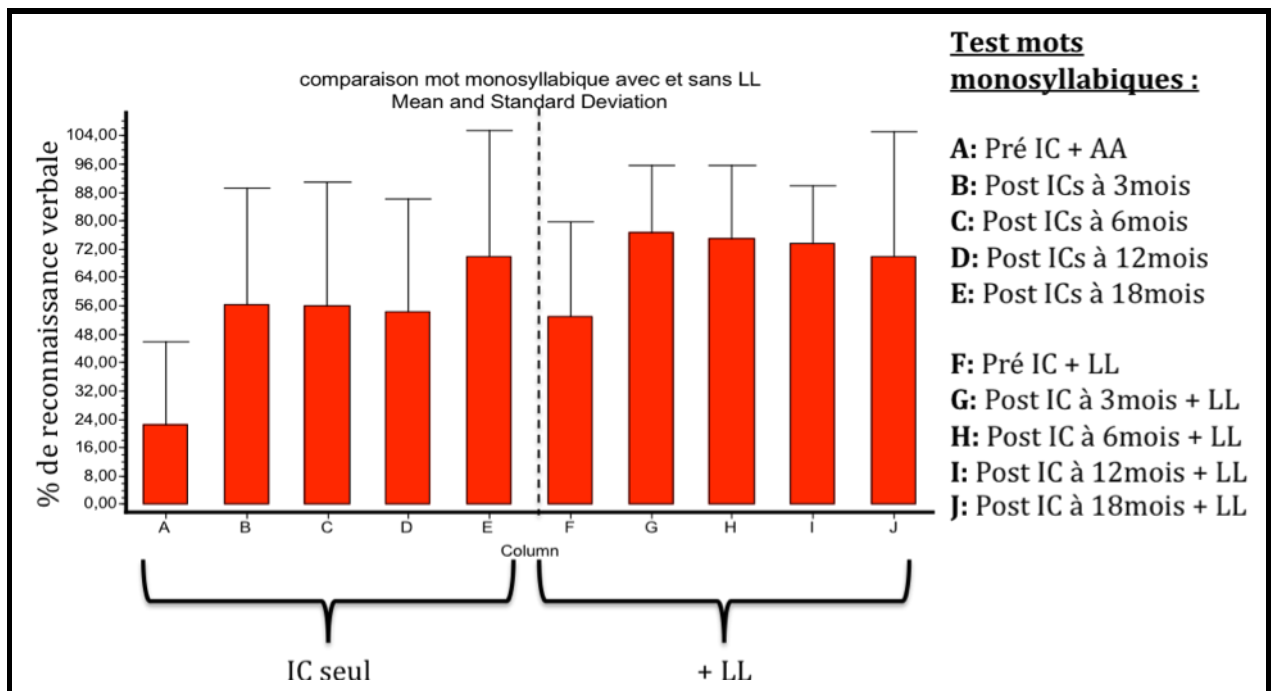


Figure 73 : % de reconnaissance des mots monosyllabiques

Summary of Data (% de reconnaissance des mots monosyllabiques)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
Pré IC + AA	20	22,35	23,663	5,291	12,5	0	75	11,27	33,42
Post ICs 3m	17	56,47	32,585	7,903	60	0	100	39,716	73,225
Post ICs 6m	5	56	35,071	15,684	60	0	90	12,460	99,540
Post ICs 12m	8	54,37	31,785	11,238	62,5	5	85	27,798	80,952
Post ICs 18m	6	70	35,355	14,434	82,5	0	95	32,891	107,11
Pré IC + LL	22	52,95	26,844	5,723	52,5	0	95	41,05	64,85
Post IC 3m + LL	14	76,78	18,974	5,071	82,5	30	95	65,832	87,739
Post IC 6m + LL	5	75	20,616	9,220	80	40	90	49,407	100,59
Post IC 12m + LL	4	73,75	16,008	8,004	72,5	60	90	48,282	99,218
Post IC 18m + LL	3	70	35	20,207	85	30	95	-16,95	156,95

Tableau 8 : % reconnaissance des mots monosyllabiques

L'analyse de variance ANOVA retrouvait une différence très significative avec **$p < 0,0001$** (Figure 73). Il existait une amélioration de l'intelligibilité des mots monosyllabiques entre le **bilan pré opératoire (22,35%)** et les résultats dès le **3^{ème} mois d'implantation cochléaire sans lecture labiale (56,47%)** (Tableau 8).

Les résultats obtenus après utilisation de la LL ont été majorés en pré IC (**52,95%**) et post IC (**76,78 %**).

Comparaison (Paired t test)	P values
Monosyllabique pré IC / post IC à 3 mois	P = 0,0039**

Tableau 9 : Résultats à 3 mois des mots monosyllabiques

La comparaison pré et post IC à 3 mois montrait une augmentation de la compréhension des mots monosyllabiques significative avec (**$p < 0,005$**).

3.2.3.4 Compréhension des mots dissyllabiques

Les listes utilisées pour tester les patients étaient basées sur les listes de Fournier.

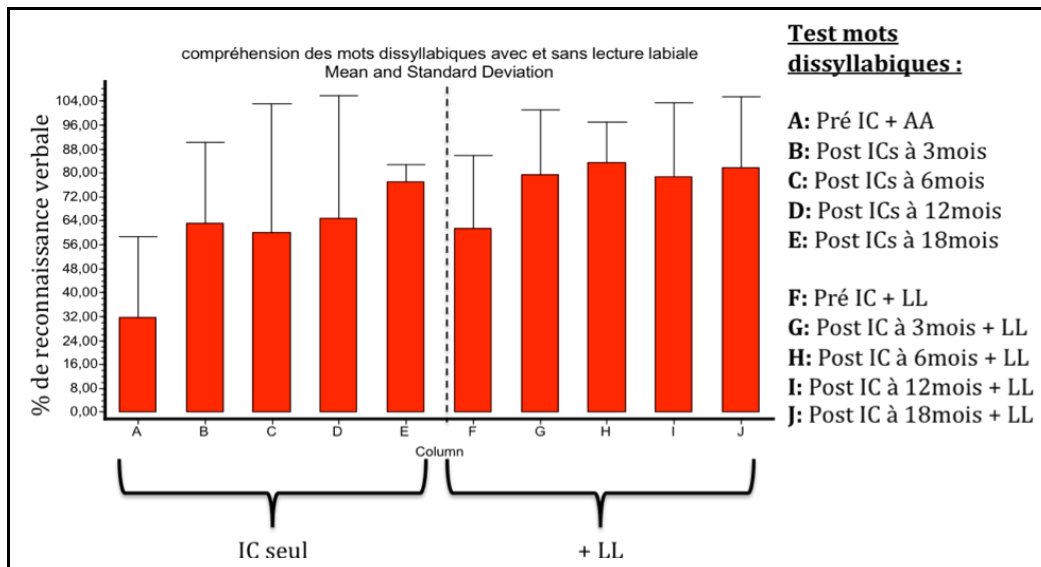


Figure 74 : % d'intelligibilité des mots dissyllabiques

Summary of Data (% de reconnaissance de mots dissyllabiques)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
Pré IC + AA	21	31,52	27,051	5,903	25	0	75	19,21	43,83
Post ICs 3m	17	63,23	26,980	6,544	70	0	100	49,363	77,108
Post ICs 6m	4	60	43,205	21,602	70	0	100	-8,739	128,74
Post ICs 12m	8	65	40,796	14,423	82,5	0	100	30,889	99,111
Post ICs 18m	5	77	5,701	2,55	75	70	85	69,923	84,077
Pré IC + LL	21	61,38	24,394	5,323	65	0	95	50,27	72,48
Post IC 3m + LL	16	79,37	21,593	5,398	90	30	100	67,871	90,879
Post IC 6m + LL	6	83,33	13,663	5,578	80	70	100	68,993	97,674
Post IC 12m + LL	4	78,75	24,622	12,311	80	55	100	39,576	117,92
Post IC 18m + LL	3	81,66	23,629	13,642	90	55	100	22,964	140,37

Tableau 10 : % de reconnaissance des mots dissyllabiques

L'analyse de variance ANOVA retrouvait une différence significative avec $p= 0,0002$ (Figure 74). Il existait une amélioration de l'intelligibilité des mots dissyllabiques entre **le bilan pré opératoire (31,52 %)** et **les résultats dès le 3^{ème} mois d'implantation cochléaire (63,23%)** et ceci sans ou avec lecture labiale (**79,37%**) (Tableau 10).

Comparaison (Paired t test)	P values
Dissyllabique pré IC / post IC à 3 mois	P = 0,035*

Tableau 11 : Résultats à 3 mois mots dissyllabiques

La comparaison pré et post IC à 3 mois montrait une augmentation de la compréhension des mots dissyllabiques significative ($p<0,05$).

3.2.3.5 Compréhension des phrases à la voix

Les listes utilisées pour tester les patients étaient les listes MMBA.

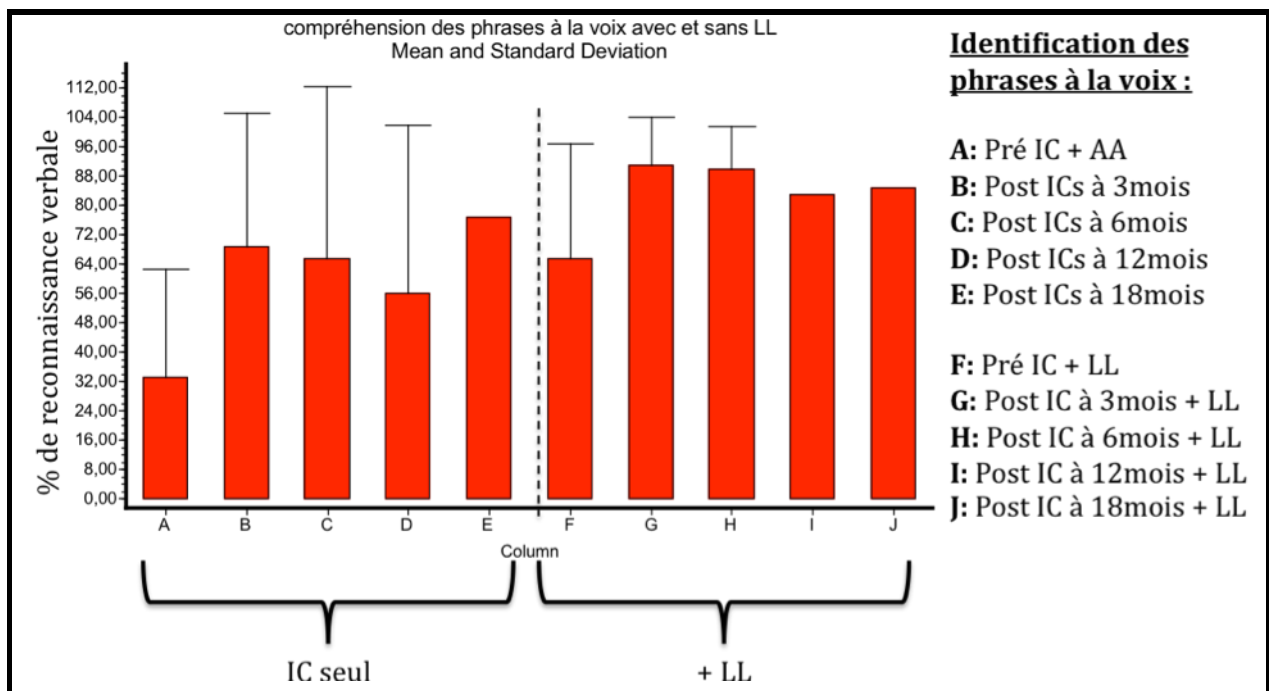


Figure 75 : % d'intelligibilité des phrases à la voix

Summary of Data (% reconnaissance de phrases)

Group	N	median	Min	Max
Pré IC + AA	21	36	0	93
Post ICs 3m	12	84	0	98
Post ICs 6m	4	81,5	0	100
Post ICs 12m	5	66	3	100
Post ICs 18m	1	77	77	77
Pré IC + LL	21	72	0	100
Post IC 3m + LL	7	98	70	100
Post IC 6m + LL	4	90	80	100
Post IC 12m + LL	1	83	83	83
Post IC 18m + LL	1	85	85	85

Tableau 12 : % de reconnaissance des phrases à la voix

L'analyse de variance Kruskal-Wallis Test (Nonparametric ANOVA) retrouvait une différence significative avec **p= 0,0049** (Figure 75). Il existait une amélioration de l'intelligibilité des phrases à la voix entre **le bilan pré opératoire (36%) et les résultats dès 3mois d'implantation post opératoire (84%)** et ceci sans et avec **lecture labiale (98%)** (Tableau 12).

Comparaison (Paired t test)	P values
Phrases à la voix pré IC / post IC à 3 mois	P = 0,01*

Tableau 13 : Résultats à 3 mois des phrases à la voix

La comparaison pré et post IC à 3 mois montrait une augmentation de la compréhension des phrases à la voix significative (**p<0,05**) (Tableau 13).

3.2.3.6 Compréhension des phrases dans le bruit

Les listes utilisées pour tester les patients étaient les listes MMBA diffusées par deux enceintes placées face au patient avec un bruit de fond à 5 ou 10dB selon les capacités d'intelligibilité du patient.

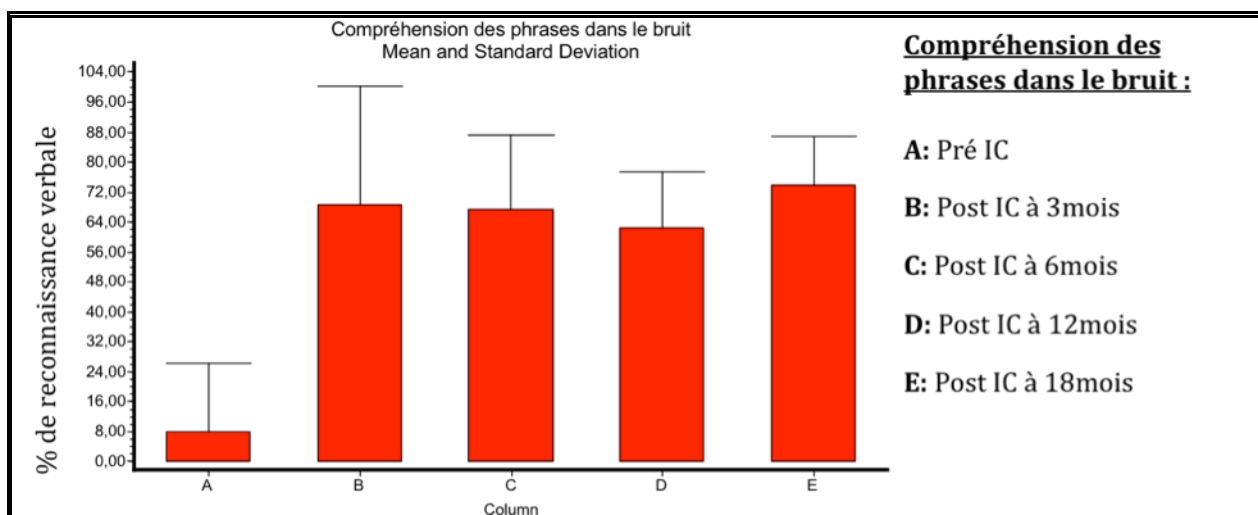


Figure 76 : % d'intelligibilité des phrases dans le bruit

Summary of Data (% de reconnaissances de phrases dans le bruit)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
Pré IC	17	8	18,107	4,392	0	0	67	-1,31	17,31
Post IC 3mois	7	68,571	31,780	12,012	70	6	100	39,179	97,964
Post IC 6mois	4	67,25	20,106	10,053	74	38	83	35,261	99,239
Post IC 12mois	2	62,5	14,849	10,5	62,5	52	73	-70,91	195,91
Post IC 18mois	5	74	12,728	5,692	75	60	93	58,199	89,801

Tableau 14 : % de reconnaissance des phrases dans le bruit

L'analyse de variance ANOVA retrouvait une différence très significative avec **p<0,0001** (Figure 76). Il existait une amélioration de l'intelligibilité des phrases dans le bruit entre le bilan pré opératoire (8%) et les résultats dès le 3^{ème} mois d'implantation cochléaire (68,5%) (Tableau 14).

Comparaison (Paired t test)	P values
Phrases dans le bruit pré IC / post IC à 3 mois	P = 0,0114*

Tableau 15 : Résultats à 3 mois des phrases dans le bruit

La comparaison pré et post IC à 3 mois montrait une augmentation de la compréhension des phrases dans le bruit très significative avec $p < 0,05$ (Tableau 15).

3.2.3.7 Évaluation de l'audition binaurale

L'audition binaurale reposait sur l'utilisation de l'IC associé au port d'une aide auditive controlatérale.

Les performances auditives de l'audition binaurale ont été comparées aux performances auditives IC seul pour la compréhension des mots dissyllabiques et des phrases dans le bruit.

Effet de la binauralité sur la compréhension des mots dissyllabiques :

Les meilleurs résultats obtenus avec LL ont été retenus pour chaque catégorie.

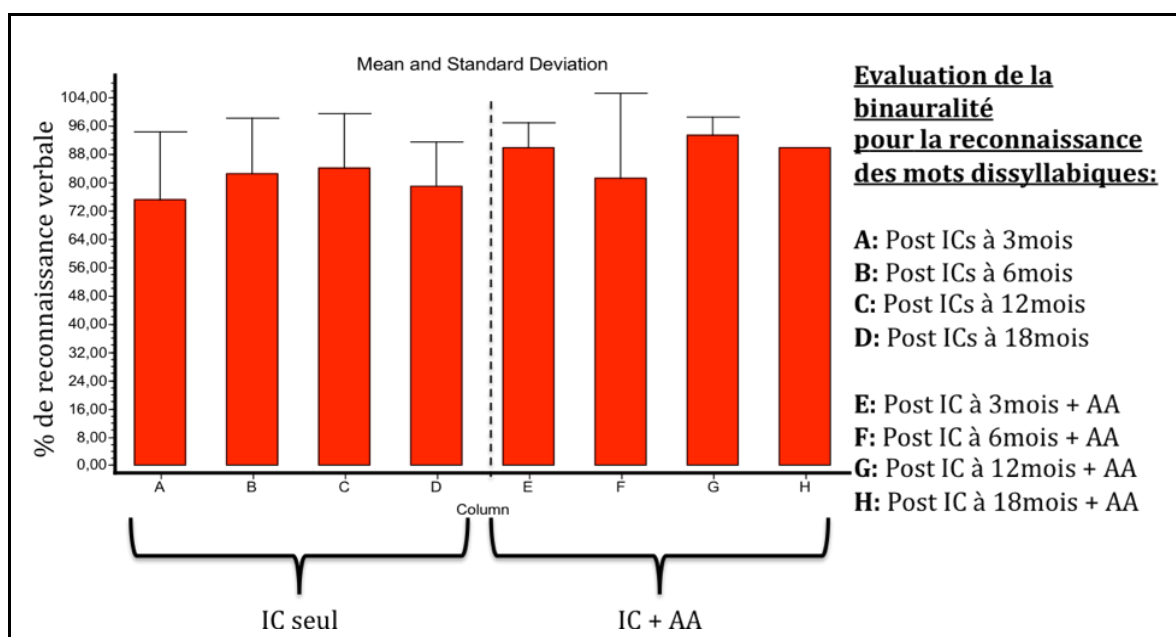


Figure 77 : % d'intelligibilité en condition binaurale

L'analyse de variance ANOVA ne retrouvait pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes ($p=0,1832$) (Figure 77). La binauralité n'améliore pas significativement les performances auditives comparées à l'IC seul pour la compréhension des mots dissyllabiques avec LL sur le long terme en comparant chaque couple IC seul et IC avec AA à 3, 6, 12, 18 mois dans notre série (Tableau 16).

Summary of Data (Meilleur % de reconnaissance de mots dissyllabiques)

Group	N	median	Min	Max
IC seul 3mois	17	75	35	100
IC seul 6mois	8	80	60	100
IC seul 12mois	11	90	55	100
IC seul 18 mois	9	80	55	100
IC seul + AA 3 mois	12	90	75	100
IC seul + AA 6mois	8	90	35	100
IC seul + AA 12mois	6	90	90	100
IC seul + AA 18 mois	3	90	90	90

Tableau 16 : % de reconnaissance en condition d'audition binaurale

Comparaison (Paired t test)	P values
IC seul à 3mois / IC + AA à 3 mois	P = 0,39

Tableau 17 : Résultats audition binaurale à 3mois

A 3 mois nous n'avons pas noté d'amélioration significative avec le port de IC associé aux AA (**P>0,05**) (Tableau 17).

Effet de la binauralité pour la compréhension des phrases dans le bruit :

Les meilleurs résultats obtenus avec LL ont été retenus pour chaque catégorie. Le bruit ajouté avait pour valeur 5 ou 10dB.

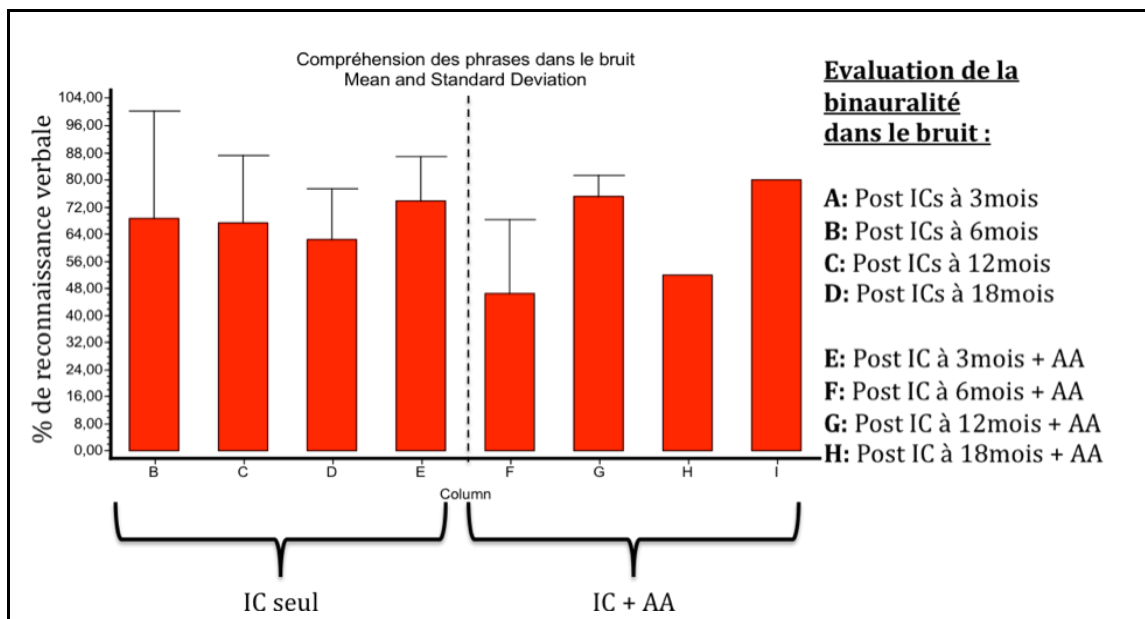


Figure 78 : Evaluation de l'audition binaurale dans le bruit

Summary of Data (Meilleurs % de reconnaissance de phrases dans le bruit)

Group	N	median	Min	Max
IC seul 3mois	7	70	6	100
IC seul 6mois	4	74	38	83
IC seul 12mois	2	62,5	52	73
IC seul 18 mois	5	75	60	93
IC seul + AA 3 mois	3	47	24	68
IC seul + AA 6mois	4	74	70	83
IC seul + AA 12mois	1	52	52	52
IC seul + AA 18mois	2	80	80	80

Tableau 18 : % de reconnaissance en condition binaurale dans le bruit

L'analyse de variance ANOVA (Kruskal-Wallis Test Nonparametric ANOVA) ne retrouvait pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes (**p=0,3932**) (Figure 78). La binauralité n'améliore pas les performances auditives comparées à l'IC seul pour la compréhension des phrases dans le bruit sur le long terme en comparant chaque couple IC seul et IC avec AA à 3, 6, 12, 18 mois dans notre série (Tableau 18).

3.3 Facteurs prédictifs des performances auditives post implantation

Nous avons analysé l'influence de l'âge, de l'étiologie des surdités, et du type d'IC sur les performances auditives post implantation cochléaire à 3 mois.

Nous avons choisis la période de 3 mois en post opératoire car dans le paragraphe précédent nous avons montré que les résultats étaient similaires et stables dans le temps pour les périodes de 6, 12 et 18 mois.

De plus comme la période d'inclusion des patients était récente, le contrôle à trois mois nous permettait d'obtenir le plus grand nombre de résultats.

Les résultats pris en compte étaient ceux obtenus lors des tests dissyllabiques de Fournier avec et sans LL, afin qu'ils puissent être comparés aux autres études de la littérature.

3.3.1 Influence de l'âge

Répartition des performances auditives IC seul (pourcentage de mots dissyllabiques reconnus) en fonction de l'âge d'implantation des patients (Figure 79) :

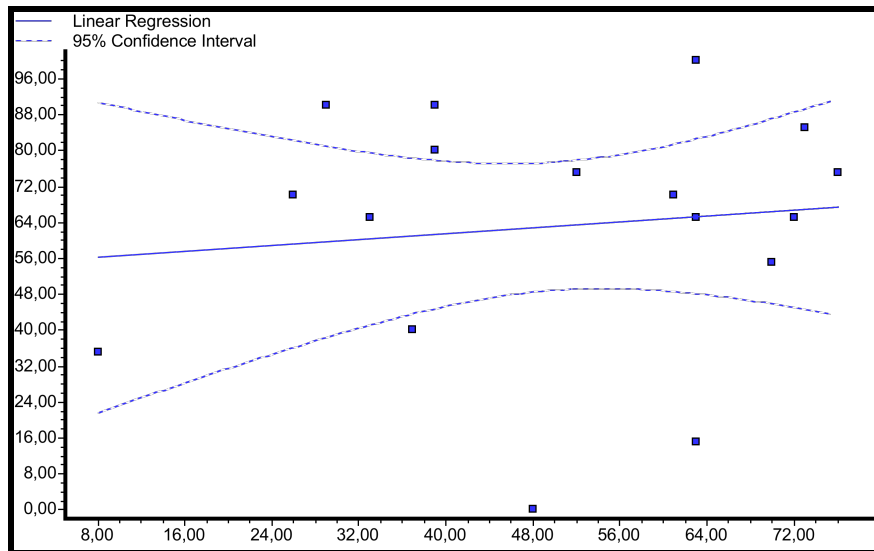


Figure 79 : Répartition des résultats auditifs en fonction de l'âge d'implantation

Il n'existait pas de corrélation entre les performances auditives de l'implant et l'âge d'implantation ($p=0,6421$).

Comparaison des performances auditives avant et après 65 ans :

Cette évaluation (Figure 80) nous permettait d'analyser les performances de l'IC au sein de la population âgée.

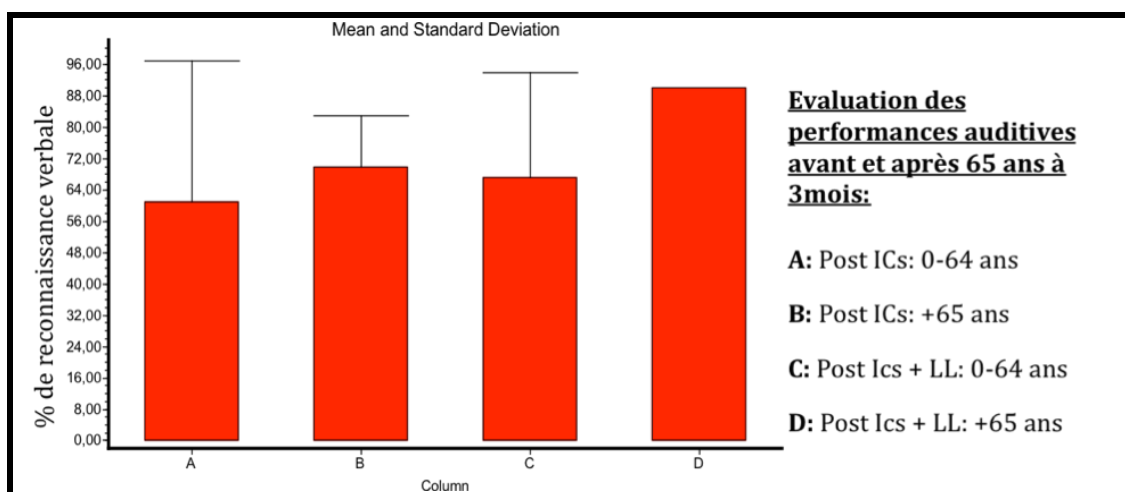


Figure 80 : Evaluation des performances auditives après 65ans

Summary of Data (Meilleur % de reconnaissance de mots dissyllabiques)

Group	N	Mean	Standard deviation	Standard error of mean	median	Min	Max	IC 95%	
								To	From
0 -64 ans IC seul	9	61,1	35,862	11,954	75	0	100	33,545	88,677
+ 65 ans IC seul	4	70	12,910	6,455	70	55	85	49,460	90,540
0 -64 ans IC seul + LL	7	67,143	26,904	10,169	70	30	100	42,260	92,026
+ 65 ans IC seul + LL	2	90	0	0	90	90	90	90	90

Tableau 19 : % d'intelligibilité après 65 ans

Il n'existait pas de diminution des performances auditives (test de variance ANOVA) au sein de la population âgée (plus de 65 ans), il n'a pas retrouvé de différence significative avant et après 65 ans (**p = 0,6502**) (Tableau 19).

3.3.2 Influence des étiologies des surdités

Les performances auditives exprimées en pourcentage de compréhension de mots dissyllabiques ont pu être évaluées pour : les surdités congénitales, les surdités brusques, les presbyacousies, les surdités post chimiothérapie, les fractures du rocher, et les maladies de Ménières (Figure 81).

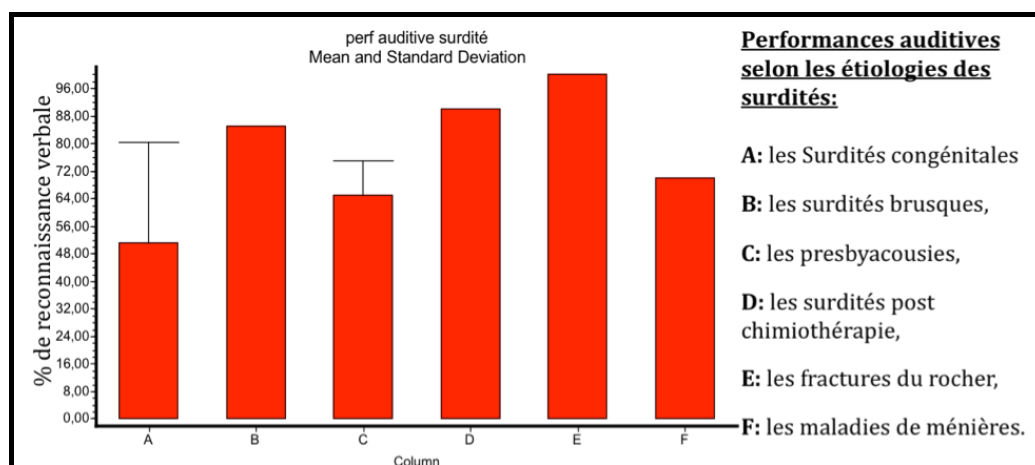


Figure 81 : Evaluation des performances auditives selon les étiologies

Summary of Data (Meilleur % de reconnaissance de mots dissyllabiques)

Group	N	median	Min	Max
Surdité congénitale	11	65	0	90
Surdité brusque	1	85	85	85
Presbyacousie	3	65	55	75
Post chimiothérapie	1	90	90	90
Traumatique (fracture du rocher)	1	100	100	100
Maladie de Ménière	1	70	70	70

Tableau 20 : % d'intelligibilité selon les étiologies

Les performances auditives post IC à 3 mois entre les différentes étiologies étaient équivalentes ($p=0,2421$) selon le Kruskal-Wallis Test (Non parametric ANOVA) (Tableau 20).

3.3.3 Influence du type d'implant cochléaire

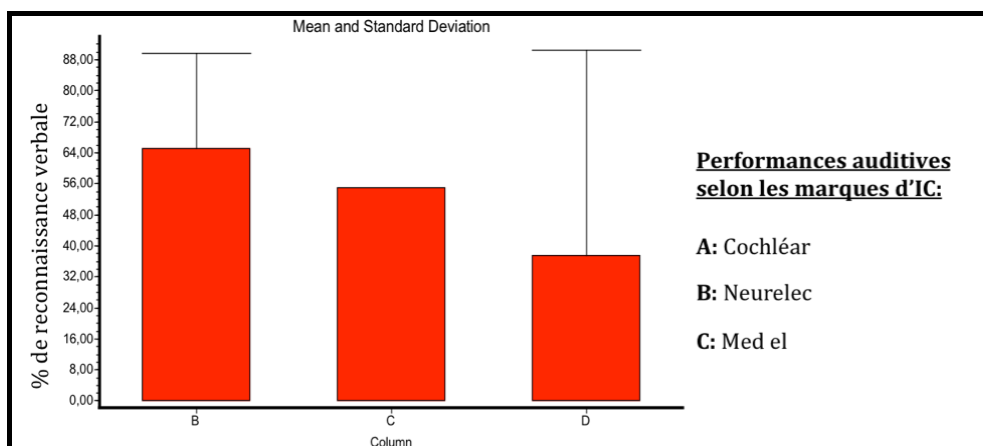


Figure 82 : Evaluation des performances auditives selon la marque de l'IC

Summary of Data (Meilleur % de reconnaissance de mots dissyllabiques)

Group	N	median	Min	Max
Cochléar	15	70	15	100
Neur�lec	1	55	55	55
Med el	2	37,5	0	75

Tableau 21 : % d'intelligibilité selon la marque de l'IC

Les performances auditives entre les différents type d'IC (Cochléar, Neurelec ou Med el)  taient équivalentes ($p=0,5604$) (Figure 82) (Tableau 21).

3.3.4 Influence fenêtre ronde ou cochléostomie

27,2% des patients (n=6) ont bénéficié d'une pose chirurgicale du porte-électrodes par la fenêtre ronde.

72,7% des patients (n=16) ont bénéficié d'une pose chirurgicale du porte-électrodes par la fenêtre ronde.

Voici l'analyse des performances auditives entre les deux techniques chirurgicales a été comparé le pourcentage de reconnaissance de mots dissyllabiques avec l'IC seul (Figure 83).

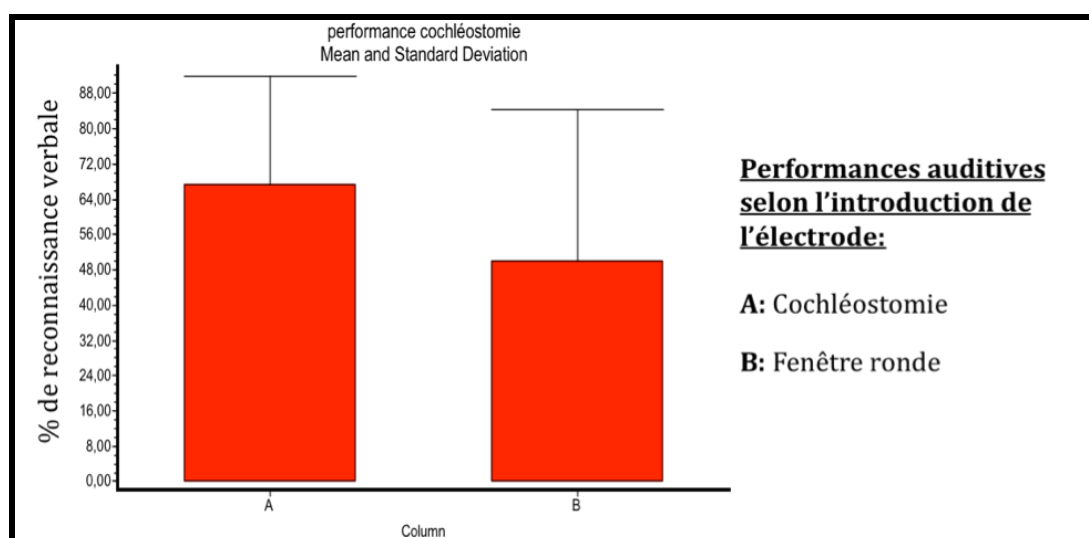


Figure 83 : Influence de l'insertion de l'électrode par cochléostomie / fenêtre ronde

Summary of Data en dB (Mann - Whitney test)

	Moyenne	N	Standard déviation	Valeur Minimale	Valeur Maximale	Médiane	IC 95% lower	IC 95% upper
Cochléostomy	67,308	13	24,462	15	100	70	52,524	82,091
Round window	50	4	34,400	0	75	62,5	-4,730	104,73

Tableau 22 : % d'intelligibilité cochléostomie / fenêtre ronde

Il n'existait pas de différence significative en terme de performance auditive entre l'abord chirurgical par la fenêtre ronde ou la cochléostomie (**p=0,3338**) (Tableau 22).

A noter cependant que ces résultats sont minorés pour l'utilisation de la fenêtre ronde car ils ne sont calculés que sur 4 patients, en effet 1 patient n'avait pas encore atteint la période des 3 mois au moment du relevé des données et l'autre n'a pu être évalué sur ce test).

De plus, 13,6% des patients (n=3) ont présenté une insertion incomplète du porte-électrodes avec une électrode extra cochléaire :

- 2 patients ont bénéficié d'un IC Neurelec digisonic SP avec une longueur active d'électrode de 25 mm, insérée par la fenêtre ronde
- 1 patient a bénéficié d'un IC Cochléar CI24RE avec une électrode préformée périmodiolaire type contour advance avec une longueur active de 15mm, insérée par cochléostomie.

L'évaluation des performances auditives n'a pu être réalisée car il s'agissait de patients récemment implantés dont le bilan des 3 mois n'avait pas été réalisé au moment du recueil des données.

Enfin, 2 cas de contrôle télémétrique NRT en fin d'intervention incomplets ou 2 électrodes sur 22 (cochléar CI512) et 1 électrode sur 22 (CI24RE) ne répondaient pas. Le dernier cas était également lié à une insertion incomplète du porte-électrodes. Les procédures ont été réalisées par cochléostomie. Les contrôles NRT suivants n'ont pas montré de défaillance du fonctionnement de l'IC, sans différence significative au niveau des résultats auditifs.

3.4 Évaluation de l'audition résiduelle de l'oreille implantée en pré et post opératoire

L'audition résiduelle correspondait au niveau audition en dB sur les fréquences graves. Il s'agissait de la moyenne des seuils auditifs sur les fréquences 125Hz, 250Hz et 500hz, mesurée pour l'oreille implantée.

Audition résiduelle pré implantation

Elle a été mesurée en audiométrie tonale au casque sans aides auditives (Tableau 23).

72,7% des patients (n=16) de notre série possédaient une audition résiduelle, dont 11 IC gauches et 5 IC droits.

Summary of Data (dB) (Wilcoxon signed rank test)

Audition résiduelle	Moyenne	N	Standard déviation	Valeur Minimale	Valeur Maximale	Médiane	IC 95% bas	IC 95% haut
	87,167	16	18,990	52,5	115	91,25	77,383	97,617

Tableau 23 : Evaluation de l'audition résiduelle en pré IC

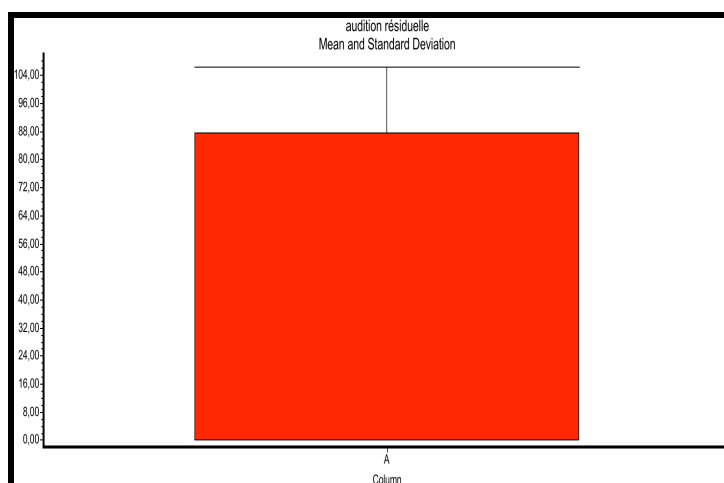


Figure 84 : Moyenne de l'audition résiduelle en pré IC

La valeur moyenne du seuil auditif sur les fréquences graves était de **87,2dB** (Figure 84).

Audition résiduelle post implantation

Elle a été mesurée en audiométrie tonale au casque, sans la partie externe de l'IC, c'est à dire avec un IC non fonctionnel.

27,3% patients (n=6) ont bénéficiés de cette évaluation. Le seuil auditif est identique pour les 6 patients et égal à **95dB**.

N° patients	Audition résiduelle pré IC (dB)	Audition résiduelle post IC (dB)		
		<i>Cochléar CI24RE</i>	<i>Neurelec</i>	<i>Med el</i>
4	72,5	95		
5	70	95		
6	97,5		95	
9	72,5			95
10	110			95
19	82,5		95	

Tableau 24 : Comparaison audition résiduelle pré et post IC

Excepté le patient N°10, l'audition résiduelle a baissé après la pose de l'IC, il n'existait pas de différence significative entre les différents types d'IC ($p=0,08$) avec une valeur moyenne de 10,83 dB en pré et post opératoire (Tableau 26).

3.5 Complications post-opératoires

13,5% de la population ($n=3$) a présenté des complications précoces:

4,5% de complications majeures ($n=1$) :

- 4,5% d'abcès ($n=1$) au niveau de la cicatrice opératoire cutanée ayant nécessité une reprise chirurgicale pour drainage sans explantation ; l'abcès fut jugulé par des soins locaux et une antibiothérapie.

9% de complications mineures ($n=2$) :

- 4,5% d'hématome sous cutané temporal ($n=1$) de résorption spontanée.
- 4,5% de vertiges post opératoires ($n=1$) ayant cédé sous traitement symptomatique au cours de l'hospitalisation

Nous n'avons recensé aucun cas de révision chirurgicale pour explantation avec réimplantation.

3.6 Questionnaire de qualité de vie

3.6.1 Questionnaire de satisfaction

6 questionnaires ont été retournés par les patients.

Concernant la satisfaction de l'IC :

- 66,6% de très satisfait (n=4)
- 16,6% de satisfait (n=1)
- 16,6% de peu satisfait (n=1)

Concernant l'item « l'implantation serait à refaire, la referiez-vous ?) :

- 100% de réponses affirmatives

Concernant la présence d'acouphène avant l'IC et leur évolution ensuite :

- 66,6% d'absence d'acouphène
- 33,4% de présence d'acouphène dont une personne non améliorée car l'acouphène provient de l'oreille controlatérale à l'implantation

4 DISCUSSION

Cette étude rétrospective marque le début de l'activité d'implantation cochléaire dans le service d'ORL du CHU de Limoges. La population retenue était composée de 21 adultes et 1 enfant, tous atteints de surdité profonde à sévère post linguale. Le but de notre étude était d'analyser les performances auditives obtenues chez ces patients en pré et post implantation. Nous avons aussi étudié les différents facteurs prédictifs, les mécanismes de préservation de l'audition résiduelle, les complications, et les répercussions sur la qualité de vie.

En terme de performances auditives, nos résultats audiométriques et orthophoniques montrent que l'implant cochléaire apporte un bénéfice immédiat chez l'ensemble des patients implantés dans le service, avec une amélioration remarquable de l'intelligibilité quelque soit l'âge.

Il est retrouvé dans notre série, en audiométrie tonale, une augmentation significative du gain en conduction aérienne post opératoire de 68,16 dB. Les tests en audiométrie vocale sont associés à une amélioration du gain prothétique avec un maximum d'intelligibilité qui passe de 17,6% à 54,7% parallèlement à une diminution du seuil auditif de 85,6dB à 61,2dB.

Concernant les tests orthophoniques, on retrouve également une augmentation significative de l'intelligibilité à 3mois post opératoire sur l'ensemble de nos tests d'identification : des bruits familiers ou lotosonore ($p=0,001$), des logatomes ou non mots ($p=0,05$), des mots monosyllabiques ($p=0,01$), des mots dissyllabiques ($p=0,035$), de la reconnaissance des phrases dans le silence ($p=0,01$) et le bruit ($p<0,0114$). Ce pourcentage de reconnaissance vocale reste stable tout au long de notre surveillance, sans différence significative entre les périodes comparées de 3, 6, 12 et 18 mois. De plus on remarque que la lecture labiale améliore la compréhension vocale mais sans différence significative comparativement à l'IC seul. La médiane de reconnaissance des mots dissyllabiques a été évaluée dans notre série à de 65%, et est comparable aux autres publications. Cette moyenne est évaluée à 70% avec un écart compris entre 0 et 100% [67]. Enfin un handicap auditif est retenu lorsque la compréhension des mots est

inférieure à 50%. Dans notre étude nous n'avons pas retrouvés de résultats vocaux inférieurs à ce pourcentage. Dans la littérature, 10% des patients implantés présenteraient des scores d'intelligibilité faibles inférieurs à 10% [68].

L'analyse individuelle de ces résultats nous permet de relever certains points qui concernent les mécanismes influençant l'intelligibilité.

La première observation montre que l'IC améliore peu la compréhension des logatomes en pré et post IC à 3mois avec une moyenne d'intelligibilité qui passe de 5,3% à 21,53%. Lazard et al [69] , dans sa revue de la littérature, explique que la déperdition de l'audition va influencer à divers niveaux d'intégration neuronale périphérique et centrale. La surdité va entraîner une perte des CCI ainsi qu'une dégénérescence neuronale en amont avec modification des réseaux corticaux auditifs fonctionnels. Les sujets sourds post linguaux vont maintenir leur compréhension orale grâce au développement de la lecture labiale. Ils utilisent des indices visuels qui leur permettent de compléter les informations auditives. Le cortex visuel primaire va devenir réceptif aux stimuli sonores ; il s'agit de la plasticité cross-modale. L'IC va délivrer un message sonore grossier d'allure métallique qui diffère des stimuli sonores habituels. Le cerveau va alors faire preuve de plasticité et s'adapter à ce message sonore modifié et maintenir simultanément le support visuel. Champoux et al [70] montre que la survenue d'une stimulation visuelle va diminuer les performances auditives des IC post linguaux. Le cerveau arrive ainsi à extraire le langage du reste des bruits environnementaux. De plus, la décomposition phonologique permet l'analyse sémantique secondaire [71]. Ainsi l'association de phonèmes perçus au cours de la parole à des phonèmes connus et mémorisé permet d'en analyser le sens. La faible performance (compréhension inférieure à 50%) des logatomes peut alors s'expliquer puisqu'il s'agit de mots de structure proche de la langue utilisée mais dépourvu de sens ; la voie sémantique corticale est alors déficiente. Les résultats auditifs des implantés dépendraient donc en partie des influences cognitives supérieures.

Dans un second temps, la comparaison, dans notre série, des performances auditives IC seul avec ou sans lecture labiale ne retrouve pas de différence significative. Son apprentissage est variable d'un individu à l'autre. La mémoire sonore linguistique acquise durant la période d'audition normale serait un facteur plus fiable chez les IC. Ces

voies neuronales sémantiques seraient surtout altérées par une longue période de surdité. Ainsi, lors de la pose d'un IC précoce après méningites ou fractures du rocher (risque d'ossification majeur) les patients post linguaux, ayant présenté une courte durée de privation auditive, ont de très bons résultats auditifs alors que le temps nécessaire à l'apprentissage de la lecture labiale fut bref. La maîtrise de la lecture labiale ne serait pas un facteur limitant à l'implantation cochléaire des patients post linguaux.

Nous remarquons aussi, dans notre étude comme dans d'autres séries (Mosnier et al [72], méta analyse de Gaylor et al [73]), que les principaux résultats auditifs surviennent dès les trois à six premiers mois puis reste stables dans le temps. La r education orthophonique est nécessaire pour continuer à développer la plasticité cérébrale mais pas déterminante pour l'obtention de bénéfices auditifs post IC.

Enfin, les résultats de nos patients obtenus dans le bruit sont significatifs en pré et post implantation cochléaire ; ces derniers ne sont pas améliorés par le port d'une aide auditive contralatérale rétablissant l'audition binaurale ($p=0,39$). L'appareillage prothétique d'améliore pas, non plus, la compréhension des mots dissyllabiques. La restitution d'une audition binaurale est un des enjeux actuels de l'IC. Cette condition peut être rétablie selon différents procédés : soit par l'association d'un IC à une prothèse auditive contralatérale (  réserver aux surdités sévères) soit par la pose séquentielle ou simultan e d'implants cochléaires bilatéraux, soit par la pose d'un implant cochléaire binaural. D'après plusieurs études et méta analyses (Eapen et al [74], Schafer et al [75], Mosnier et al [76], Basura et al [77], Dunn et al [78]) L'implantation cochléaire bilatérale par rapport à une procédure unilatérale améliorerait les performances auditives et la localisation sonore.

Nous allons maintenant nous intéresser **aux facteurs prédictifs** de bonnes performances auditives dans le cadre de l'implantation cochléaire. Dans notre étude nous avons tenté de comparer les performances auditives entre différents facteurs relevés dans notre étude. Ces facteurs n'ont entrainé aucune diminution des facultés auditives au sein de la population ; L'IC s'est révélé être un procédé sûr et stable dans le temps. Ainsi, nous n'avons retrouvé aucune différence significative selon l'âge (avant ou après 65 ans, $p=0,6502$), les étiologies ($p=0,2421$), la marque d'IC ($p=0,5604$), ou la technique chirurgicale d'insertion de l'électrode (cochléostomie ou fenêtre ronde,

p=0,3338). Nous n'avons pu établir de comparaisons pour la durée d'évolution de la surdité, et l'âge d'apparition de celle ci qui fut  valu es respectivement à 25,15 ans et 26,2%. Il est difficile de prendre en compte ces paramètres car notre population est constitu e pour la majorité d'adulte ( ge moyen de 50,27 ans) avec une surdité ancienne et cette estimation est approximative, les audiom tries de dépistage pas toujours conserv e par les patients. L'IC est une technique où le pourcentage d'échec et complications reste restreint, la taille de notre population ne nous a pas permis de mettre en évidence de facteur prédictifs car toutes les procédures ont donné de très bons résultats audiométriques et orthophoniques.

Dans la littérature, Blamey et al a réalisé en 2013 [79] une mise à jour de sa série étudiant les facteurs prédictifs men e en 1996 [80]. Il s'agissait d'une étude multicentrique (15 centres) internationale qui comptait 2251 patients. D'autres auteurs comme Lazard et al [81] Mosnier et al [72], Holden et al [82], Cosetti et al [83], Semenov et al [84] ont également étudié ces facteurs prédictifs et retrouvent des résultats similaires. Actuellement le mécanisme des facteurs prédictifs est mieux connu depuis la réalisation de travaux de recherche en neuro-physiologie de l'audition. Ils ont permis la compréhension de la maturation du cortex auditif, notamment pour les surdités pr linguales et des facteurs cognitifs qui influenceraient les résultats des IC chez les sourds post linguaux que nous avons évoqué plus tôt. D'autres facteurs physiologiques entreraient également en cause : la croissance osseuse chez l'enfant, les malformations, les traumatismes et toxicités associés aux étiologies.

De plus l'évolution des pratiques cliniques et chirurgicale fait que le nombre de personnes implant es augmente, ces patients sont implantés plus précocement. Les exigences des équipes d'IC changent et ne veulent plus seulement que leur patient entendent mais surtout entendent mieux sur toutes les fréquences afin d'améliorer la qualité sonore. Les pathologies comme les méningites bactériennes et fractures du rocher représentent des urgences d'implantation cochléaire. Les patients âgés sont de plus en plus candidats à l'implant cochléaire. Les connaissances des mécanismes histologiques cochléaires li es à l'introduction de l'électrode sont de mieux en mieux maîtrisés et la technologie des processeurs devient plus performante. Enfin il faut garder à l'esprit que nos patients implantés le seront probablement plusieurs fois dans leur existence, surtout chez les enfants prélinguale, du fait du risque de panne, de complications et d'amélioration technique du matériel implanté. les facteurs prédictifs

présents en 1996 lors de la première série de Blamey [80] sont encore présents en 2013 à moindre échelle. Ils ont surtout évolués avec l'émergence d'autres facteurs.

Nous allons dans un premiers temps exposer les facteurs prédictifs connus, puis les émergents et enfin ceux liés à la préservation de l'audition résiduelle.

En 1996, les facteurs prédictifs tels que la durée d'évolution de la surdité, l'âge d'implantation et de découverte de la surdité influençaient les performances auditives dans 21% des cas ; en 2013, cette influence serait moins importante et évaluée à 10%. Ces facteurs entraineraient une diminution des performances auditives. Plus la durée de la surdité augmente et plus les circuits auditifs centraux se détériorent. Les circuits neuronaux commenceraient à se détériorer lorsque la surdité sévère est présente à 60 ans ou si la durée de déprivation auditive est supérieure à 10 ans, celle ci entraine des répercussions auditives post IC majeures après une durée de 40ans. Ainsi L'appareillage précoce des surdités préserverait la plasticité cérébrale et améliorerait les résultats post implant. La décroissance des performances auditives serait évaluée à 0,83%/an pour les patients n'ayant pas été appareillés et à 0,45%/an pour les patients ayant porté une aide auditive bilatérale [71]. L'étiologie jouerait également un rôle dans le résultat attendu post IC. Les méningites bactériennes et les fractures du rocher bilatérales responsables de labyrinthites ossifiantes donneraient de moins bons résultats que la maladie de ménière et constituent une indication d'implantation bilatérale en urgence dans un délai de 1 mois. Le genre et le niveau social n'auraient pas de répercussion sur les résultats post IC.

Dans notre série, le choix du côté de l'implantation s'est porté sur la moins bonne oreille. Le choix de l'oreille implantée fut également étudié par Chen et al [85] ; la plus mauvaise oreille audiométrique est implantée dans 56% des cas et la meilleure dans 30% des cas. Il n'existe pas de différence entre les deux groupes. Si le niveau audiométrique est identique entre les deux oreilles, sera choisie celle avec la durée de déprivation auditive la plus courte.

La plus grande différence entre l'étude de 1996 et celle publiée en 2013 repose sur l'évolution des processeurs qui permet une amélioration rapide et très satisfaisante des performances audiométriques en post IC immédiat. Ainsi la compréhension des phrases en listes ouvertes passe de 40% avec un processeur de 1990 à 80% avec les processeurs actuels. L'évolution des techniques chirurgicales d'insertion de l'électrode ont également permis une amélioration des résultats auditifs ; les patients opérés avant 2005 montre

une décroissance à 5 ans de ces performances plus importantes que les patients opérés après cette période [86]. Les meilleurs résultats audiologiques sont obtenus lorsque plus de 85% des électrodes activées sont en position intra cochléaires. Dans notre étude, 3 patients ont présentés une insertion incomplète du porte-électrodes avec une électrode non insérée. Nous n'avons pas retrouvé de diminution des performances auditives post IC. Zeitler et al [87] a étudié l'effet de la désactivation d'électrodes. Ce geste a été réalisé volontairement chez 1% de sa population initiale qui comptait 1520 adulte et enfant. Les causes des désactivations sont souvent liées aux stimulations du nerf facial, mais également en cas de vertiges, douleur de joue, inconfort sonore. Au final seule une désactivation de plus de 5 électrodes amène une baisse des performances auditives.

Enfin, les personnes âgées de plus de 65 ans représenteraient une nouvelle cible des bénéficiaires d'IC. Dans notre série, 27,3% de la population avait plus de 65 ans avec un extrême à 76 ans. Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les moins et plus de 65 ans en terme de performances auditives la compréhension des mots dissyllabiques en post IC était de 70 +/- 12%. De nombreuses études s'intéressent à cette population [14], et retrouve des chiffres aussi favorables 83 +/- 23% (Mosnier et al [88]), avec un bénéfice attendu post IC équivalent à une population plus jeune. De plus, il n'existe pas d'augmentation de la morbidité au sein de cette population.

Dans cette étude, nous avons également abordé les mécanismes impliqués dans **la préservation de l'audition résiduelle** post IC. L'audition résiduelle moyenne fut mesurée sur les fréquences graves à 87,2 dB en pré implantation. La pose de l'implant cochléaire a entraîné une chute moyenne non significative de 10, 83 dB avec une moyenne post implantation de 95dB pour 6 patients évalués. Actuellement dans la littérature, de nombreuses équipes s'intéressent aux processus de préservation de l'audition résiduelle. Ce concept s'est développé avec l'extension des indications aux surdités sévères, où l'audition sur les fréquences graves est préservée. Cette conservation apporte un gain dans les performances auditives post implantation et semble dépendre pour une grande partie des caractéristiques techniques de l'électrode et de son insertion, avec notamment le passage par la fenêtre ronde ou la cochléostomie.

L'insertion de l'électrode dans la rampe tympanique induit des phénomènes d'ossification et de fibrose. La première évaluation des traumatismes cochléaires induits par l'électrode ont été décrits en 1985 par Sheperd et al. L'étude de ces phénomènes a donné lieu à plusieurs considérations. Premièrement, les chercheurs et concepteurs d'implant ont tenté de développer le porte-électrodes efficient qui essaie d'associer les meilleures performances auditives à l'électrode la plus atraumatique possible. Ainsi l'électrode idéale serait souple, au plus près du modiolus afin de diminuer la quantité d'énergie délivrée, avec plus de 85% d'électrodes en position intra cochléaire, une profondeur d'insertion limitée et un porte-électrodes placé dans la rampe tympanique ; en effet une migration vers la rampe vestibulaire provoque une diminution importante des résultats auditifs post IC.

Escudé et al [23], Ketten et al [89], ont analysé la relation entre les critères radiologiques de l'électrode implantée et les performances auditives. Les meilleurs résultats ont été définis à partir de l'angle d'insertion de l'électrode, reflet du pourcentage d'introduction des électrodes dans la cochlée. L'angle optimal à ne pas dépasser a été évalué à 400° . Une électrode insérée trop loin dans la rampe tympanique exposerait la cochlée à un risque accru de lésions (contorsion, dislocation). Les résultats radiologiques de localisation du porte-électrodes varieraient des résultats in vivo en fonction du type de scanner utilisé et selon l'entraînement du radiologue.

Richard et al [27] a étudié les traumatismes histologiques qui altèreraient l'audition résiduelle et les performances auditives lors du passage de l'électrode par la fenêtre ronde ou par la cochléostomie. L'utilisation de la fenêtre ronde fut la première décrite lors de la technique chirurgicale initiale. Il est retenu que cette voie serait la plus atraumatique. Mais les conditions chirurgicales ne sont pas toujours aussi favorables et la fenêtre ronde n'est pas forcément accessible. Il est alors recommandé de réaliser une cochléostomie plutôt que de fraiser la niche pour agrandir la fenêtre ronde. Dans la plupart des études il n'existe pas de différence significative en terme d'audition entre le passage par la fenêtre ronde ou la cochléostomie. Mais le fraisage de la fenêtre ronde entraîneraient plus de dommage histologiques intra cochléaires à type de néo ossification et fibrose qui prédomineraient au niveau du tour basal de la cochlée. Ce tissu cicatriciel péri électrode modifierait l'impédance de l'électrode [90] avec une augmentation des seuils énergétiques nécessaires à la stimulation électrique cochléaire. Cette ossification pourrait s'étendre à la rampe vestibulaire et bloquerait le flux des liquides périlymphatiques et créerait un hydrops. Cet hydrops jouerait un rôle crucial

dans l'altération des basses fréquences et donc de l'audition résiduelle. L'utilisation de corticostéroïde diminuerait les conséquences de la réaction inflammatoire cochléaire lors de l'insertion de l'électrode [91]. Des récepteurs aux glucocorticoïdes sont exprimés au niveau de la strie vasculaire, de l'organe de corti, du ganglion spiral, l'utilisation des corticoïdes inhiberait le TNF (tumor necrosis factor) et diminuerait par la même occasion les phénomènes inflammatoires au sein de l'oreille interne. Les corticoïdes peuvent être délivrés soit par voie transtympanique, soit par application contre la fenêtre ronde en mélangeant les corticoïdes à de l'acide hyaluronique / carboxyméthylcellulose. Plusieurs études [92] [93] [94] sur le porc de guinée ont préconisées l'instillation de corticoïdes directement dans la rampe tympanique après l'insertion de l'électrode. Cependant le contact des corticoïdes avec les électrodes entraîneraient une diminution de l'impédance, Paasche et al [95] a proposé un système de porte électrode recouvert d'iridium qui limiterait l'altération de l'impédance. Les applications locales entraînent des concentrations plus importantes de corticoïdes au niveau des liquides périlymphatiques que les administrations par voie générale intraveineuse.

L'audition résiduelle dépend donc non seulement des lésions histologiques secondaires liées à l'insertion de l'électrode mais aussi de la forme du porte électrode afin qu'il soit le plus atraumatique possible. Nguyen et al [96] a étudié une cohorte de 30 patients implantés dont l'audition résiduelle a été préservée. Il en ressort que la technique la plus conservatrice utilise des électrodes courtes, car les forces de frottement entre le silicone et l'endoste sont plus faibles. De plus les cochlées avec des diamètres plus larges entraîneraient une fuite de liquide périlymphatique plus importante, le diamètre du porte électrode ne variant pas, il est important de combler en fin d'intervention la voie d'insertion de l'électrode (par exemple : utilisation de bout de muscle temporaux encollés). Les longs porte-électrodes ont l'avantage de couvrir les fréquences graves situées à l'apex de la cochlée, mais ils sont associés à un taux plus faible de préservation de l'audition résiduelle. Ainsi deux attitudes peuvent être retenues : soit il existe une surdité profonde initiale avec une audition résiduelle médiocre ou absente, avec un faible pourcentage de réimplantation comme chez les personnes âgées et une électrode longue peut être envisagée d'emblée ; soit la perte auditive est plutôt sévère et l'audition résiduelle est présente, ou le patient sera à risque de réimplantation (enfant et adulte jeune), et une électrode plus courte sera mise en première intention. Lors de la réimplantation qui peut survenir du fait de la croissance de la boîte crânienne, de

l'évolution de la technologie, de la probabilité de pannes qui augmentent avec la durée de l'IC, une électrode plus longue sera placée en deuxième intention [97] [98].

La pose d'IC est une technique fiable reproductive avec **un faible taux de complications**. Dans notre série, nous avons retrouvé deux types d'évènements principaux : 2 cas de contrôle télémétrique per opératoire incomplet et 2 complications cutanées.

Concernant les contrôles télémétriques, il s'agissait de 2 électrodes pour un patient et une électrode pour l'autre inactive ; c'est à dire que lors du test NRT, celles ci tendaient vers l'infini. Cosetti et al [100] n'aurait pas retrouvé de lien entre un échec des NRT en per opératoire et les résultats audiométriques finaux à un an. La télémétrie serait surtout utile outre de s'assurer du bon fonctionnement de l'électrode dans la rampe tympanique, de permettre d'anticiper le programme d'activation de l'IC pour chaque patient en déterminant notamment pour les NRT les seuils T et C de confort.

Les autres complications post opératoires survenues étaient principalement cutanées, avec un hématome de la voie d'abord et un abcès ayant nécessité un drainage au bloc opératoire sans explantation associée. Concernant l'abcès, il s'agissait d'une infection à staphylocoque (souche sensible) chez une femme âgée (75 ans) qui présentait un portage commensal de la même souche de staphylocoque dans son conduit auditif externe (un prélèvement bactériologique l'avait identifié dans le conduit auditif controlatéral en post-opératoire). Ces patients ne présentaient pas de comorbidités associées type diabète, ou prise de traitement modifiant l'hémostase. Cunningham et al [101] retrouverait un taux d'infection général dans 4,1% de leur série qui comprenait 462 adultes et 271 enfants, dont 3% d'infection majeure avec nécessité de reprise chirurgicale. D'autres auteurs [36] [102] retrouveraient un taux qui varierait entre 1,7 et 3,3% , les complications cicatricielles surviendraient dans un pourcentage variable de 4,5 à 11,2%. Ces complications infectieuses peuvent donner lieu à une explantation dans 37% des cas. Lorsque l'explantation est envisagée, Cunningham conseille de laisser en place l'électrode en la coupant au ras du nerf facial afin d'éviter l'ossification de la cochlée qui limiterait une réimplantation. Un antécédent d'infection d'oreille moyenne serait un facteur de risque d'infection post opératoire. Ce type de complication surviendrait lors de la première année d'implantation, 27% en post opératoire précoce et 73% au cours des 11,2 mois post opératoires. Robinson et al [103] n'a pas montré de

diminution du taux d'infection avec et sans antibioprophylaxie, mais de manière générale l'ensemble des auteurs [104] [105] ont recours dans leur série à une antibioprophylaxie.

Pour lutter contre ces complications cutanées nous conseillons de réaliser des soins locaux de désinfection rigoureux, le port d'un pansement compressif pendant 48H afin de maintenir appliqué le lambeau cutané de décollement de la loge du processeur interne pour limiter le risque d'hématome, et d'encadrer le geste par une antibioprophylaxie à large spectre type amoxicilline - acide clavulanique ou céphalosporine de troisième génération.

Enfin, L'IC est un outil développé pour palier à un handicap représenté par la surdité sévère à profonde. Tout handicap implique une altération de **la qualité de vie socio professionnelle et familiale**, or les résultats sont exprimés essentiellement en terme de performances auditives. L'appréciation de l'efficacité de l'IC doit bénéficier d'une analyse globale qui évalue les répercussions de ce gain auditif sur la qualité de vie des patients. Dans notre étude, le taux de satisfaction était de 83,3% dont 66,6% de très satisfaits et 16,7% de satisfaits. 100% des patients seraient prêts à refaire l'intervention. De plus les patients ont pu s'exprimer librement sur leur ressenti après l'implantation cochléaire. Le patient peu satisfait de son IC a bénéficié d'une modification du programme d'activation avec ajout d'un effet de masking. A ce jour il est satisfait de son IC. Le principal souhait des patients serait de miniaturiser la partie externe de l'IC, car il est source d'un inconfort esthétique. Enfin un patient souhaiterait bénéficier d'une implantation bilatérale.

D'autres études [106] [107] [107] ont montré l'amélioration de la qualité de vie des patients implantés cochléaires mais également l'effet bénéfique sur la prise en charge des acouphènes et symptômes psychologiques. De plus, les patients présentant une surdité sévère semblent plus anxieux et dépressifs que les patients présentant une surdité profonde. La qualité de vie des patients implantés dépendrait fortement des symptômes psychologiques et des acouphènes associés. Mais il est difficile de comparer les études entre elles car de nombreux questionnaires ont été utilisés et varient selon les continents où ils étaient réalisés.

Concernant les acouphènes, notre étude a recensé 33,4% de patients acouphéniques. Dans la littérature, ils sont présents chez 34 à 93% de la population implantée en pré IC.

Le TQ (tinnitus questionnaire) réalisé dans l'étude de Olze et al [106] montre une diminution de la population qui présente des acouphènes majeurs en post IC de 23 à 13%, et 64% de la population générale de cette étude trouvait une amélioration de l'acouphène. Plusieurs auteurs dont Baguley et al [108] et Miyamoto et al [109] ont démontré que l'IC exercé un effet direct sur l'acouphène en réalisant un masking acoustique grâce à la stimulation nerveuse électrique. Dans 8% des cas l'acouphène serait aggravé, et le risque de développer un acouphène post IC serait compris entre 0 et 12%.

Nous clôturerons notre discussion en évoquant **l'avenir de l'implant cochléaire**. Quelques études préliminaires [110] sont actuellement réalisées sur la pose d'IC dans les surdités profondes unilatérales. En effet l'IC serait supérieur aux aides auditives, il améliorerait la perception et la localisation sonore. En ce qui concerne les progrès techniques, des travaux de recherche sont menés sur l'insertion du port électrodes directement dans le modiolum [111], la fibre optique serait alors utilisées à la place de la transmission électrique, et grâce au réflexe opto acoustique, la sélectivité fréquentielle serait améliorée ainsi que l'audition dans le bruit [112]. Enfin, l'administration de facteurs de croissance neurotrophiques des cellules de l'oreille interne est en cours de développement [113]. Nous pouvons citer comme principaux facteurs étudiés: le basic fibroblast growth factor (b-FGF), le brain-derived neurotrophic factor (BDNF) et le neutrophin 3 (NT-3). Enfin des progrès seront également attendus quant à la miniaturisation de la partie externe de l'implant cochléaire.

5 CONCLUSION

L'implant cochléaire représente une solution sûre et efficace dans la prise en charge du handicap auditif sévère à profond.

Cette fiabilité a entraîné une extension des indications d'implantation avec la diffusion auprès d'une population plus vaste comprenant notamment les séniors.

Un des enjeux actuels est représenté par l'implantation bilatérale qui permet en rétablissant l'audition binaurale une amélioration de la localisation sonore et de l'audition dans le bruit. Elle occupe actuellement une place de choix dans l'arsenal thérapeutique. En effet, il s'agit à la fois d'un souhait de la communauté scientifique et médicale mais également des patients déjà implantés d'un seul côté.

De plus, l'implant cochléaire a fait l'objet ces vingt dernières années de progrès technologiques considérables afin de mieux comprendre les phénomènes histologiques liés à l'insertion du faisceau d'électrodes et d'améliorer ainsi l'audition résiduelle. La compréhension de ses mécanismes est essentielle car les implantés d'aujourd'hui constitueront aussi une partie des patients implantés à venir, surtout parmi la population infantile.

Enfin devant l'augmentation du nombre de candidats à l'implantation, notre étude montre l'importance de l'extension régionale des centres de référence d'implantation cochléaire, afin d'assurer une couverture nationale optimale aux patients, associé à un réseau de soins de proximité.

6 BIBLIOGRAPHIE

- [1] Thierry Van Den Abbeele, Philippe Herman, Frédéric Portier, Rémi Marianowski, Henri Copin, "Embryologie de l'oreille interne," *EMC - Oto-rhino-laryngologie*. 1997.
- [2] Bernard Biacabe, Pierre Bonfils, Thierry Mom, "Anatomie fonctionnelle des voies auditives," *EMC - Oto-rhino-laryngologie*. p. 1-7 [Article 20-022-A-10], 1999.
- [3] Jean-Pierre Sauvage, Stéphane Puyraud, Olivier Roche, "Anatomie de l'oreille interne," *EMC - Oto-rhino-laryngologie*. p. 1-16 [Article 20-020-A-10], 1999.
- [4] *Analyse de Fourier et applications: filtrage, calcul numérique et ondelettes*. [[éditions Masson|Masson]], 1990.
- [5] P. A. R. Nouvian, D. Malinvaud, T. Van den Abbeele, J.-L. Puel, P. Bonfils, "Physiologie de l'audition," *EMC - Oto-rhino-laryngologie*. p. 1-14 [Article 20-030-A-10], 2006.
- [6] C.-H. Chouard, "Histoire de l'implant cochléaire," *Annales francaises d'oto-rhino-laryngologie et de pathologie cervico-faciale*, vol. 127, pp. 288-296, 2010.
- [7] C.-H. Chouard, P. MacLéod, and B. Meyer, "Réhabilitation chirurgicale des surdités totales et des surdi-mutités," *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, vol. 94,3, pp. 64-72, 1977.
- [8] Haute Autorité de Santé, "TRAITEMENT DE LA SURDITÉ PAR POSE D'IMPLANTS COCHLÉAIRES OU D'IMPLANTS DU TRONC CÉRÉBRAL."
- [9] E. N. Garabedian, N. Loundon, M. Mondain, J. P. Piron, S. Roman, and J. M. Triglia, "[Pediatric cochlear implants]," *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico faciale: bulletin de la Société d'oto-laryngologie des hôpitaux de Paris*, vol. 120, no. 3, pp. 139-51, Jun. 2003.
- [10] L. Molinier, H. Bocquet, V. Bongard, and B. Fraysse, "The economics of cochlear implant management in France: a multicentre analysis.," *The European journal of health economics: HEPAC: health economics in prevention and care*, vol. 10, no. 3, pp. 347-55, Jul. 2009.
- [11] D.bouccara and L.Collet, "Méthodes d'explorations fonctionnelles auditives," in in *Traité d'ORL*, 2008, pp. 15-31.
- [12] M. Luntz, T. Balkany, A. V Hodges, and F. F. Telischi, "Cochlear implants in children with congenital inner ear malformations." *Archives of otolaryngology--head & neck surgery*, vol. 123, no. 9, pp. 974-7, Sep. 1997.
- [13] A. Martini, M. Mazzoli, M. Rosignoli, P. Trevisi, S. Maggi, G. Enzi, and G. Crepaldi, "Hearing in the elderly: a population study," *Audiology: official organ of the International Society of Audiology*, vol. 40, no. 6, pp. 285-93.
- [14] J. H. Clark, J. Yeagle, A. I. Arbaje, F. R. Lin, J. K. Niparko, and H. W. Francis, "Cochlear implant rehabilitation in older adults: literature review and proposal of a conceptual framework.," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 60, no. 10, pp. 1936-45, Oct. 2012.
- [15] C. D. Mulrow, C. Aguilar, J. E. Endicott, R. Velez, M. R. Tuley, W. S. Charlip, and J. A. Hill, "Association between hearing impairment and the quality of life of elderly individuals," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 38, no. 1, pp. 45-50, Jan. 1990.
- [16] K. Albers, "Hearing loss and dementia: new insights," *Minnesota medicine*, vol. 95, no. 1, pp. 52-4, Jan. 2012.

- [17] I.Mosnier, D.bouccara, E.Ambert-Dahan, E.Herelle-Dupuy, A.Bozorg-Grayeli, E.Ferrary, and O.Sterkers, "Bénéficé del'implant cochléaire chez le sujet âgé," *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, vol. 121,1, pp. 41–46, 2004.
- [18] J. R. Wyatt, J. K. Niparko, M. Rothman, and G. deLissovoy, "Cost utility of the multichannel cochlear implants in 258 profoundly deaf individuals," *The Laryngoscope*, vol. 106, no. 7, pp. 816–21, Jul. 1996.
- [19] H. W. Francis, N. Chee, J. Yeagle, A. Cheng, and J. K. Niparko, "Impact of cochlear implants on the functional health status of older adults," *The Laryngoscope*, vol. 112, no. 8 Pt 1, pp. 1482–8, Aug. 2002.
- [20] F.Espitalier, N.Durand, J.Boyer, M.Gayet-Delacroix, O.Malard, and P.Bordure, "Stratégie diagnostique devant une surdité de l'adulte," *EMC - Oto-rhino-laryngologie*. p. 7(2): 1–12, 2012.
- [21] S. française D'audiologie, *Guide des Bonnes Pratiques enAudiom trie de l'Adulte*. .
- [22] K.Marsot-Dupuch and M.Gayet-Delacroix, "Imagerie du système cochléo-vestibulaire," *J Radiol*, vol. 80, pp. 351–362, 1999.
- [23] B. Escudé, C. James, O. Deguine, N. Cochard, E. Eter, and B. Fraysse, "The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes." *Audiology & neuro-otology*, vol. 11 Suppl 1, pp. 27–33, Jan. 2006.
- [24] C. J. James, B. Fraysse, O. Deguine, T. Lenarz, D. Mawman, A. Ramos, R. Ramsden, and O. Sterkers, "Combined electroacoustic stimulation in conventional candidates for cochlear implantation." *Audiology & neuro-otology*, vol. 11 Suppl 1, pp. 57–62, Jan. 2006.
- [25] B. Fraysse, A. R. Mac as, O. Sterkers, S. Burdo, R. Ramsden, O. Deguine, T. Klenzner, T. Lenarz, M. M. Rodriguez, E. Von Wallenberg, and C. James, "Residual hearing conservation and electroacoustic stimulation with the nucleus 24 contour advance cochlear implant." *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 27, no. 5, pp. 624–33, Aug. 2006.
- [26] D.bouccara, I.Mosnier, D.Bernardeschi, E.Ferrary, and O.Sterkers, "implants cochléaires chez l'adulte," *La revue de médecine interne*, no. 33, pp. 143–149, 2012.
- [27] C. Richard, J. N. Fayad, J. Doherty, and F. H. Linthicum, "Round window versus cochleostomy technique in cochlear implantation: histologic findings.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 33, no. 7, pp. 1181–7, Sep. 2012.
- [28] B. Mangus, A. Rivas, B. S. Tsai, D. S. Haynes, and J. T. Roland, "Surgical techniques in cochlear implants." *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 45, no. 1, pp. 69–80, Mar. 2012.
- [29] G. M. O'Donoghue and T. P. Nikolopoulos, "Minimal access surgery for pediatric cochlear implantation.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 23, no. 6, pp. 891–4, Nov. 2002.
- [30] T. Kiratzidis, W. Arnold, and T. Iliades, "Veria operation updated. I. The trans-canal wall cochlear implantation," *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 64, no. 6, pp. 406–12.
- [31] J. Kronenberg, L. Migirov, and W. D. Baumgartner, "The suprameatal approach in cochlear implant surgery: our experience with 80 patients," *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 64, no. 6, pp. 403–5.

- [32] T. Kiratzidis, T. Iliades, and W. Arnold, "Veria Operation. II. Surgical results from 101 cases," *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 64, no. 6, pp. 413–6.
- [33] L. Migirov, A. Yakirevitch, and J. Kronenberg, "Surgical and medical complications following cochlear implantation: comparison of two surgical approaches." *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 68, no. 4, pp. 213–9, Jan. 2006.
- [34] T. Ovesen and L. V Johansen, "Post-operative problems and complications in 313 consecutive cochlear implantations," *The Journal of laryngology and otology*, vol. 123, no. 5, pp. 492–6, May 2009.
- [35] F. Venail, M. Sicard, J. P. Piron, A. Levi, F. Artieres, A. Uziel, and M. Mondain, "Reliability and complications of 500 consecutive cochlear implantations," *Archives of otolaryngology--head & neck surgery*, vol. 134, no. 12, pp. 1276–81, Dec. 2008.
- [36] R. A. Hoffman and N. L. Cohen, "Complications of cochlear implant surgery," *The Annals of otology, rhinology & laryngology. Supplement*, vol. 166, pp. 420–2, Sep. 1995.
- [37] J. Gosepath, K. Lippert, A. Keilmann, and W. J. Mann, "Analysis of fifty-six cochlear implant device failures," *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 71, no. 3, pp. 142–7, Jan. 2009.
- [38] A.-A. D. Lassig, T. A. Zwolan, and S. A. Telian, "Cochlear implant failures and revision.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 26, no. 4, pp. 624–34, Jul. 2005.
- [39] M. Côté, P. Ferron, F. Bergeron, and R. Bussi eres, "Cochlear reimplantation: causes of failure, outcomes, and audiologic performance." *The Laryngoscope*, vol. 117, no. 7, pp. 1225–35, Jul. 2007.
- [40] J. J. Thom, M. L. Carlson, M. D. Olson, B. A. Neff, C. W. Beatty, G. W. Facer, and C. L. W. Driscoll, "The prevalence and clinical course of facial nerve paresis following cochlear implant surgery," *The Laryngoscope*, vol. 123, no. 4, pp. 1000–4, Apr. 2013.
- [41] G. J. Gianoli and J. M. Kartush, "Delayed facial palsy after acoustic neuroma resection: the role of viral reactivation," *The American journal of otology*, vol. 17, no. 4, pp. 625–9, Jul. 1996.
- [42] V. Franco-Vidal, D.-Q. Nguyen, J. Guerin, and V. Darrouzet, "Delayed facial paralysis after vestibular schwannoma surgery: role of herpes viruses reactivation--our experience in eight cases.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 25, no. 5, pp. 805–10, Sep. 2004.
- [43] D. E. Brackmann, L. M. Fisher, M. Hansen, A. Halim, and W. H. Slattery, "The effect of famciclovir on delayed facial paralysis after acoustic tumor resection," *The Laryngoscope*, vol. 118, no. 9, pp. 1617–20, Sep. 2008.
- [44] F. M. Sullivan, I. R. C. Swan, P. T. Donnan, J. M. Morrison, B. H. Smith, B. McKinstry, R. J. Davenport, L. D. Vale, J. E. Clarkson, V. Hammersley, S. Hayavi, A. McAteer, K. Stewart, and F. Daly, "Early treatment with prednisolone or acyclovir in Bell's palsy." *The New England journal of medicine*, vol. 357, no. 16, pp. 1598–607, Oct. 2007.
- [45] E. C. Quant, S. S. Jeste, R. H. Muni, A. V Cape, M. K. Bhussar, and A. Y. Peleg, "The benefits of steroids versus steroids plus antivirals for treatment of Bell's palsy: a meta-analysis.," *BMJ (Clinical research ed.)*, vol. 339, p. b3354, Jan. 2009.

- [46] D. M. Zeitler, C. L. Budenz, and J. T. Roland, "Revision cochlear implantation," *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 17, no. 5, pp. 334–8, Oct. 2009.
- [47] M. Sainz, J. Garcia-Valdecasas, and J. M. Ballesteros, "Complications and pitfalls of cochlear implantation in otosclerosis: a 6-year follow-up cohort study.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 30, no. 8, pp. 1044–8, Dec. 2009.
- [48] S. Berrettini, D. A. Vito, L. Bruschini, S. Passeti, and F. Forli, "Facial nerve stimulation after cochlear implantation: our experience." *Acta otorhinolaryngologica Italica: organo ufficiale della Società italiana di otorinolaringologia e chirurgia cervico-facciale*, vol. 31, no. 1, pp. 11–6, Feb. 2011.
- [49] D. C. Kelsall, J. K. Shallop, T. G. Brammeier, and E. C. Prenger, "Facial nerve stimulation after Nucleus 22-channel cochlear implantation." *The American journal of otology*, vol. 18, no. 3, pp. 336–41, May 1997.
- [50] S. L. Cushing, B. C. Papsin, and K. A. Gordon, "Incidence and characteristics of facial nerve stimulation in children with cochlear implants." *The Laryngoscope*, vol. 116, no. 10, pp. 1787–91, Oct. 2006.
- [51] M. Polak, S. A. Ulubil, A. V. Hodges, and T. J. Balkany, "Revision cochlear implantation for facial nerve stimulation in otosclerosis," *Archives of otolaryngology--head & neck surgery*, vol. 132, no. 4, pp. 398–404, Apr. 2006.
- [52] J. T. Roland, T. C. Huang, and N. L. Cohen, "Revision cochlear implantation," *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 39, no. 4, pp. 833–9, viii–ix, Aug. 2006.
- [53] S. Puri, J. L. Dornhoffer, and P. E. North, "Contact dermatitis to silicone after cochlear implantation." *The Laryngoscope*, vol. 115, no. 10, pp. 1760–2, Oct. 2005.
- [54] L. D. Kunda, K. R. Stidham, M. M. Inserra, P. S. Roland, D. Franklin, and J. B. Roberson, "Silicone allergy: A new cause for cochlear implant extrusion and its management," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 27, no. 8, pp. 1078–82, Dec. 2006.
- [55] L. Migirov, J. Kronenberg, and A. Volkov, "Local tissue response to cochlear implant device housings.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 32, no. 1, pp. 55–7, Jan. 2011.
- [56] H. J. Lim, E.-S. Lee, H. Y. Park, K. Park, and Y.-H. Choung, "Foreign body reaction after cochlear implantation." *International journal of pediatric otorhinolaryngology*, vol. 75, no. 11, pp. 1455–8, Nov. 2011.
- [57] L. Migirov, R. Taitelbaum-Swead, M. Hildesheimer, and J. Kronenberg, "Revision surgeries in cochlear implant patients: a review of 45 cases," *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, vol. 264, no. 1, pp. 3–7, Jan. 2007.
- [58] N. Vaid, J. T. Roland, and S. Vaid, "Extracochlear electrode extrusion," *Cochlear implants international*, vol. 12, no. 3, pp. 177–80, Aug. 2011.
- [59] J. T. Roland, A. J. Fishman, S. B. Waltzman, G. Alexiades, R. A. Hoffman, and N. L. Cohen, "Stability of the cochlear implant array in children," *The Laryngoscope*, vol. 108, no. 8 Pt 1, pp. 1119–23, Aug. 1998.

- [60] R. D. Cullen, J. N. Fayad, W. M. Luxford, and C. A. Buchman, "Revision cochlear implant surgery in children.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 29, no. 2, pp. 214–20, Feb. 2008.
- [61] Y.-L. M. Ying, J. W. Lin, J. S. Oghalai, and R. A. Williamson, "Cochlear implant electrode misplacement: incidence, evaluation, and management.," *The Laryngoscope*, vol. 123, no. 3, pp. 757–66, Mar. 2013.
- [62] R. A. Tange, W. Grolman, and A. Maat, "Intracochlear misdirected implantation of a cochlear implant.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 126, no. 6, pp. 650–2, Jun. 2006.
- [63] K. D. Brown, S. S. Connell, T. J. Balkany, A. E. Eshraghi, F. F. Telischi, and S. A. Angeli, "Incidence and indications for revision cochlear implant surgery in adults and children.," *The Laryngoscope*, vol. 119, no. 1, pp. 152–7, Jan. 2009.
- [64] A. L. Marlowe, J. E. Chinnici, A. Rivas, J. K. Niparko, and H. W. Francis, "Revision cochlear implant surgery in children: the Johns Hopkins experience.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 31, no. 1, pp. 74–82, Jan. 2010.
- [65] A. Rivas, A. L. Marlowe, J. E. Chinnici, J. K. Niparko, and H. W. Francis, "Revision cochlear implantation surgery in adults: indications and results.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 29, no. 5, pp. 639–48, Aug. 2008.
- [66] I. Hochmair-Desoyer and K. Burian, "Reimplantation of a molded scala tympani electrode: impact on psychophysical and speech discrimination abilities.," *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, vol. 94, no. 1 Pt 1, pp. 65–70.
- [67] D. S. Lazard, P. Bordure, G. Lina-Granade, J. Magnan, R. Meller, B. Meyer, E. Radafy, P.-E. Roux, D. Gnansia, V. Péan, and E. Truy, "Speech perception performance for 100 post-lingually deaf adults fitted with Neurelec cochlear implants: Comparison between Digisonic® Convex and Digisonic® SP devices after a 1-year follow-up.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 130, no. 11, pp. 1267–73, Nov. 2010.
- [68] D. Bodmer, D. B. Shipp, J. M. Ostroff, A. H. C. Ng, S. Stewart, J. M. Chen, and J. M. Nedzelski, "A comparison of postcochlear implantation speech scores in an adult population.," *The Laryngoscope*, vol. 117, no. 8, pp. 1408–11, Aug. 2007.
- [69] D. S. Lazard, A.-L. Giraud, D. Gnansia, B. Meyer, and O. Sterkers, "Understanding the deafened brain: implications for cochlear implant rehabilitation.," *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, vol. 129, no. 2, pp. 98–103, Apr. 2012.
- [70] F. Champoux, F. Lepore, J.-P. Gagné, and H. Théoret, "Visual stimuli can impair auditory processing in cochlear implant users.," *Neuropsychologia*, vol. 47, no. 1, pp. 17–22, Jan. 2009.
- [71] D. S. Lazard, H. J. Lee, M. Gaebler, C. A. Kell, E. Truy, and A. L. Giraud, "Phonological processing in post-lingual deafness and cochlear implant outcome.," *NeuroImage*, vol. 49, no. 4, pp. 3443–51, Feb. 2010.
- [72] I. Mosnier, E. Ambert-Dahan, M. Smadja, E. Ferrary, D. Bouccara, A. Bozorg-Grayeli, and O. Sterkers, "[Performances and complications of cochlear implant in 134 adult patients implanted since 1990].," *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico faciale: bulletin de la Société d'oto-laryngologie des hôpitaux de Paris*, vol. 123, no. 2, pp. 71–8, Apr. 2006.

- [73] J. M. Gaylor, G. Raman, M. Chung, J. Lee, M. Rao, J. Lau, and D. S. Poe, "Cochlear implantation in adults: a systematic review and meta-analysis," *JAMA otolaryngology-- head & neck surgery*, vol. 139, no. 3, pp. 265–72, Mar. 2013.
- [74] R. J. Eapen and C. A. Buchman, "Bilateral cochlear implantation: current concepts," *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 17, no. 5, pp. 351–5, Oct. 2009.
- [75] E. C. Schafer, A. M. Amlani, A. Seibold, and P. L. Shattuck, "A meta-analytic comparison of binaural benefits between bilateral cochlear implants and bimodal stimulation," *Journal of the American Academy of Audiology*, vol. 18, no. 9, pp. 760–76, Oct. 2007.
- [76] I. Mosnier, O. Sterkers, J.-P. Bebear, B. Godey, A. Robier, O. Deguine, B. Fraysse, P. Bordure, M. Mondain, D. Bouccara, A. Bozorg-Grayeli, S. Borel, E. Ambert-Dahan, and E. Ferrary, "Speech performance and sound localization in a complex noisy environment in bilaterally implanted adult patients," *Audiology & neuro-otology*, vol. 14, no. 2, pp. 106–14, Jan. 2009.
- [77] G. J. Basura, R. Eapen, and C. A. Buchman, "Bilateral cochlear implantation: current concepts, indications, and results," *The Laryngoscope*, vol. 119, no. 12, pp. 2395–401, Dec. 2009.
- [78] C. C. Dunn, W. Noble, R. S. Tyler, M. Kordus, B. J. Gantz, and H. Ji, "Bilateral and unilateral cochlear implant users compared on speech perception in noise," *Ear and hearing*, vol. 31, no. 2, pp. 296–8, Apr. 2010.
- [79] P. Blamey, F. Artieres, D. Başkent, F. Bergeron, A. Beynon, E. Burke, N. Dillier, R. Dowell, B. Fraysse, S. Gallégo, P. J. Govaerts, K. Green, A. M. Huber, A. Kleine-Punte, B. Maat, M. Marx, D. Mawman, I. Mosnier, A. F. O'Connor, S. O'Leary, A. Rousset, K. Schauwers, H. Skarzynski, P. H. Skarzynski, O. Sterkers, A. Terranti, E. Truy, P. Van de Heyning, F. Venail, C. Vincent, and D. S. Lazard, "Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients," *Audiology & neuro-otology*, vol. 18, no. 1, pp. 36–47, Jan. 2013.
- [80] P. Blamey, P. Arndt, F. Bergeron, G. Bredberg, J. Brimacombe, G. Facer, J. Larky, B. Lindström, J. Nedzelski, A. Peterson, D. Shipp, S. Staller, and L. Whitford, "Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants," *Audiology & neuro-otology*, vol. 1, no. 5, pp. 293–306.
- [81] D. S. Lazard, C. Vincent, F. Venail, P. Van de Heyning, E. Truy, O. Sterkers, P. H. Skarzynski, H. Skarzynski, K. Schauwers, S. O'Leary, D. Mawman, B. Maat, A. Kleine-Punte, A. M. Huber, K. Green, P. J. Govaerts, B. Fraysse, R. Dowell, N. Dillier, E. Burke, A. Beynon, F. Bergeron, D. Başkent, F. Artières, and P. J. Blamey, "Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time," *PloS one*, vol. 7, no. 11, p. e48739, Jan. 2012.
- [82] L. K. Holden, C. C. Finley, J. B. Firszt, T. A. Holden, C. Brenner, L. G. Potts, B. D. Gotter, S. S. Vanderhoof, K. Mispagel, G. Heydebrand, and M. W. Skinner, "Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants," *Ear and hearing*, vol. 34, no. 3, pp. 342–60.
- [83] M. K. Cosetti and S. B. Waltzman, "Outcomes in cochlear implantation: variables affecting performance in adults and children," *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 45, no. 1, pp. 155–71, Feb. 2012.
- [84] Y. R. Semenov, R. Martinez-Monedero, and J. K. Niparko, "Cochlear implants: clinical and societal outcomes," *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 45, no. 5, pp. 959–81, Oct. 2012.

- [85] J. M. Chen, D. Shipp, A. Al-Abidi, A. Ng, and J. M. Nedzelski, "Does choosing the 'worse' ear for cochlear implantation affect outcome?," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 22, no. 3, pp. 335–9, May 2001.
- [86] D. R. Friedland and C. Runge-Samuels, "Soft cochlear implantation: rationale for the surgical approach.," *Trends in amplification*, vol. 13, no. 2, pp. 124–38, Jun. 2009.
- [87] D. M. Zeitler, A. K. Lalwani, J. T. Roland, M. G. Habib, D. Gudis, and S. B. Waltzman, "The effects of cochlear implant electrode deactivation on speech perception and in predicting device failure.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 30, no. 1, pp. 7–13, Jan. 2009.
- [88] I. Mosnier, D. Bouccara, E. Ambert-Dahan, E. Herelle-Dupuy, A. Bozorg-Grayeli, E. Ferrary, and O. Sterkers, "Bénéfice de l'implant cochléaire chez le sujet âgé," *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, vol. 21, no. 1, pp. 41–46, 2004.
- [89] D. R. Ketten, M. W. Skinner, G. Wang, M. W. Vannier, G. A. Gates, and J. G. Neely, "In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays.," *The Annals of otology, rhinology & laryngology. Supplement*, vol. 175, pp. 1–16, Nov. 1998.
- [90] G. M. Clark, S. A. Shute, R. K. Shepherd, and T. D. Carter, "Cochlear implantation: osteoneogenesis, electrode-tissue impedance, and residual hearing.," *The Annals of otology, rhinology & laryngology. Supplement*, vol. 166, pp. 40–2, Sep. 1995.
- [91] T. R. van de Water, C. T. Dinh, R. Vivero, G. Hoosien, A. A. Eshraghi, and T. J. Balkany, "Mechanisms of hearing loss from trauma and inflammation: otoprotective therapies from the laboratory to the clinic.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 130, no. 3, pp. 308–11, Mar. 2010.
- [92] K. Niedermeier, S. Braun, C. Fauser, J. Kiefer, R. K. Straubinger, and T. Stark, "A safety evaluation of dexamethasone-releasing cochlear implants: comparative study on the risk of otogenic meningitis after implantation.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 132, no. 12, pp. 1252–60, Dec. 2012.
- [93] A. A. Eshraghi, E. Adil, J. He, R. Graves, T. J. Balkany, and T. R. Van De Water, "Local dexamethasone therapy conserves hearing in an animal model of electrode insertion trauma-induced hearing loss.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 28, no. 6, pp. 842–9, Sep. 2007.
- [94] S. Quesnel, Y. Nguyen, M. Elmaleh, A. B. Grayeli, E. Ferrary, O. Sterkers, and V. Couloigner, "Effects of systemic administration of methylprednisolone on residual hearing in an animal model of cochlear implantation.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 131, no. 6, pp. 579–84, Jun. 2011.
- [95] G. Paasche, F. Bockel, C. Tasche, A. Lesinski-Schiedat, and T. Lenarz, "Changes of postoperative impedances in cochlear implant patients: the short-term effects of modified electrode surfaces and intracochlear corticosteroids.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 27, no. 5, pp. 639–47, Aug. 2006.
- [96] Y. Nguyen, I. Mosnier, S. Borel, E. Ambert-Dahan, D. Bouccara, A. Bozorg-Grayeli, E. Ferrary, and O. Sterkers, "Evolution of electrode array diameter for hearing preservation in cochlear implantation.," *Acta oto-laryngologica*, vol. 133, no. 2, pp. 116–22, Feb. 2013.

- [97] T. J. Balkany, S. S. Connell, A. V Hodges, S. L. Payne, F. F. Telischi, A. A. Eshraghi, S. I. Angeli, R. Germani, S. Messiah, and K. L. Arheart, "Conservation of residual acoustic hearing after cochlear implantation," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 27, no. 8, pp. 1083–8, Dec. 2006.
- [98] S. Helbig, G. P. Rajan, T. Stöver, M. Lockley, J. Kuthubutheen, and K. M. Green, "Hearing preservation after cochlear reimplantation.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 34, no. 1, pp. 61–5, Jan. 2013.
- [99] B. J. Gantz, C. Turner, K. E. Gfeller, and M. W. Lowder, "Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing.," *The Laryngoscope*, vol. 115, no. 5, pp. 796–802, May 2005.
- [100] M. K. Cosetti, W. H. Shapiro, J. E. Green, B. R. Roman, A. K. Lalwani, S. H. Gunn, J. T. Roland, and S. B. Waltzman, "Intraoperative neural response telemetry as a predictor of performance.," *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, vol. 31, no. 7, pp. 1095–9, Sep. 2010.
- [101] C. D. Cunningham, W. H. Slattery, and W. M. Luxford, "Postoperative infection in cochlear implant patients.," *Otolaryngology--head and neck surgery: official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 131, no. 1, pp. 109–14, Jul. 2004.
- [102] S. A. Telian, H. K. El-Kashlan, and H. A. Arts, "Minimizing wound complications in cochlear implant surgery.," *The American journal of otology*, vol. 20, no. 3, pp. 331–4, May 1999.
- [103] P. J. Robinson and S. Chopra, "Antibiotic prophylaxis in cochlear implantation: current practice.," *The Journal of laryngology and otology. Supplement*, vol. 18, pp. 20–1, Jan. 1989.
- [104] J. T. Rubinstein, B. J. Gantz, and W. S. Parkinson, "Management of cochlear implant infections.," *The American journal of otology*, vol. 20, no. 1, pp. 46–9, Jan. 1999.
- [105] N. L. Cohen and R. A. Hoffman, "Complications of cochlear implant surgery in adults and children.," *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, vol. 100, no. 9 Pt 1, pp. 708–11, Sep. 1991.
- [106] H. Olze, A. J. Szczepek, H. Haupt, U. Förster, N. Zirke, S. Gräbel, and B. Mazurek, "Cochlear implantation has a positive influence on quality of life, tinnitus, and psychological comorbidity.," *The Laryngoscope*, vol. 121, no. 10, pp. 2220–7, Oct. 2011.
- [107] A. Hirschfelder, S. Gräbel, and H. Olze, "The impact of cochlear implantation on quality of life: the role of audiologic performance and variables.," *Otolaryngology--head and neck surgery: official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 138, no. 3, pp. 357–62, Mar. 2008.
- [108] D. M. Baguley and M. D. Atlas, "Cochlear implants and tinnitus.," *Progress in brain research*, vol. 166, pp. 347–55, Jan. 2007.
- [109] R. T. Miyamoto and B. G. Bichey, "Cochlear implantation for tinnitus suppression.," *Otolaryngologic clinics of North America*, vol. 36, no. 2, pp. 345–52, Apr. 2003.
- [110] S. M. Kamal, A. D. Robinson, and R. C. Diaz, "Cochlear implantation in single-sided deafness for enhancement of sound localization and speech perception.," *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 20, no. 5, pp. 393–7, Oct. 2012.

- [111] B. Volckaerts, A. R. Corless, A. Mercanzini, A. M. Silmon, A. Bertsch, C. Van Himbeeck, J. Wasikiewicz, M. Vanden Bulcke, P. Vadgama, and P. Renaud, "Technology developments to initiate a next generation of cochlear implants," *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2007, pp. 515–8, Jan. 2007.
- [112] G. I. Wenzel, S. Balster, K. Zhang, H. H. Lim, U. Reich, O. Massow, H. Lubatschowski, W. Ertmer, T. Lenarz, and G. Reuter, "Green laser light activates the inner ear.," *Journal of biomedical optics*, vol. 14, no. 4, p. 044007.
- [113] S. Barriat, A. Poirrier, B. Malgrange, and P. Lefebvre, "Hearing preservation in cochlear implantation and drug treatment," *Advances in oto-rhino-laryngology*, vol. 67, pp. 6–13, Jan. 2010.

7 ANNEXES

Annexe 1 : Avis tarifs sécurité sociale de l'implant cochléaire

6 mars 2009

JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

Texte 125 sur 139

Avis et communications

AVIS DIVERS

MINISTÈRE DE LA SANTÉ ET DES SPORTS

Avis relatif aux tarifs et aux prix limites de vente au public (PLV) en euros TTC de produits visés à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale

NOR : SASS0905053V

En application de la convention entre le comité économique des produits de santé et les sociétés Advanced Bionics, Cochlear, Neurelec et Vibrant Med El, les tarifs et les prix limites de vente (PLV) en euros TTC des produits visés ci-dessous sont fixés comme suit :

CODE	DÉSIGNATION	TARIF en € TTC	PLV en € TTC
2350922	Implant coch ou tronc cérébral, processeur, forfait annuel accessoires.	100,00	100,00
2325090	Implant coch ou tronc cérébral, processeur, forfait annuel piles jetables.	120,00	120,00
2326941	Implant coch ou tronc cérébral, processeur, chargeur et batteries rechargeables.	600,00	600,00
3421417	Implant coch, Advanced Bionics, HiRes 90k Bionic Ear.	16 000,00	16 000,00
3458797	Implant coch, Cochlear, Nucleus Freedom.	16 000,00	16 000,00
3471585	Implant coch, Cochlear, Nucleus double faisceaux.	16 000,00	16 000,00
3451192	Implant coch, Neurelec, Digisonic SP.	16 000,00	16 000,00
3453297	Implant coch, Vibrant MED-EL, Pulsar CI100.	16 000,00	16 000,00
3419892	Implant coch, Vibrant MED-EL, Sonata TI100.	16 000,00	16 000,00
3417580	Implant tronc cérébral, Cochlear, Nucleus ABI24M.	16 000,00	16 000,00
3426165	Implant tronc cérébral, Neurelec, Digisonic SP ABI.	16 000,00	16 000,00
3418384	Implant tronc cérébral, Vibrant MED-EL, Pulsar CI100 ABI.	16 000,00	16 000,00
3436293	Implant tronc cérébral, Vibrant MED-EL, Sonata TI100 ABI.	16 000,00	16 000,00
3435106	Implant coch, processeur, Advanced Bionics, HiRes.	6 000,00	6 000,00
3473940	Implant coch, processeur, Advanced Bionics, Clarion.	6 000,00	6 000,00
3474655	Implant coch ou tronc cérébral, processeur, Cochlear, Nucleus.	6 000,00	6 000,00
3462155	Implant coch ou tronc cérébral, Neurelec, processeur.	6 000,00	6 000,00
3471600	Implant coch ou tronc cérébral, processeur, Vibrant MED-EL, Pulsar ou Sonata.	6 000,00	6 000,00

Annexe 2 : Liste de Fournier

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes dissyllabiques

J.-E. Fournier

Patient

Date	Voix M F	Voix M F	Voix M F	Voix M F	Voix M F
Audiomètre	F	F	F	F	F
Opérateur	CD 2 piste				
Observations	1 33 63	2 34 64	3 35 65	4 36 66	5 37 67
	le bouchon	le râteau	le souci	le congé	le grillon
	souper	donjon	tripot	mouton	terrain
	rondin	sergent	balai	roseau	soulier
	grumeau	crémier	vallon	frelon	gazon
	rebut	niveau	saindoux	lapin	faisceau
	glaçon	refrain	brigand	traité	billet
	réchaud	veston	rouleau	caillot	rabais
	coffret	forban	défi	radis	plateau
	gamin	bûcher	bambin	bâton	cordons
	clavier	cachot	secret	ruban	ticket
	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

Voix M F	Voix M F	Voix M F	Voix M F	Voix M F
F	F	F	F	F
CD 2 piste				
6 38 68	7 39 69	8 40 70	9 41 71	10 42 72
le pigeon	le repas	le dentier	le nougat	le poussin
carnet	complot	boulon	devis	chevreau
noyau	savon	hameau	baquet	forfait
jardin	curé	conflit	débris	mari
portrait	sanglot	bonnet	guichet	bosquet
blason	poulet	fusil	bijou	garçon
salut	chaînon	rayon	cahier	sifflet
délai	sachet	bandeau	goujon	boîtier
sabot	remous	relais	dessin	cahot
jumeau	coquin	canon	coteau	taudis
/ 10	/ 10	/ 10	/ 10	/ 10

Annexe 3 : Liste de Lafon

AUDIOMETRIE VOCALE

Listes cochléaires

Test phonétique de J.-C. Lafon

Patient

Date	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
Audiomètre					
Opérateur	CD 1 piste				
Observations	11 15	12 16	13 17	14 18	15 19
	bru	bec	bouche	beurre	béat
	lande	dru	rôde	rude	date
	face	franc	feinte	fane	frein
	neige	bouge	jute	lange	range
	dague	gomme	ligne	figue	gale
	sec	rut	cure	latte	souk
	tôle	pale	moule	mousse	lègue
	meule	thème	sème	pic	mate
	fine	orne	anis	laine	naisse
	prend	épais	pour	patte	port
	serre	tard	gris	ronge	sauf
	peinte	soie	somme	selle	taille
	voûte	teinte	rase	menthe	avis
	tri	vif	sente	vieux	muse
	thèse	sauve	poche	bis	biche
	arche	fiche	sève	chape	meurt
	pigne	pagne	agneau	caille	digne
	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50

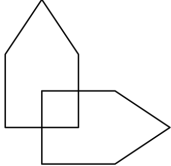
Voix M	Voix M	Voix M	Voix M	Voix M
CD 1 piste				
16 20	17 21	18 22	19 23	20 24
ronde	buse	bock	brun	botte
fade	code	dîne	vide	danse
beige	foule	frais	fort	effet
grue	fange	mage	cage	gel
couche	gaule	gland	rogne	gaffe
lasse	cran	soc	coule	suc
pâme	allait	loi	mêle	pelle
anneau	monte	mien	rime	amont
épée	nasse	coupe	néant	panne
race	près	bras	pouce	brun
soute	sac	assaut	trou	sœur
motte	tord	nier	pince	tir
vide	rave	rente	dote	vanne
case	bise	vote	bave	chose
niche	sèche	seize	fez	ponte
bien	brou	roche	chasse	signe
ligne	vigne	maille	hargne	chaume
/ 50	/ 50	/ 50	/ 50	/ 50

Phonetically Balanced Kindergarten (PBK) lists (Haskins, 1949)

LIST 1		LIST 2	
1. PLEASE	26. SMILE	1. LAUGH	26. PATH
2. GREAT	27. BATH	2. FALLS	27. FEED
3. SLED	28. SLIP	3. PASTE	28. NEXT
4. PANTS	29. RIDE	4. PLOW	29. WRECK
5. RAT	30. END	5. PAGE	30. WASTE
6. BAD	31. PINK	6. WEED	31. CRAB
7. PINCH	32. THANK	7. GRAY	32. PEG
8. SUCH	33. TAKE	8. PARK	33. FREEZE
9. BUS	34. CART	9. WAIT	34. RACE
10. NEED	35. SCAB	10. FAT	35. BUD
11. WAYS	36. LAY	11. AX	36. DARN
12. FIVE	37. CLASS	12. CAGE	37. FAIR
13. MOUTH	38. ME	13. KNIFE	38. SACK
14. RAG	39. DISH	14. TURN	39. GOT
15. PUT	40. NECK	15. GRAB	40. AS
16. FED	41. BEEF	16. ROSE	41. GREW
17. FOLD	42. FEW	17. LIP	42. KNEE
18. HUNT	43. USE	18. BEE	43. FRESH
19. NO	44. DID	19. BET	44. TRAY
20. BOX	45. HIT	20. HIS	45. CAT
21. ARE	46. POND	21. SING	46. ON
22. TEACH	47. POT	22. ALL	47. CAMP
23. SLICE	48. OWN	23. BLESS	48. FIND
24. IS	49. BEAD	24. SUIT	49. YES
25. TREE	50. SHOP	25. SPLASH	50. LOUD

Annexe 5 : Mini Mental Test de Folstein

MINI-MENTAL TEST DE FOLSTEIN

Score maximal	Score	
5	ORIENTATION (1 point par réponse juste) - En quelle année sommes-nous ? - Quelle saison ? - Quel mois ? - Quelle est la date ? - Quel est le jour ?
5	- Dans quel pays sommes-nous ? - Quelle ville ? - Quel département ? - Quel est le nom de l'hôpital ? (ou adresse du médecin) - Quelle salle ? (ou endroit, cabinet, etc,...)
3	APPRENTISSAGE Donner 3 noms d'objets au rythme de un par seconde (ex : cigare, fleur, porte) ; à la répétition immédiate compter 1 par réponses correctes. Répéter jusqu'à ce que les 3 mots soient appris. Compter le nombre d'essais (ne pas coter).
5	ATTENTION ET CALCUL Compter à partir de 100 en retirant 7 à chaque fois. Arrêter après 5 soustractions. Noter le nombre de réponses correctes.
3	RAPPEL Demander les 3 noms d'objets présentés auparavant (1 point par mot correct)
9	LANGAGE - Dénommer un stylo, une montre (2 points) - Répéter : "Il n'y a pas de mais, ni de si, ni de et" (1 point) - Exécuter un ordre triple : "Prenez un papier dans la main droite, pliez le en deux et jetez le sur le plancher" (1 point par item correct) - Copier le dessin suivant (1 point) : Tous les angles doivent être présents  - Ecrire une phrase spontanée (au moins 1 sujet et 1 verbe, sémantiquement correcte, mais la grammaire et l'orthographe son indifférentes (1 point)
TOTAL (30)	
Apprécier le niveau de vigilance sur un continuum : Vigile Obnubilé Stupeur Coma		

Détérioration intellectuelle légère entre 21 et 15 points ; modérée entre 5 et 15 ; sévère au-dessous de 5

Annexe 6 : Bilan pré implant enfant service d'ORL CHU Limoges

BILAN PREIMPLANTATION COCHLEAIRE ENFANT

AUDIOMETRIE

-Enfant stade pré lingual

- PEAs (2 tests)
- Audiométrie comportementale tonale + Gain prothétique

-Enfant stade post lingual

- Audiométrie comportementale tonale et vocale (seuil d'intelligibilité à 70 dB)
- Gain prothétique

IMAGERIE

- TDM rochers
- IRM cérébrale

BILAN GENERAL : CONSULTATION PEDIATRIQUE

- Date **Dr Cécile LAROCHE**
Service de Pédiatrie
HME- Limoges
Tél : 05 55 05 68 80

CS AUDIOPROTHESISTE

- Date **Mr Sébastien PARES**
Amplifon,
19 Place Manigne, Limoges
Tél : 05 55 32 45 50

BILAN ORTHOPHONIQUE

- Date **Mme Elise DURIN**
Service d'ORL
CHU Limoges
Tél : 05 55 05 62 84

BILAN PSYCHOLOGIQUE

- Date **Mme VINCENT**
IRES Aimé Labregère
1 rue Henri Barbusse, 87000 Limoges
Tél : 05 55 01 42 56

VACCINATIONS

- Prevenar

Et

- Anti-haemophilus :

-injection à 2, 3, 4, 16 mois

Vaccin diphtérie, tétanos, poliomyélite, coqueluche, haemophilus b :
INFANRIXQUINTA, PENTAVAC

Vaccin diphtérie, tétanos, poliomyélite, coqueluche, haemophilus b, hépatite B :
INFANRIXHEXA

Annexe 7 : Bilan pré implant adulte service d'ORL CHU Limoges

**BILAN PREIMPLANTATION COCHLEAIRE
ADULTE**

AUDIOMETRIE

- PEAs
- Audiométrie tonale et vocale
- Gain prothétique en tonal et vocal

IMAGERIE

- TDM rochers
- IRM cérébrale

CS AUDIOPROTHESISTE

- Date **Mr Sébastien PARES**
Amplifon,
19 Place Manigne, Limoges
Tél : 05 55 32 45 50

BILAN ANESTHESIQUE

- Date **Dr Patrice BOULOGNE**
Consultation d'Anesthésie
CHU Limoges
Tél : 05 55 05 62 82

BILAN GERIATRIQUE / PSYCHOLOGIQUE

- Date **Dr PERICHOUX**
Service de Gériatrie
CHU Limoges
Tél : 05 55 05 86 21

BILAN ORTHOPHONIQUE

- Date **Mme Elise DURIN**
Service d'ORL
CHU Limoges
Tél : 05 55 05 62 84

VACCINATION

- Prevenar

Annexe 8 : Questionnaire pré implant APHAB (ABBREVIATED PROFILE OF HEARING AID BENEFIT)

APHAB – FORMULAIRE A

<p>Instructions:</p> <p>Veillez sélectionner les réponses qui correspondent le mieux votre expérience quotidienne. Si vous n'avez pas connu la situation que nous décrivons, essayez d'imaginer comment vous répondriez dans une situation similaire que vous connaissez.</p>	<p>A Toujours (99%) B Presque Toujours (87%) C En général (75%) D La moitié du temps (50%) E Parfois (25%) F Rarement (12%) G Jamais (1%)</p>
--	--

	Non appareillé	Appareillé
1. Quand je suis dans un supermarché plein de monde et que je parle avec la caissière, j'arrive à suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
2. Quand j'écoute une conférence, beaucoup d'informations sont perdues pour moi.	A B C D E F G	A B C D E F G
3. Des bruits inattendus, tels qu'un détecteur de fumée ou une sonnerie d'alarme, me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
4. J'ai de la peine à suivre une conversation quand je suis chez moi, avec quelqu'un de ma famille.	A B C D E F G	A B C D E F G
5. J'ai de la peine à comprendre les dialogues au cinéma ou au théâtre.	A B C D E F G	A B C D E F G
6. Quand j'écoute les informations en voiture et que des membres de ma famille sont en train de parler, j'ai de la peine à entendre les nouvelles.	A B C D E F G	A B C D E F G
7. Quand je dîne avec plusieurs personnes et que j'essaie d'avoir une conversation avec l'une d'entre elles, j'ai de la peine à comprendre ce qu'elle dit.	A B C D E F G	A B C D E F G
8. Les bruits de la circulation sont trop forts.	A B C D E F G	A B C D E F G
9. Quand je parle avec quelqu'un à travers une grande pièce vide, je comprends ses paroles.	A B C D E F G	A B C D E F G
10. Quand je suis dans un petit bureau, en train de poser ou de me faire poser des questions, j'ai de la peine à suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
11. Quand je suis dans une salle de cinéma ou de théâtre et que les gens murmurent et froissent du papier autour de moi, j'arrive quand même à comprendre le dialogue.	A B C D E F G	A B C D E F G
12. Quand j'ai une conversation avec un ami et que nous parlons doucement, j'ai de la peine à comprendre.	A B C D E F G	A B C D E F G



A Toujours (99%)
B Presque Toujours (87%)
C En général (75%)
D La moitié du temps (50%)
E Parfois (25%)
F Rarement (12%)
G Jamais (1%)

		Non appareillé	Appareillé
13.	Les bruits d'eau courante, chasse d'eau ou douche par exemple, sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
14.	Quand un orateur parle à un petit groupe et que tout le monde écoute calmement, je dois faire un effort pour comprendre.	A B C D E F G	A B C D E F G
15.	Lors d'une conversation tranquille avec mon médecin, dans son cabinet de consultation, il m'est difficile de suivre la conversation.	A B C D E F G	A B C D E F G
16.	Je comprends les conversations même quand plusieurs personnes sont en train de parler.	A B C D E F G	A B C D E F G
17.	Les bruits de chantier sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
18.	J'ai de la peine à comprendre ce qui se dit lors de conférences ou de services religieux.	A B C D E F G	A B C D E F G
19.	J'arrive à communiquer avec les autres dans une foule.	A B C D E F G	A B C D E F G
20.	Le bruit de la sirène d'un camion de pompiers à proximité est si fort que je dois me boucher les oreilles.	A B C D E F G	A B C D E F G
21.	Je peux suivre le sermon, lors d'un service religieux.	A B C D E F G	A B C D E F G
22.	Les crissements de pneus sont trop forts et me sont pénibles.	A B C D E F G	A B C D E F G
23.	Dans des conversations en tête à tête, dans une pièce calme, je dois demander aux gens de répéter.	A B C D E F G	A B C D E F G
24.	J'ai du mal à comprendre les autres quand un système d'air conditionné ou un ventilateur est en marche.	A B C D E F G	A B C D E F G

Annexe 9 : Questionnaire de satisfaction post implant

FICHE DE SATISFACTION

Etes-vous satisfait de votre implant cochléaire ?

- non satisfait, pourquoi ?.....
- peu satisfait, pourquoi ?.....
- satisfait
- très satisfait

L'implantation serait à refaire, la referiez-vous ?

- non
- oui

Aviez-vous des acouphènes (sifflements ou bourdonnements d'oreille) avant la chirurgie ?

- non
- oui

Si oui, l'implant vous a-t-il amélioré ?

- non
- oui

8 LISTE DES ABRÉVIATIONS

IC : Implant cochléaire

CCI : Cellules ciliées internes

CCE : Cellules ciliées externes

SCN : Système nerveux central

dB : décibels

dB HL : décibels hearing level

dB SPL : décibels sound pressure level

Hz : Hertz

FC : Fréquence caractéristique

HAS : Haute autorité de santé

MIGAC : Missions d'intérêt général et à l'aide à la contractualisation

LPPR : Liste des produits et prestations remboursables

CCAM : Classification commune des actes médicaux

OMS : Organisation mondiale de la santé

PEA : Potentiels évoqués auditifs

ASSR : Auditory steady state response

TDM : Tomodensitométrie

IRM : Imagerie par résonnance magnétique

9 TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Embryogénèse : formation de la vésicule otique	27
Figure 2 : Développement du canal cochléaire chez l'homme	28
Figure 3 : Développement ultrastructural de l'organe de Kolliker vu au ME à balayage	29
Figure 4 : Développement terminal de l'organe de Kölliker	30
Figure 5 : Développement de l'organe de kölliker	30
Figure 6 : Anatomie de l'oreille	32
Figure 7 : Photographie membrane tympanique normale	33
Figure 8 : La chaîne ossiculaire	34
Figure 9 : Le Labyrinthe membraneux	34
Figure 10 : Cochlée vue en ME à balayage	35
Figure 11 : Le canal cochléaire	35
Figure 12 : Organe de Corti	36
Figure 13 : Organe de Corti vu en ME à balayage	37
Figure 14 : Voies auditives supérieures	37
Figure 15 : Schématisation de l'onde sonore	38
Figure 16 : Représentation des différents types de son	40
Figure 17 : Représentation sensibilité auditive humaine	40
Figure 18 : Courbes isosoniques	41
Figure 19 : La localisation sonore	42
Figure 20 : Flux périlymphatique dans la rampe tympanique et vestibulaire	44
Figure 21 : Tonotopie de la cochlée	44
Figure 22 : Cellule ciliée externe	47
Figure 23 : Cellule ciliée interne	47
Figure 24 : Phase locking	48
Figure 25 : Phénomène de Fletcher	51
Figure 26 : Premier IC type bobine / électrode	53
Figure 27 : Différents degrés de surdité	55
Figure 28 : Surdités post linguales	56
Figure 29 : Surdités pré linguales	56
Figure 30 : Convention audiométriques d'annotation des résultats	60
Figure 31 : Exemple d'audiométrie tonale	60
Figure 32 : Exemple audiométrie vocale	61
Figure 33 : Le TEN test	62
Figure 34 : Potentiels évoqués auditifs	63
Figure 35 : Corrélation des ondes PEA et niveaux d'intégration tronc cérébral	64
Figure 36 : Exemple de PEA seuils	64
Figure 37 : Electrocochléographie	65
Figure 38 : Détermination scannographique de la taille de la cochlée	69
Figure 39 : IRM conduit auditif et oreille interne	69
Figure 40 : Exemple d'Implant cochléaire	71
Figure 41 : Partie externe de l'IC	71
Figure 42 : Aspect extérieur de l'IC	72
Figure 43 : Partie Interne du Processeur	72
Figure 44 : Différentes étapes du traitement du stimulus sonore son par l'IC	73
Figure 45 : IC Medel avec électrode FLEX	74
Figure 46 : IC Neurelec digisonic SP	74
Figure 47 : IC Cohléar CI24RE	74
Figure 48 : IC binaural Neurelec digisonic SP	77

<i>Figure 49 : Instrumentation</i>	80
<i>Figure 50 : Ancillaire et monitoring du nerf facial</i>	80
<i>Figure 51 : Repérage pré opératoire avec les gabarits et l'injection de bleu de méthylène</i>	81
<i>Figure 52 : Repère anatomique mastoïdectomie</i>	82
<i>Figure 53 : Repères anatomiques tympanotomie postérieure</i>	82
<i>Figure 54 : Anatomie de la gouttière postérieure</i>	83
<i>Figure 55 : Fraisage du lit de l'implant</i>	83
<i>Figure 56 : Cochléostomie / Fenêtre ronde</i>	84
<i>Figure 57 : photographie per opératoire de l'insertion du faisceau d'électrode</i>	85
<i>Figure 58 : Les différentes étapes de la voie d'abord supra méatale</i>	85
<i>Figure 59 : Contrôle scannographique de la voie d'abord supra méatale</i>	86
<i>Figure 60 : Potentiel d'action composé</i>	88
<i>Figure 61 : Test d'impédance (Neurelec)</i>	88
<i>Figure 62 : Radiographie de l'implant en fin d'intervention</i>	88
<i>Figure 63 : MAP avec détermination des niveaux C et T</i>	98
<i>Figure 64 : Sex ratio</i>	106
<i>Figure 65 : Répartition de la population par tranche d'âge</i>	107
<i>Figure 66 : Etiologies des surdités</i>	107
<i>Figure 67 : Répartition des implants cochléaires</i>	109
<i>Figure 68 : Histogramme des seuils audiométriques pré et post IC</i>	111
<i>Figure 69 : % d'intelligibilité pré IC + AA</i>	112
<i>Figure 70 : % d'intelligibilité en post IC seul</i>	113
<i>Figure 71 : % d'intelligibilité au test du lotosonore</i>	114
<i>Figure 72 : % d'intelligibilité des non-mots</i>	115
<i>Figure 73 : % de reconnaissance des mots monosyllabiques</i>	116
<i>Figure 74 : % d'intelligibilité des mots dissyllabiques</i>	118
<i>Figure 75 : % d'intelligibilité des phrases à la voix</i>	119
<i>Figure 76 : % d'intelligibilité des phrases dans le bruit</i>	121
<i>Figure 77 : % d'intelligibilité en condition binaurale</i>	122
<i>Figure 78 : Evaluation de l'audition binaurale dans le bruit</i>	123
<i>Figure 79 : Répartition des résultats auditifs en fonction de l'âge d'implantation</i>	125
<i>Figure 80 : Evaluation des performances auditives après 65ans</i>	125
<i>Figure 81 : Evaluation des performances auditives selon les étiologies</i>	126
<i>Figure 82 : Evaluation des performances auditives selon la marque de l'IC</i>	127
<i>Figure 83 : Influence de l'insertion de l'électrode par cochléostomie / fenêtre ronde</i>	128
<i>Figure 84 : Moyenne de l'audition résiduelle en pré IC</i>	130

Sources des figures

Figure de 1 à 13 : Encyclopédie médico-chirurgicale (EMC) d'ORL

Figure 14 et 20 : Restice.Univ-Montp2.Fr

Figure 15, 16, 17, 19, 24 : Richard, D., & Orsal, D. (2001) Neurophysiologie, Organisation et fonctionnement du système nerveux

Figure 25,33 : monographie amplifon

Figure 26 : Pr C.-H. Chouard

Figure 30 : Guide des bonnes pratiques en audiophonologie

*Figure 38, 39, 56 : B. Escudé (2006) "The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes." *Audiology & neuro-otology**

Figure 52, 53, 54 : Chirurgie des temps osseux - nantesorl.free.fr

Figure 59,58 : Veria operation, « the supra meatal approach »

10 TABLE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1 : Caractéristiques des différents IC</i>	75
<i>Tableau 2 : Récapitulatif de la population implantée</i>	110
<i>Tableau 3 : Gain en conduction aérienne</i>	110
<i>Tableau 4 : Gain prothétique en audiométrie vocale</i>	112
<i>Tableau 5 : % de reconnaissance lotosonore</i>	114
<i>Tableau 6 : % de reconnaissance des non-mots</i>	115
<i>Tableau 7 : % Reconnaissance à 3mois lotosonore</i>	116
<i>Tableau 8 : % reconnaissance des mots monosyllabiques</i>	117
<i>Tableau 9 : Résultats à 3 mois des mots monosyllabiques</i>	117
<i>Tableau 10 : % de reconnaissance des mots dissyllabiques</i>	118
<i>Tableau 11 : Résultats à 3 mois mots dissyllabiques</i>	119
<i>Tableau 12 : % de reconnaissance des phrases à la voix</i>	120
<i>Tableau 13 : Résultats à 3 mois des phrases à la voix</i>	120
<i>Tableau 14 : % de reconnaissance des phrases dans le bruit</i>	121
<i>Tableau 15 : Résultats à 3 mois des phrases dans le bruit</i>	121
<i>Tableau 16 : % de reconnaissance en condition d'audition binaurale</i>	123
<i>Tableau 17 : Résultats audition binaurale à 3mois</i>	123
<i>Tableau 18 : % de reconnaissance en condition binaurale dans le bruit</i>	124
<i>Tableau 19 : % d'intelligibilité après 65 ans</i>	126
<i>Tableau 20 : % d'intelligibilité selon les étiologies</i>	127
<i>Tableau 21 : % d'intelligibilité selon la marque de l'IC</i>	127
<i>Tableau 22 : % d'intelligibilité cochléostomie / fenêtre ronde</i>	128
<i>Tableau 23 : Evaluation de l'audition résiduelle en pré IC</i>	130
<i>Tableau 24 : Comparaison audition résiduelle pré et post IC</i>	131

LE SERMENT D'HIPPOCRATE

« Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me le demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque. »

Evaluation des performances auditives des patients implantés cochléaires au CHU de Limoges : à propos de 22 cas

RÉSUMÉ

Le but de notre étude était d'analyser les performances auditives des patients implantés cochléaires dans le service d'ORL du CHU de Limoges entre le 1^{er} octobre 2010 et le 31 mars 2013. L'objectif secondaire de cette étude rétrospective était d'analyser l'influence de facteurs prédictifs des résultats auditifs, d'évaluer l'audition résiduelle ainsi que les complications.

22 patients ont bénéficié de la pose unilatérale d'un implant cochléaire dont 21 adultes et 1 enfant. L'âge moyen de la population était de 50,27 ans dont 27,3% avaient plus de 65 ans. Les étiologies des surdités retrouvaient 50% de surdités congénitales (n=11), 18,3% de presbyacousies (n=4), 13,6% de surdités brusques (n=3), 9,1% de surdités post chimiothérapie (n=2), 4,5% de maladie de Ménière (n=1) et 4,5% de fracture bilatérale du rocher (n=1).

L'implant cochléaire a permis une amélioration très significative de l'intelligibilité lors des différents tests vocaux. Le gain en conduction aérienne était de 68,16dB. Les facteurs prédictifs tels que l'âge, l'étiologie, la marque de l'implant, ou l'insertion de l'électrode par la fenêtre ronde ou la cochléostomie) n'ont pas montré de différence significative en terme de gain auditif. L'audition résiduelle a été relativement préservée avec une moyenne auditive sur les fréquences graves de 95 dB. 3 patients ont présenté des complications dont 1 abcès du site opératoire avec révision chirurgicale sans explantation, 1 hématome de la loge de l'implant et 1 vertiges de résolution spontanée.

L'implant cochléaire représente une solution sûre et efficace de la prise en charge des surdités sévères à profondes. Cette fiabilité encourage l'extension des indications vers la pose bilatérale et la population des séniors.

MOTS CLÉS : Implant cochléaire, gain en conduction aérienne, performances auditives, facteurs prédictifs, audition résiduelle, complications.

Analyse hearing performances of cochlear implant in Limoges teaching hospital : about 22 patients implanted

ABSTRACT

The main aim of our retrospective study was to analyse hearing performances among cochlear implanted patients in the otorhinolaryngology unit of Limoges teaching hospital from october 1st 2010 to March 31st 2013. The secondary objectives were to analyse the influence of the hearing results predictive factors, to evaluate residual hearing and also to analyse complications.

22 patients were included and have benefited from a unilateral cochlear implant, such as 21 adults and one child. The mean age of the population was 50.27 years old, and 27.3% were older than 65 years old. The main encountered etiologies were: 50 % of congenital deafness, 18.3% of "presbycusis", 13.6% of sudden deafness, 9.1% of post- chemotherapy or secondary to chemotherapy deafness, 4.5% of Meniere disease, 4.5% of bilateral tympanal bone fracture.

Cochlear implant has permitted a significant improvement of intelligibility during the different vocal tests. The arian conduction benefit was 68.1 dB. No significant difference concerning hearing gain predictive factors was identified among age, etiology, the implant trademark, or the insertion of the electrode through the round window or through cochleostomy. Residual audition was preserved with an auditive average on grave frequencies of 95 dB. 3 complications were identified: 1 abcess which needed surgery without explantation, 1 haematoma and 1 vertigo of spontaneous recovery.

The cochlear implant represents a safe and effective solution of severe or deep deafness. This reliability motivates the indication extension towards bilateral implants and to senior populations.

KEYWORDS: cochlear implant, aerian benefit conduction, improvement of intelligibility, predictive factors, complications.