

Contrôle de l'insertion d'un implant cochléaire à l'aide d'un outil mécatronique

Cochlear Implant Insertion with a Mechatronic Tool

Y Nguyen, M Miroir, G Kazmitcheff, D Bernardeschi, O Sterkers

Service d'ORL - Groupe Hospitalier la Pitié Salpêtrière - Unité d'otologie, implants auditifs et chirurgie de la base du crâne - AP-HP - Paris.

Université Paris VI Pierre et Marie Curie - France.

UMR-S 1159 Inserm - Université Paris VI Pierre et Marie Curie - France.

Mots clés

- ◆ Implant cochléaire
- ◆ Robotique
- ◆ Traumatisme
- ◆ Force d'insertion
- ◆ Hypoacousie
- ◆ Surdité
- ◆ Handicap neurosensoriel

Résumé

Les implants cochléaires sont aujourd'hui insérés manuellement avec un contrôle limité des forces d'insertions. Garantir la qualité d'insertion lors de l'implantation cochléaire pourrait avoir un intérêt dans la diminution du traumatisme lors de l'acte chirurgical afin d'améliorer la préservation de l'audition résiduelle et les structures de l'oreille interne. Il sera ainsi possible d'améliorer les résultats de la réhabilitation de l'audition à l'aide des implants cochléaires.

Nous avons mis au point un banc d'essai expérimental comprenant des modèles artificiels et anatomiques de *scala tympani* ainsi que des méthodes de mesure des forces d'insertion des implants cochléaires. Trois sites de lésions intra cochléaires ont été identifiés : le point d'entrée dans la cochlée, la région de 180  correspondant au virage dans le tour basal et la fin du premier tour. Nous avons pu mettre en évidence qu'une insertion manuelle génère des  coups et pics d'effort contrairement à une insertion motorisée dont le profil est continu et prédictible d'une insertion à une autre. L'analyse des forces d'insertions permet aussi de différencier des insertions normales d'insertions traumatiques. En cas de blocage de la progression de l'implant ou de repliement en épingle, un changement, en début d'insertion, (<10 mm) de l'élévation de la force d'insertion et de sa valeur maximale (0,3 à 0,6 N vs 0.15 N pour une insertion normale) sont observés. L'ensemble de ces résultats ont conduit à la conception d'un outil d'insertion mécatronique capable d'insérer un implant cochléaire avec une maîtrise de la force d'insertion à la limite du domaine de perception haptique de la main humaine. Cet outil embarque un capteur d'effort et un actionneur linéaire alignés en série. Il devrait être un outil supplémentaire dans le but d'améliorer la réhabilitation des surdités de perception par l'implant cochléaire.

Keywords

- ◆ Cochlear implant
- ◆ Robotics
- ◆ Trauma
- ◆ Insertion force
- ◆ Deafness
- ◆ Neurosensory handicap

Abstract

Cochlear implants are routinely manually inserted, with limited control of insertion forces. Controlling the quality of insertion during cochlear implantation, should reduce trauma to inner ear structures to enhance preoperative residual hearing preservation. This could participate to improvement of speech performances of implanted patients.

We have set up a test bench comprising, artificial and anatomical models of scala tympani with cochlear implant insertion force measurements. Three intracochlear lesion sites have been identified: entry point into cochlea, 180  region corresponding to first turn, and the end of the first turn. We have shown that manual insertion could generate peaks and jolts, contrary to motorized insertion which has smoother and a more predictable insertion profile. Insertion force analysis allows detecting abnormal insertions. In case of array progression blocking, or tip fold-over, a sudden rise of insertion forces is observed at the beginning of the insertion (<10 mm) and its final peak is higher (0,3 to 0,6 N vs 0.15 N for a normal insertion).

These results have led to the conception of a mechatronic tool allowing a force controlled cochlear array insertion. This tool embeds a linear actuator and a force sensor in serial. It could be an additional tool to help the surgeon to perform a less traumatic surgical procedure to enhance rehabilitation of neurosensory deafness with cochlear implants.

L'implant cochléaire est une prothèse auditive partiellement implantable qui permet de stimuler électriquement le nerf auditif. La possibilité de stimuler électriquement le nerf auditif pour générer des sensations auditives a été découverte en 1957 (1). Quatre groupes de pionniers, Burian et Hochmair (Vienne), Chouard (Paris), Clark (Melbourne) et Michelson et Merzenich (San Francisco) ont dans les années 70 mis au point des implants cochléaires qui quarante ans plus tard sont de-

venus des dispositifs fiables et performants (2). Ils sont maintenant employés pour restaurer la fonction auditive des patients présentant une surdité bilatérale totale ou profonde avec des performances vocales inférieure à 50 % à 65 dB en champ libre avec des prothèses bien adaptées (3). Il représente une véritable révolution dans la prise en charge de la surdité pour l'otologie moderne. La perte définitive d'eventuels restes auditifs est longtemps rest e comme une conséquence in luc-

Correspondance :

Yann Nguyen, Service d'ORL - Groupe Hospitalier la Pitié Salp triere - Unité d'otologie, implants auditifs et chirurgie de la base du crâne - AP-HP - Paris.

E-mail : yann.nguyen@inserm.fr

Disponibile en ligne sur www.acad-chirurgie.fr

1634-0647 - à 2014 Académie nationale de chirurgie. Tous droits réservés.

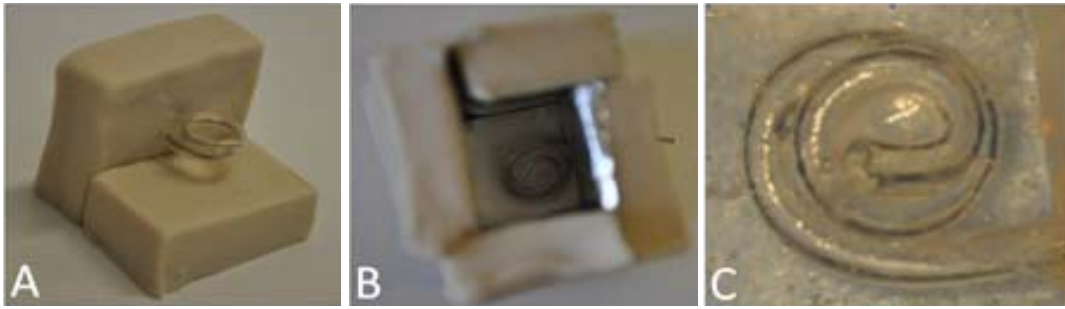


Figure 1 : Réalisation de modèle de *scala tympani* en résine époxy.
 A. Un cathéter préalablement conformé à l'aide d'un fil métallique aux dimensions de la *scala tympani* est positionné dans un moule de pâte à modeler. B. Ce moule a ensuite été rempli de résine transparente. C. Modèle final (vue X6).

table de l'ouverture de la cochlée et de l'insertion de l'implant, restreignant l'usage de cette technologie à des patients atteints de surdité profonde ou totale (4). Durant la dernière décennie, l'évolution des techniques chirurgicales et le développement de nouveaux portes-électrodes ont permis l'extension des indications à un nombre plus large de patients ayant gardé une audition résiduelle. Lorsqu'un patient présente une perte auditive, celle-ci est dans la majorité des cas incomplète. L'audition mesurable restante est appelée audition résiduelle, le plus souvent dans les fréquences graves. Cette audition résiduelle peut être exploitée afin de restaurer partiellement l'audition. Elle peut ainsi être amplifiée par des aides auditives conventionnelles mais ne permet pas à elle seule de rétablir l'intelligibilité de la parole.

Actuellement, les défis chirurgicaux à relever sont premièrement de réduire la morbidité de la voie d'abord par la réalisation de voies d'abord mini-invasives, deuxièmement de mieux préserver les structures de l'oreille interne lors de l'insertion du porte-électrodes pour augmenter les chances de conserver l'audition résiduelle et de faciliter les implantations multiples inéluctables au cours de la vie des enfants et des jeunes adultes. De plus, une réduction des lésions anatomiques lors de l'implantation devrait être associée à une diminution de la fibrose et ainsi, de la consommation électrique des implants (5). Les implants sont insérés avec un angle d'insertion allant de 270° (3/4 premier tour) à 720° (deux tours) suivant le spectre fréquentiel qu'il est nécessaire de couvrir et réhabiliter. Cet angle d'insertion dépend non seulement de la longueur de l'électrode insérée (de 16 à 30 mm), de son type (droite ou avec un enroulement préformé) mais aussi des dimensions de la cochlée du patient.

En dehors du développement des processeurs et stratégies de codage, c'est en améliorant la chirurgie sur tous ces points que l'on pourra espérer un gain de performances auditives des patients implantés par rapport aux résultats actuels. Les fabricants d'implants se sont lancés dans une course à la miniaturisation et à la souplesse des porte-électrodes (6). L'insertion idéale serait atraumatique pour la cochlée : une ouverture cochléaire atraumatique avec un minimum de fuite pérymphatique de saignement et de débris tissulaires, un axe d'insertion au centre de la *scala tympani*, une absence de lésions des structures de l'oreille interne (fracture de la lame des contours, rupture de la membrane basilaire, lésions épithéliales et vasculaires du mur latéral) lors de l'insertion. Cette insertion sera ajustée individuellement au patient en fonction de sa pathologie, de sa perte auditive et de la morphologie de sa cochlée (malformations, ossification, dimensions). Compte tenu de la technique chirurgicale et de la technologie des porte-électrodes actuels nécessitant l'insertion de l'implant dans la rampe tympanique, les résultats semblent opérateur-dépendant.

Une première option envisagée pour pallier les limitations humaines et techniques actuelles est le recours à des agents pharmacologiques otoprotecteurs comme des anti-inflammatoires, antioxydants ou facteurs de croissance (7-9). Une autre option est d'avoir recours à des outils intelligents permettant d'augmenter les capacités humaines comme des

outils robotisés. Ces deux options semblent complémentaires et seront probablement combinées dans le futur.

Mise au point de modèles artificiels, anatomiques et animaux d'implantation cochléaire

Problématique

Afin d'étudier les forces d'insertion mises en jeu lors de l'implantation, nous avons développé différents modèles de *scala tympani*. L'objectif du modèle idéal serait de permettre la visualisation de l'implant sur toute sa longueur durant sa progression dans la cochlée en temps réel et d'avoir des caractéristiques physiques très proches ou identiques à celle de la cochlée humaine. Ce chapitre décrit les modèles mis au point dans notre laboratoire et constituant un travail préalable à l'étude des forces d'insertion d'implant cochléaire.

Modèle de scala tympani synthétique

Pour réaliser un modèle synthétique de *scala tympani*, nous avons pris comme référence les dimensions des compartiments de l'oreille interne publiées par Thorne et al (10) ainsi que des reconstructions dans le plan du tour basal de la cochlée de tomodensitométries de rochers humains. Un cathéter en poly-tetra-fluoro-éthylène (PTFE) de diamètre extérieur de 1,3 mm et de 30 mm de long a été conformé manuellement par l'introduction d'un fil de fer afin de former une spirale de 2 tours et demi de 9 mm de diamètre et de 3 mm de hauteur. Un moule a été ensuite réalisé en pâte à modeler (Plastiline®, J. Herbin, Chelles, France) pour servir de contenant pour la résine et pour maintenir le cathéter préformé en place. Il a été ensuite rempli d'une résine époxy transparente (Pébéo, Gemenos, France). Le cathéter et fil de fer extrait en bloc permettant d'obtenir le modèle artificiel de *scala tympani* transparente (fig. 1).

Modèles anatomiques

Afin de pouvoir obtenir des mesures de forces d'insertions des implants les plus proches de celle de chez l'homme *in vivo*, nous avons utilisé des pièces anatomiques. Il a été nécessaire de mettre au point une méthode de couplage mécanique entre les pièces anatomiques et le capteur d'effort tout en respectant les contraintes de poids du modèle à évaluer afin de rester dans les limites de mesure du capteur d'effort (0-17N). La première étape a constitué à alléger les pièces anatomiques en isolant la région de la capsule otique du reste du rocher. L'ensemble des pièces anatomiques ont été fournies par l'institut d'Anatomie des Saints Pères (UFR Biomédicale des Saints Pères, Université René Descartes, Paris 5, France). Chacune de ces pièces anatomiques a été préparée afin d'exposer la cochlée.

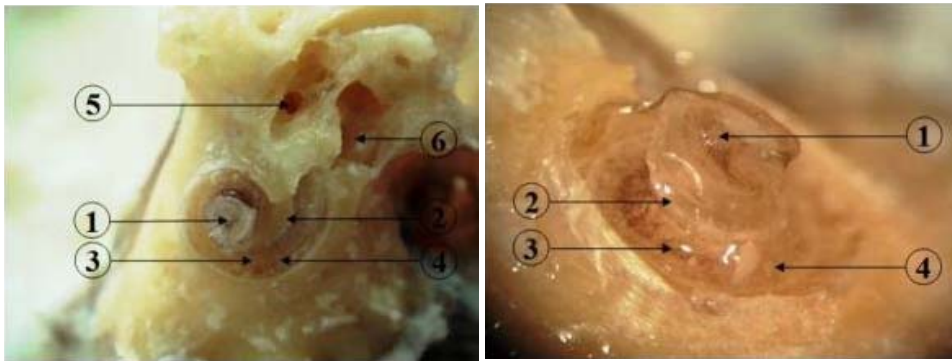


Figure 2 : Cochlée microdisséquée. Dans ce modèle la membrane basilaire est exposée sur au moins un tour et demi de spire.
 1- Apex.
 2- Lame spirale osseuse.
 3- Membrane basilaire.
 4- Région proximale du tour basal.
 5- Fenêtre ovale.
 6- Fenêtre ronde.

Modèle de cochlée micro-disséquée

La rampe tympanique a été abordée par fraisage d'une cochléostomie élargissant de la partie inférieure de la fenêtre ronde. Afin d'obtenir des mesures de forces d'insertion fiables, il a été nécessaire de réaliser un couplage mécanique indéformable entre les pièces anatomiques et le capteur d'effort. Quatre vis ont été placées à travers une boîte de plastique pour fixer la pièce anatomique sur le capteur. Les rochers ont été ensuite solidarifiés à la boîte en incluant la pointe du rocher dans une résine bi-composant de polyuréthane (IPU 812, Trias Chem s.r.l., Parme, Italie). La cochlée a été placée au centre de la boîte et orientée de manière à ce que l'axe d'insertion des implants dans ses premiers millimètres soit colinéaire de l'axe Dz du capteur d'effort (axe perpendiculaire à la surface du capteur d'effort). Nous avons procédé au fraisage de la capsule otique afin d'exposer l'endoste de la *scala vestibuli*. Ensuite, les compartiments de la *scala vestibuli* et de la *scala media* ont été ouverts à l'aide d'un micro-crochet à 90° afin d'exposer la membrane basilaire (fig. 2). Lors de l'insertion des implants, une acquisition vidéo a été réalisée par une caméra connectée au microscope opératoire. Ceci permet de voir en temps réel la trajectoire de l'implant et les sites de perforations de la membrane basilaire et translocation vers la rampe vestibulaire (11,12).

Analyse des forces mises en jeu lors de l'insertion d'un implant cochléaire et identification des régions anatomiques les plus fréquemment lésées

Problématique

La technique d'insertion manuelle s'effectue aujourd'hui sous un contrôle visuel et sensitif limité. Il n'a jamais été réalisé de mesure de forces d'insertion en clinique en raison de la difficulté de fixer un capteur d'effort stérilement sur le patient ou sur un instrument. La force d'insertion nécessaire pour l'implantation en condition réelle n'a jamais été reportée en dehors de certaines études dans lesquelles il est fait mention de résistance ressentie par le chirurgien (13). Cette résistance est déterminée manuellement et donc totalement subjective. Lee et al ont réalisé une étude histologique post-mortem en comparant les cochlées de patients ayant bénéficié d'insertion complète et partielle (14). Les insertions partielles ne sont pas associées à un blocage osseux identifiable ou de la fibrose dans la majorité des cas. Il a montré que la présence de lésions de la membrane basilaire, lame spirale osseuse et/ou du ligament spiral ne diminue pas les chances d'insertions complète du porte-électrodes. Cela suggère que ces lésions anatomiques ont généré des forces de friction trop faibles pour être perçues par l'opérateur. Cela corrobore les

travaux de Ishii et al qui avait mesuré une résistance mécanique de la membrane basilaire de 0.039 N au tour basal et de 0.029 N à l'apex et qui sont des forces difficilement perceptible pour la main du chirurgien (moins de 4 grammes) (15). Afin de réduire les lésions histologiques générées lors de l'implantation cochléaire, il serait souhaitable de mesurer en temps réels les forces d'insertions. La qualité du geste chirurgical pourrait être améliorée si l'élévation, de ces forces de frictions, pouvait être maîtrisée.

Les principaux sites cochléaires susceptibles d'être lésés lors de l'insertion d'un implant

Trois sites de lésions intra cochléaires ont été identifiés : le point d'entrée dans la cochlée, la région de 180° correspondant au virage dans le tour basal et la fin du premier tour.

Le point d'entrée dans la cochlée

L'accès à la cochlée a initialement été décrit par la *scala tympani* ou *vestibuli* car la préservation de l'audition résiduelle n'était pas l'objectif. On privilégie aujourd'hui un accès à la *scala tympani* pour améliorer les performances vocales et la préservation de l'audition résiduelle (16,17). L'accès à la *scala tympani* peut être réalisé de deux manières. La première technique est l'ouverture de la fenêtre ronde. Elle est en général réalisée à l'aide d'une aiguille. Elle ne nécessite pas de fraisage et ainsi ne présente pas de risque de traumatisme sonore ou vibratoire associé sauf en cas de fraisage du sourcil de la fenêtre ronde associé. Cependant, la direction de la fenêtre ronde est vers le bas et l'arrière. L'introduction d'un porte-électrode par cette fenêtre le dirige vers le haut et l'avant et comporte un risque d'insertion directement vers le *modiolus* avec une fracture de la lame des contours et/ou désinsertion de la membrane basilaire (18). De plus si la crête semi-lunaire n'est pas évitée, le porte-électrode peut être dévié vers le haut en direction de la membrane basilaire lors de l'insertion (18). La fenêtre ronde est un repère variable dans sa forme et position et elle peut être invisible lors de l'exposition du promontoire. La seconde technique est la réalisation d'une cochléostomie. Elle présente un risque théorique lié au fraisage évoqué à l'origine de la perte de l'audition résiduelle lors de l'implantation (19). La réalisation d'une cochléostomie entraîne un risque de lésions des structures du tour basal (notamment le ligament spiral, la membrane basilaire ou la lame spirale osseuse). Si la cochléostomie est réalisée en position antérieure par rapport à la fenêtre ronde et non en inférieure ou antéro-inférieure, il y a un risque d'insertion directement dans la *scala vestibuli*.

Il est essentiel de positionner le porte-électrode dans la rampe tympanique (fig. 3) pour préserver l'audition résiduelle et de conserver l'intégrité des structures de l'oreille interne. En cas de translocation de l'implant vers la rampe vestibulaire, le compartiment de la rampe cochléaire et les terminaisons dendritiques du ganglion spiral sont lésés.

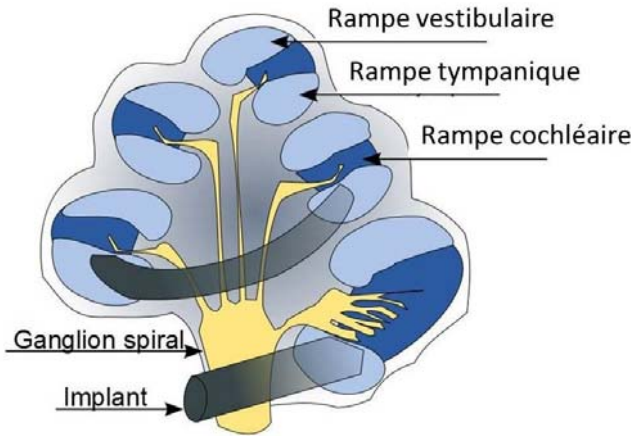


Figure 3 : Position optimale du porte-électrode dans la rampe tympanique.

La région de 180°

La région de 180° correspond au premier virage de l'implant et la zone de contact initiale de la partie distale de l'implant avec le mur latéral. À cet endroit l'extrémité distale de l'implant va se déformer passivement pour suivre la courbure du mur latéral. Certaines cochlées sont le siège d'un rétrécissement localisé de la rampe tympanique dans région de 180° (20). De ce fait, l'extrémité de l'implant peut s'orienter vers le haut et perforer verticalement la membrane basilaire en direction des rampes cochléaire et vestibulaire au lieu de poursuivre son trajet dans la lumière de la rampe tympanique (fig. 4)

La fin du premier tour (360°)

Schématiquement le porte-électrode réalise une trajectoire rectiligne dans la première partie du tour basal. Le porte-électrode suit de manière curviligne le mur latéral. La surface de contact entre l'implant avec l'endoste cochléaire augmente au fur et à mesure de la progression de l'implant. Ce phénomène est responsable de l'augmentation cumulée des forces de frictions du porte-électrodes qui peuvent être estimées en multipliant la surface de contact par le coefficient de friction du silicone/endoste. Ce dernier a pu être mesuré *in vitro* (21). D'autre part ces forces de friction contre le mur latéral et la forme curviligne du mur latéral sont responsables d'un mouvement ascendant du porte-électrodes vers la membrane basilaire pour les porte-électrodes droits (fig. 5). Ce mouvement peut être responsable d'une désinsertion de la membrane basilaire et d'une translocation vestibulaire de l'implant (fig. 6). Enfin la pression exercée au contact de la paroi laté-



Figure 4 : Exemple de perforation de la membrane basilaire dans la région de 180°.

rale, sur les tissus, cochléaires peut potentiellement être à l'origine d'une modification du retour veineux et recyclage du potassium (22).

Principes de la mesure de la force d'insertion et profils d'effort d'insertion

Principe de la mesure d'effort et choix des capteurs

Les forces d'insertion de l'implant sur les structures de la cochlée sont exercées en retour sur l'implant. Si le porte-électrode est lié mécaniquement au capteur d'effort, les forces s'exerçant sur l'implant seront transmises à ce capteur. Pour ne pas perturber la valeur de la mesure, le capteur d'effort doit être monté en série dans le dispositif mécanique de transmission de l'effort. Nous avons choisi deux types de capteurs d'effort pour nos mesures. Ils ne sont pas certifiés pour un usage médical. Le premier capteur que nous avons utilisé est un capteur d'effort 1-axe de type Millinewton (laboratoire de production microtechnique, EPFL, Lausanne, Suisse). Le second type de capteur que nous avons choisi est un capteur d'effort 6-axes de type Nano 17® (calibration SI-12-0.12, ATI automation, Apex, États-Unis). Il est capable de mesurer un effort dans les trois directions orthogonales dans l'espace Dx, Dy et Dz, et les trois couples Rx, Ry, et Rz avec une résolution 1/320 N. Les données de capteurs d'effort ont été enregistrées via une carte d'interface digitale dédiée NI PCI6518® (National Instruments, Nanterre, France). Les capteurs d'effort étaient montés en série avec l'actuateur et la pièce anatomique (fig. 7). Le capteur d'effort 1-axe était monté entre le moteur d'avancée et le poussoir. Il enregistrerait les efforts d'insertion dans le tube d'insertion et dans la *scala tympani*. Le capteur 6-axes était monté sur le modèle de *scala tympani*.

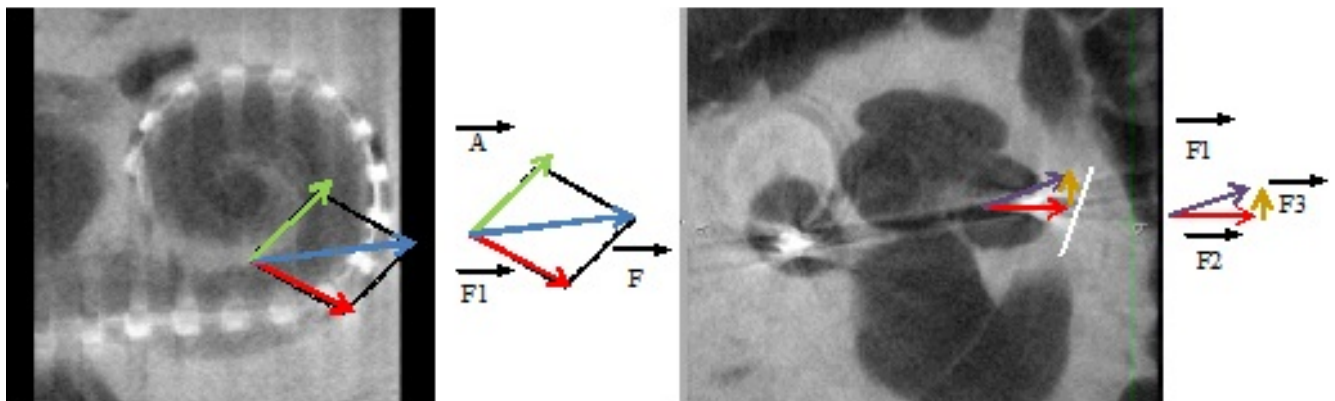


Figure 5 : Micro-tomodensitométrie d'implant Neurelec avec représentation des forces d'insertions.

A. Coupe parallèle au tour basal \vec{F} représente la force de poussée de l'implant (force ressentie par le chirurgien ou mesurée par un capteur d'effort placé en amont, \vec{A} la composante d'avancée de l'implant, \vec{F}_1 la force exercée sur le mur latéral (composante radiale).
 B. La force \vec{F}_1 rencontre une force de résistance \vec{F}_2 perpendiculaire au point de contact. La résultante \vec{F}_3 est une force dirigeant l'implant vers le haut sous la membrane basilaire.

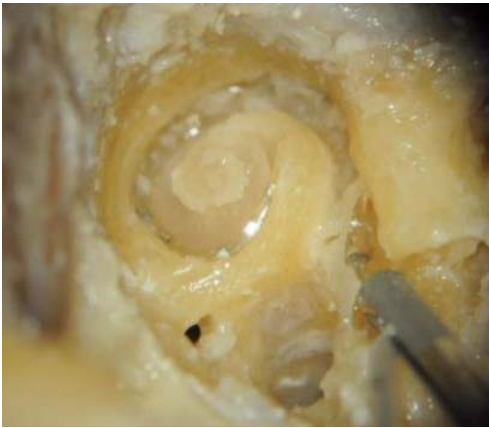


Figure 6 : Exemple de translocation à la fin du premier tour par désinsertion de la membrane basilaire.

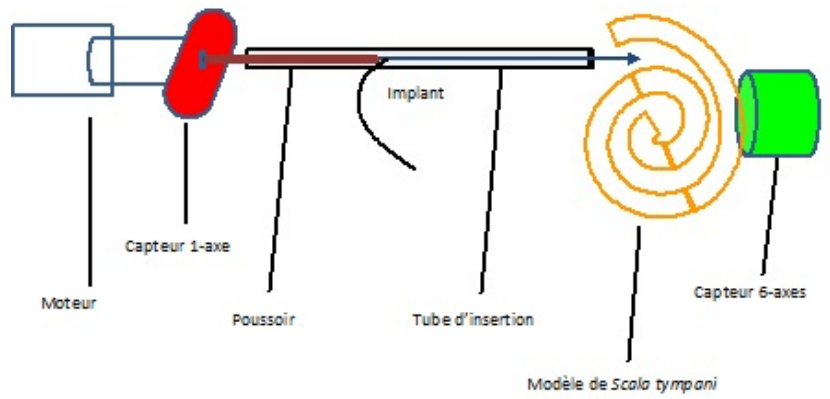


Figure 7 : Montage en série des capteurs 1- et 6-axes dans le banc d'essai. Le capteur 1-axe, le mécanisme d'insertion, l'implant, le centre du capteur 6-axes et l'axe central de la scala tympani ont été montés de manière colinéaire.

ni. Il enregistrait les efforts d'insertion dans la scala tympani uniquement (11).

Insertion normale et traumatique

Notre système a permis de constater qu'un porte-électrodes se repliant en épingle lors de l'insertion nécessite un effort huit fois plus important qu'une insertion normale (fig. 8). De même, lorsque l'implant se bloque, l'effort augmente de manière exponentielle, et on observe un changement rapide du coefficient de la pente de la courbe d'effort. Cet événement est détectable lorsque l'effort est encore très faible (inférieur à 0.1N) et probablement plus tôt que ne le fait la main de l'homme (12). Nous sommes donc capables de détecter une insertion anormale très précocement. Il devrait être possible de définir des abaques de courbes d'effort « normales » fonction du modèle d'implant et des dimensions de la cochlée. S'il était possible de mesurer l'effort de l'implant chez un patient et de le comparer à une courbe « normale » on pourrait détecter des problèmes lors de l'insertion. Il reviendrait alors au chirurgien de choisir d'arrêter l'insertion ou de la poursuivre en risquant des lésions anatomiques.

Conception d'un outil d'insertion « intelligent »

À partir des résultats des travaux précédents, nous avons développé l'outil d'insertion suivant. Dans cet outil d'insertion (fig. 9), le mouvement d'avancée linéaire était directement assuré par un moteur linéaire de type L12 (Firgelli Technologies Inc., Victoria, Canada). Un axe d'alignement permet de maintenir la course du moteur et le bloc poussoir, tube d'insertion, et implant dans le même axe. Cet axe est déporté pour libérer le champ de vision. L'outil d'insertion était monté sur un bras articulé porte endoscope afin de le maintenir en position après une orientation face à la scala tympani obtenu plus facilement (fig. 9A). Les dimensions de cet outil et son poids inférieur à 100 g en font un outil qui peut être porté par la main du chirurgien (fig. 9B). Les mesures d'effort d'insertions d'implant décrites dans la littérature nécessitent la fixation d'un capteur 3 ou 6-axe sur le modèle de cochlée étudié. Si l'on envisage une application clinique, il paraît irréalisable de fixer un capteur sur le crâne du patient, d'autant plus que les capteurs multiaxes ont un coût élevé (plusieurs milliers d'euros) et non stérilisables. Ainsi

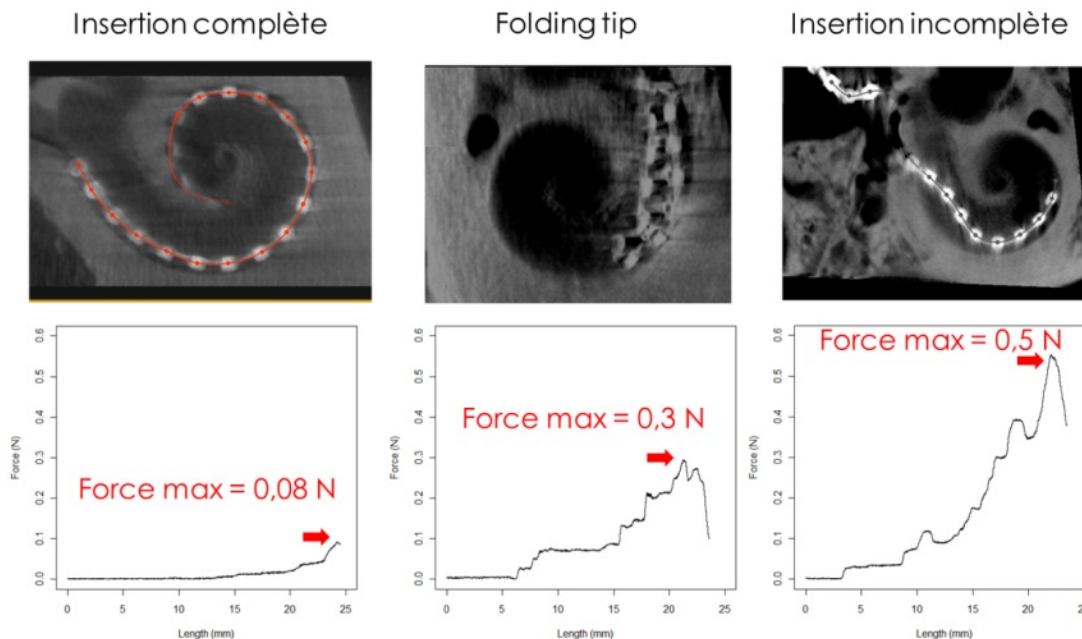


Figure 8. En haut : Reconstructions dans le plan du premier tour de cochlées implantées. A. insertion normale. B. blocage de la progression de l'implant. C. repliement à 180°. En bas : Force d'insertion (ordonnée) en fonction de la profondeur d'insertion (abscisse). D. Insertion normale. E. Blocage de la progression de l'implant. F. Repliement à 180°.

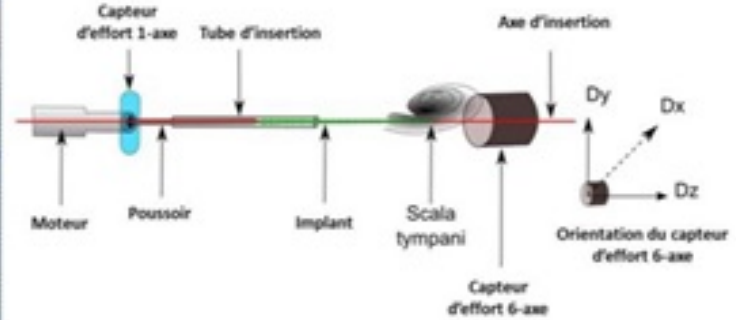


Figure 9 : Outil d'insertion « intelligent ».

A. L'outil d'insertion comprends un actionneur linéaire, un capteur d'effort 1-axe, un poussoir et un tube d'insertion.

B. Le système d'insertion est monté lors des mesures de manière colinéaire avec le début du tour basal de la rampe tympanique et l'axe dZ du capteur d'effort 6-axes.

le but de ce travail était d'évaluer la possibilité d'utiliser un capteur 1-axe embarqué sur un outil intelligent potentiellement à usage unique compte tenu du faible coût de ses composants (<100 €). Nous avons comparés les données fournies lors de la mesure d'effort d'insertion par un capteur 1-axe embarqué sur l'outil d'insertion et celle d'un capteur 6-axe fixés sur des modèles de cochlées artificielles (n=6) ou des os temporaux (n=3). Compte tenu de la position du capteur 1-axe dans l'outil, celui mesure l'effort de friction dans la cochlée mais aussi celui généré dans l'outil. Pour le mesurer, l'effort de friction à vide dans l'outil a été préalablement mesuré par une insertion à vide des implants. Il a été ainsi possible d'obtenir une estimation de l'effort uniquement généré dans la cochlée à l'aide du capteur 1-axe après soustraction de l'effort à vide. La comparaison de la mesure de l'effort d'insertion dans la cochlée a retrouvé une différence moyenne de $0,01 \pm 0,001$ N entre les valeurs obtenue par le capteur 6-axes et le capteur 1-axe (fig. 10). Ce travail a validé l'utilisation d'un simple capteur 1-axe pour obtenir les informations critiques à la mesure d'effort (11).

L'effort estimé fourni par l'outil (courbe b) est obtenu par soustraction de l'effort à vide dans l'outil (préalablement obtenu) à l'effort total (dans l'outil et la cochlée, courbe a). L'effort ainsi estimé par l'outil est superposable à l'effort mesuré par le capteur 6-axes (mesure supposée proche du réel, courbe c).

Avec notre système, il est impossible de garantir une insertion complète de l'implant. En revanche, nous sommes capables d'assurer que l'effort d'insertion ne dépasse pas un seuil maximal par l'asservissement du moteur au capteur d'effort.

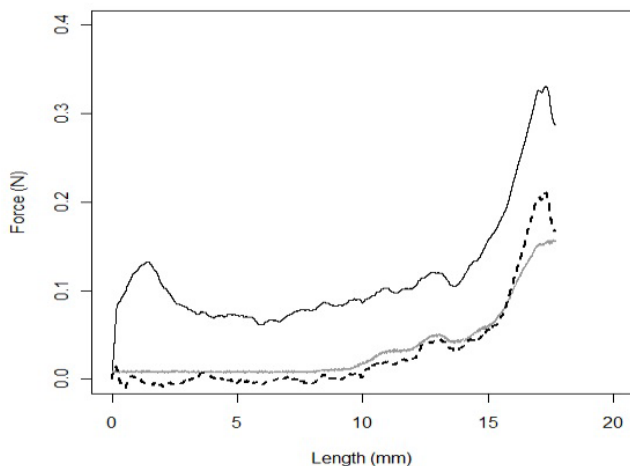


Figure 10 : Exemple d'estimation de la mesure des forces d'insertion par un capteur 1-axe embarqué sur un outil d'insertion dans une cochlée humaine. A. Effort total dans l'outil et la cochlée avant soustraction de l'effort à vide (dans l'outil). B. Estimation de l'effort intracochléaire (données de l'outil). C. Effort intracochléaire réel (données du capteur 6-axes).

Rester en dessous d'une valeur maximale de force d'insertion, serait un facteur de qualité du geste chirurgical.

Conclusion

Les forces d'insertion ne sont qu'un des nombreux paramètres, permettant de définir la qualité de l'implantation cochléaire, sur les résultats fonctionnels. Il reste à démontrer leur importance par rapport aux autres facteurs prédictifs classiques des performances postopératoires (âge d'implantation, étiologie de la surdité, stratégie de codage...). S'il existe un lien entre traumatisme et force d'insertion, il n'a pas été démontré à ce jour. Néanmoins, en tant que chirurgien, c'est par la qualité de l'insertion en termes d'effort d'insertion et de positionnement de l'implant que nous pouvons potentiellement améliorer la qualité de la réhabilitation auditive des patients implantés.

Références

- Djourno A, Eyriès C, Vallancien B. Preliminary attempts of electrical excitation of the auditory nerve in man, by permanently inserted micro-apparatus. *Bull Acad Natl Med.* 1957;481:21-3.
- Chouard CH, Mac Leod P. Letter: Rehabilitation of total deafness. Trial of cochlear implantation with multiple electrodes. *Nouv Presse Med.* 1973;2:2958.
- Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future. *Hear Res.* 2008;242:3-21.
- Balkany TJ et al. Mild hypothermia protects auditory function during cochlear implant surgery. *Laryngoscope.* 2005;115:1543-7.
- De Ceulaer G et al. Long-term evaluation of the effect of intracochlear steroid deposition on electrode impedance in cochlear implant patients. *Otol Neurotol.* 2003;24:769-74.
- Rebscher SJ et al. Considerations for design of future cochlear implant electrode arrays: electrode array stiffness, size, and depth of insertion. *J Rehabil Res Dev.* 2008;5:731-47.
- Eshraghi AA et al. Local dexamethasone therapy conserves hearing in an animal model of electrode insertion trauma-induced hearing loss. *Otol Neurotol.* 2007;28:842-9.
- Clark GM, Pyman BC, Bailey QR. The surgery for multiple-electrode cochlear implantations. *J Laryngol Otol.* 1979;93:215-23.
- Shepherd, RK, Coco A, Epp SB. Neurotrophins and electrical stimulation for protection and repair of spiral ganglion neurons following sensorineural hearing loss. *Hear Res.* 2008;242:100-9.
- Thorne M et al. Cochlear fluid space dimensions for six species derived from reconstructions of three-dimensional magnetic resonance images. *Laryngoscope.* 1999;109:1661-8.
- Miroir M et al. Friction force measurement during cochlear implant insertion: application to a force-controlled insertion tool design. *Otol Neurotol.* 2012;33:1092-100.
- Nguyen Y et al. Cochlear Implant Insertion Forces in Microdissected Human Cochlea to Evaluate a Prototype Array. *Audiol Neurotol.* 2012;17:290-8.
- Colletti V, Fiorino FG. New window for cochlear implant insertion.

- Acta Otolaryngol. 1999;119:214-8.
14. Blamey PJ et al. Pitch comparisons of acoustically and electrically evoked auditory sensations. *Hear Res.* 1996;99:139-50.
 15. Ishii T, Takayama M, Takahashi Y. Mechanical properties of human round window, basilar and Reissner's membranes. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1995;519:78-82.
 16. Briggs R et al. Surgical implications of perimodiolar cochlear implant electrode design: avoiding intracochlear damage and scala vestibuli insertion. *Cochlear Implants Int.* 2001;2:135-49.
 17. Finley CC. et al. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol.* 2008;29:920-8.
 18. Roland PS, Wright CG, Isaacson B. Cochlear implant electrode insertion: the round window revisited. *Laryngoscope.* 2007;117:1397-402.
 19. Pau HW et al. Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2007;117:535-40.
 20. Biedron S et al. The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma. *Otol Neurotol.* 2010;31:731-7.
 21. Wysocki J. Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae. *Hear Res.* 1999;135:39-46.
 22. Sterkers O, Ferrary E, Amiel C. Production of inner ear fluids. *Physiol Rev.* 1988;68:1083-128.