

ircam
Centre
Pompidou



MASTER ATIAM :
COURS DE PERCEPTION

Implants cochléaires d'aujourd'hui et solution de demain

Etudiant :
Jeremy Uzan

Enseignant :
Daniel Pressnitzer

2020-2021

Table des matières

1	Introduction	2
2	Physiologie de l’audition	2
2.1	Cochlée et mécanismes responsables	2
2.2	La perte d’audition	3
3	Implants cochléaires actuels et leurs limites	3
3.1	Principes de fonctionnement	4
3.2	Limites	5
4	Stimulation par ultrasons, les implants cochléaires de demain ?	6
4.1	Mieux focaliser la stimulation du nerf auditif	6
4.2	Une solution encore en phase d’experimentation	6
	Conclusion	7
	Bibliographie	7
	Appendices	8
A	Première découverte du codage tonotopique	8
B	Comparaison entre deux DSP de reconnaissance vocale	9

1 Introduction

Un problème d'actualité. En 2019, l'OMS publie une statistique surprenante et alarmante : 466 millions de personnes souffrent de surdité. Elle prévoit un chiffre de 900 Millions dans 20 ans. De nombreux cas de surdité sont dus à une défaillance de la cochlée, qui peut être résorbée par des implants cochléaires. Ces derniers permettent de remplacer les organes sensoriels infonctionnels en stimulant électriquement le nerf auditif. Malheureusement, ces stimulations électriques ne permettent qu'une précision partielle dans la retransmission fréquentiel du son. Par ailleurs, les implants cochléaires sont performants dans les scènes auditives calmes, mais moins robustes lorsqu'il s'agit d'environnements bruyants avec de nombreuses interférences acoustiques.

Problématique et plan. Des travaux de recherche récents tentent d'apporter des solutions nouvelles pour améliorer la performance de ces implants, notamment avec une stimulation du nerf auditif par ultrasons. Après avoir décrit la physiologie de l'audition, nous présenterons le fonctionnement des implants cochléaires actuels et ses limites. Enfin, nous présenterons les nouvelles solutions et leurs défis.

2 Physiologie de l'audition

2.1 Cochlée et mécanismes responsables

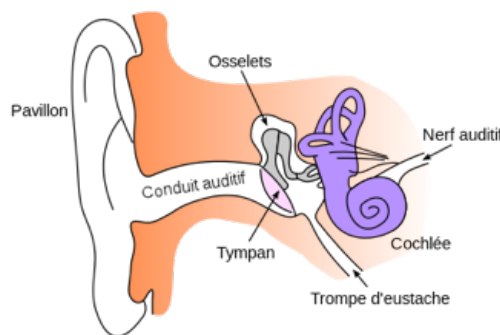


FIGURE 1 – de l'oreille externe à l'oreille interne

La vibration acoustique est captée par le tympan, transmise dans les osselets, puis dans l'étrier qui va vibrer et mettre en mouvement le liquide de la cochlée. Les cellules ciliées de la cochlée se déplacent en fonction des mouvements du liquide et engendrent en conséquence des impulsions électriques au niveau des fibres nerveuses correspondantes. L'information sous forme d'impulsions est ensuite transmise au cerveau par le nerf auditif pour être interprétée en tant que sons.

La cochlée est un récepteur sensorielle en forme d'escargot. C'est la partie de l'oreille interne qui contient aussi le labyrinthe osseux : une partie de l'organe de l'équilibre. A l'intérieur de

la cochlée se trouve la membrane basilaire. A l'extrémité de la membrane basilaire se trouve l'Apex.

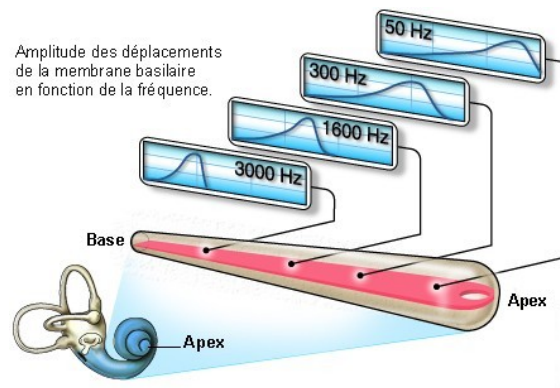


FIGURE 2 – Membrane basilaire dépliée. Source : cochlea.eu

On imagine une onde qui se propage le long de cette membrane basilaire. Chaque point oscille à la fréquence de la fréquence incidente. Toute la membrane n'est pas mise en vibration de la même manière. Il y a un maximum de déformation à un certain endroit. La fréquence du son pure détermine où se trouve le maximum de déformation.

Par exemple, un son aigu aura un maximum proche de la base de la membrane basilaire (oscillation rapide), alors qu'un son grave se propagera le long de toute la membrane basilaire et aura un maximum proche de l'Apex (oscillation plus lente). Il s'agit d'un codage tonotopique présenté plus en détail dans l'appendice A.

Les cellules ciliées situées dans la cochlée peuvent ensuite exciter les fibres nerveuses du nerf auditif. Pour un son pure, le mécanisme amplifie la vibration de la membrane basilaire sur une portion très étroite, ce qui permet une sélectivité en fréquence très précise.

2.2 La perte d'audition

Couramment, la surdité est liée à la perte de ce mécanisme actif. On naît avec environ 3000 cellules ciliées internes et 10 000 cellules ciliées externes. Mais elles ne se régénèrent pas. Les pertes de ces cellules peuvent être liées à l'âge, mais aussi au traumatisme acoustique. Ces derniers ont d'ailleurs été mentionnés lors de l'IRCAM Amplify de 2020 sur la santé. Sensorion est une entreprise qui développe des soins thérapeutiques face aux pertes neurosensorielles soudaine qui peuvent parfois apparaître en moins de soixante-douze heures.

3 Implants cochléaires actuels et leurs limites

Comme étudié précédemment, des milliers de "cellules ciliées" sensorielles sont attachées à cette membrane, dont les extrémités ("poils") se plient en avant et en arrière en fonction des

vibrations de la membrane basilaire.

Les implants cochléaires essaient de substituer l'organe sensoriel de l'ouïe. Il s'agit de stimuler directement ces cellules ciliées. Les implants sont nés en 1957 par Djourno et Eyriès. Ils se sont beaucoup développés depuis, et sont utilisés par plus de 300 000 personnes en 2020. Voici un descriptif des mécanismes présents dans l'implant cochléaire, largement inspiré de l'article [1].

3.1 Principes de fonctionnement

L'implant cochléaire est composé d'une partie interne et une partie externe.

La partie interne dans le cerveau comprend un réseau de 10 à 22 électrodes implantées chirurgicalement le long de la cochlée. Les électrodes sont connectées à des sources de courant internes qui sont activées selon les instructions reçues de la partie externe de l'appareil. Les implants cochléaires tirent parti de la représentation de la cochlée en fonction de la fréquence : chaque contact d'électrode est situé près des fibres du nerf auditif codant pour des fréquences différentes et suscite généralement une perception correspondant à son emplacement.

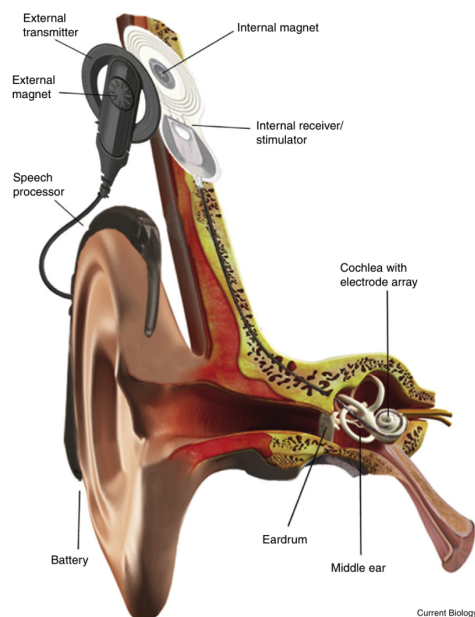


FIGURE 3 – Croquis d'un implant cochléaire montrant les parties externes et internes de l'appareil. source : Current Biology

La partie externe de l'appareil capte le son à l'aide d'un ou plusieurs microphones et le convertit en un code de stimulation électrique par l'intermédiaire d'une unité de traitement numérique du signal alimentée par piles, appelée « speech processor ». Ce code de stimulation, ainsi que la puissance nécessaire pour activer les électrodes, est transmis à la partie interne par une liaison radio-fréquence. Le récepteur décode le signal de radiofréquence et envoie des

courants de stimulation aux électrodes en fonction des informations présentes dans le son original. Ces courants dépolarisent les fibres nerveuses ciblées, produisant éventuellement des potentiels d'action.

Le but premier du traitement effectué par un implant cochléaire est d'imiter le filtrage normalement effectué par les parties contournées du système auditif. Les méthodes de traitement de la parole utilisées dans les appareils actuels sont basées sur l'algorithme appelé "Continuous Interleaved Sampling" (CIS) [2] présenté plus en détail dans l'appendice B. Après avoir numérisé le son capté par le microphone, on applique d'abord une préaccentuation : cela amplifie légèrement les hautes fréquences, ce qui, pour la parole, a pour effet d'égaliser approximativement l'énergie entre les fréquences. Le son passe ensuite à travers une banque de filtres qui le décompose en plusieurs bandes de fréquences, un peu comme l'égaliseur d'un système audio Hi-Fi. Il y a généralement autant de filtres que d'électrodes intracochléaires. Cette étape de traitement est une imitation grossière de la cartographie de la fréquence effectuée par la membrane basilaire (voir appendice A). L'enveloppe variable dans le temps de la sortie de chaque filtre est ensuite extraite, imitant quelque peu le comportement des cellules ciliées.

3.2 Limites

Les quelques 22 électrodes ne permettent pas de remplacer les 3000 cellules ciliées. De plus, nous sommes dans un milieu conducteur, donc lorsqu'on envoie une impulsion on stimule toute une région. Le signal est donc partiellement précis fréquentiellement.

Comme vu dans la partie précédente, le principe de sélectivité est très important dans la perception auditive. Or lorsque les cellules ciliées meurent, on perd aussi cette sélectivité. Donc l'amplification du signal peut provoquer un gain de toutes les fréquences et donc un son très plat, très bruité.

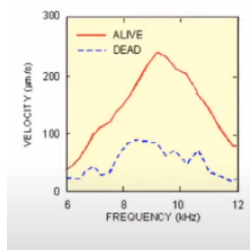


FIGURE 4 – Perte de sélectivité. Source : cours de Daniel Pressnitzer

Enfin, les performances de l'implant cochléaire dépendent des personnes. La quantité de courant à diffuser dans les électrodes peut varier. Et nous sommes encore loin d'une précision parfaite dans le positionnement des électrodes. Il reste donc encore à améliorer les algorithmes de DSP de temps réel pour mieux gérer les environnements sonores complexe, la multiplicité des sources dans un mélange, ou encore la présence de bruit.

4 Stimulation par ultrasons, les implants cochléaires de demain ?

4.1 Mieux focaliser la stimulation du nerf auditif

L'ultrason (US) est une onde mécanique et élastique, qui se propage au travers de supports solides, liquides ou gazeux. La gamme de fréquences des ultrasons se situe entre 16 000 et 10 000 000 Hertz. C'est bien sûr trop élevé pour être perçues par l'oreille humaine, mais un flux d'ultrasons de très haute intensité, et focalisé, peut être perçu par le corps humain, via d'autres neurones sensoriels.

Comme observé précédemment, les électrodes activent une large population de neurones du ganglion spiral (SGNs). Or on sait que chaque sous population de neurones codent différentes fréquences. Donc le manque de sélectivité spatiale dans l'activation des neurones implique alors un manque de sélectivité fréquentielle.

Pour restaurer une écoute « normale », il faudrait une cinquantaine de chaînes de fréquences. Or les implants actuels ont environ 20 électrodes qui arrivent à créer seulement 8 chaînes de fréquences. Les recherches actuelles ont montré que la stimulation électrique ne pourra pas parvenir à créer plus que 8 chaînes de fréquences.

Pourrait-on changer la forme des impulsions pour focaliser la stimulation du nerf auditif ?

L'étude menée dans le projet USCI (UltraSonic Cochlear Implant) étudie la stimulation par ultrasons comme alternative aux stimulations électriques pour augmenter la sélectivité spatiale. Il est possible que la transmission des fréquences ultrasonores se fasse par conduction osseuse [3].

4.2 Une solution encore en phase d'experimentation

Les mécanismes de la stimulation par ultrasons demeurent peu connus. La question est encore de savoir quels phénomènes (force de radiation acoustique, changement de température) induits par les US sont responsables de l'activation de neurones dans notre dispositif in vitro.

Quel type de neurones du ganglion spinal répond aux US ?

Comment les ultrasons sont-ils traduits en potentiels d'action ? Des expériences menées par les équipes LMA (implants cochléaire et ultrasons), l'IBDM (biologie moléculaire), LNSC (neurophysiologie auditive) du projet Hear-US tentent de répondre à ces questions à l'aide d'expérience et analyse électrophysiologique issue d'électrodes implantées sur des animaux.

Conclusion

Malgré certaines limites, les implants cochléaires actuels constituent une solution très performante au problème de surdité.

Les recherches sur la stimulation par ultrasons ont pour but de poser les bases au développement d'une nouvelle génération d'implants cochléaires basés sur des transducteurs multi-éléments en réseau phasé, par analogie avec les implants cochléaires multi-électrodes.

Les progrès récents en traitement du signal audio à l'aide de Machine Learning offrent également de belles perspectives pour l'amélioration des DSP. Reste à parvenir à embarquer ces modèles souvent très lourds en calcul et encore peu optimisés pour du temps réel. Pour reprendre les mots du chercheur DeLiang Wang "I've yet to see the first hearing aid which really incorporates deep learning for noise removal."

Références

- [1] Olivier Macherey and Robert P Carlyon. Cochlear implants. *Current Biology*, 24(18) :R878–R884, 2014.
- [2] Blake S Wilson, Charles C Finley, Dewey T Lawson, Robert D Wolford, Donald K Edgington, and William M Rabinowitz. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352(6332) :236–238, 1991.
- [3] Martin L Lenhardt, Ruth Skellett, Peter Wang, and Alex M Clarke. Human ultrasonic speech perception. *Science*, 253(5015) :82–85, 1991.
- [4] Martin Kompis, Mattheus W Vischer, and Rudolf Häusler. Performance of compressed analogue (ca) and continuous interleaved sampling (cis) coding strategies for cochlear implants in quiet and noise. *Acta oto-laryngologica*, 119(6) :659–664, 1999.

Appendices

A Première découverte du codage tonotopique

Lorsque nous sommes en présence de différents sons purs, plusieurs zones vont se mettre en vibration de manière simultanée ; on va avoir plusieurs déformations le long de la membrane basilaire. Cette dernière est donc similaire à un analyseur de spectre. Elle change ses propriétés mécaniques en fonction du son.

Cette modélisation avait été intuitée par Helmholtz dès la fin du 19e siècle. Dans son livre *l'étude de la sensation de ton comme base physiologique pour la théorie de la musique (Sensation of Tone)* de 1877, il fait une analogie entre la membrane basilaire et les cordes de piano qui résonnent chacune en fonction de la fréquence. La cochlée est composée d'un ensemble de résonateurs les uns à côté des autres et qui coderaient différentes fréquences.

En 1961, Georg Von Békésy reçoit le Prix Nobel en démontrant que le code tonotopique est vérifié de manière expérimentale.

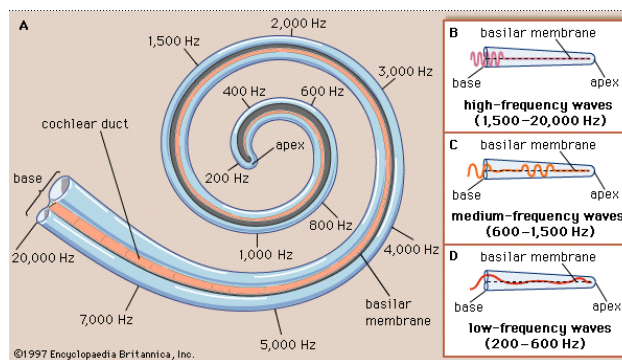


FIGURE 5 – La membrane basilaire. Source : Encyclopædia Britannica

B Comparaison entre deux DSP de reconnaissance vocale

Dans le Continuous interleaved sampling (CIS), l'amplitude des impulsions est dérivée des enveloppes des sorties des filtres passe-bande. Contrairement à l'AC à quatre canaux, cinq ou six filtres passe-bande sont généralement utilisés dans le système CIS pour tirer parti des électrodes supplémentaires implantées. Cela permet également de réduire l'interaction entre les canaux. Les expériences effectuées dans l'article [4] montrent que le CIS est plus performant dans les environnements calmes, alors que l'AC est finalement efficace dans les environnements très bruités.

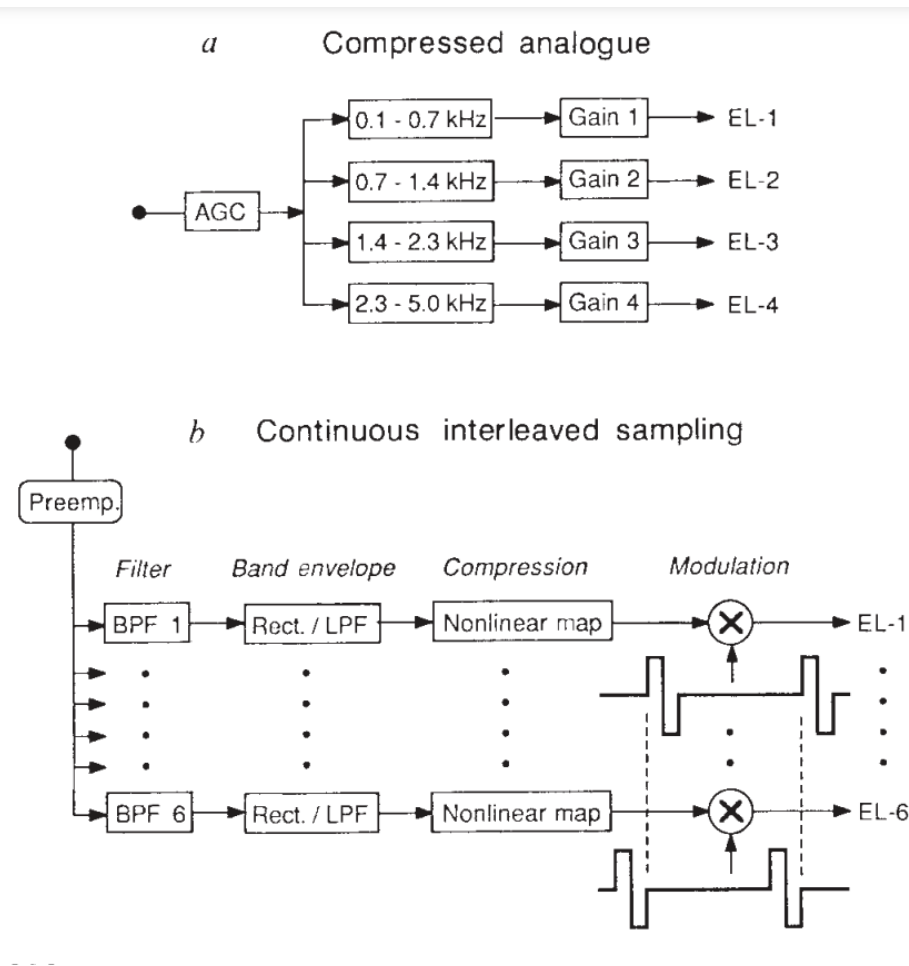


FIGURE 6 – Deux DSP classiques. Source [2]