

**UNIVERSITÉ DE NANTES**

---

**FACULTÉ DE MÉDECINE**

---

Année : 2021

N° 2021-235

**THÈSE**

pour le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE**

**DES D'OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE ET CHIRURGIE CERVICO-FACIALE**

par

Audrey HOUNKPATIN

---

Présentée et soutenue publiquement le 21 octobre 2021

---

**ETUDE ANALYTIQUE DES PARAMETRES DE REGLAGE DU SYSTEME  
D'IMPLANT COCHLEAIRE NEURO : RECHERCHE D'UNE CORRELATION AVEC  
LES RESULTATS FONCTIONNELS**

---

Président : Monsieur le Professeur Florent ESPITALIER

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Philippe BORDURE

## Remerciements

Au Professeur Florent Espitalier, tu me fais l'honneur de présider mon jury de thèse, et je t'en suis vraiment reconnaissante. Grâce à ton sens développé de la pédagogie, ces six mois que nous venons de passer en binôme ont constitué un temps enrichissant de ma formation théorique et chirurgicale – marqué par des découvertes majeures, dont l'existence du mesh graft ! La fidélité de tes patients est un hommage mérité à ta personne et tes compétences. J'ai pour toi beaucoup de respect.

Au Professeur Philippe Bordure, vous avez toute ma gratitude pour avoir dirigé ce travail. Merci infiniment pour votre bienveillance à mon égard et votre disponibilité. C'est avec plaisir que je poursuivrai ma formation en otologie auprès de vous le semestre prochain.

Au Docteur Julie Boyer, je suis particulièrement touchée que tu prennes part à ce jury. C'est en effet à tes côtés que j'ai découvert l'ORL et réalisé mes premiers pas en tant qu'interne. Je garde de ce semestre un excellent souvenir. Merci pour tous tes conseils, ta patience, et ta constante bonne humeur !

Au Docteur Guillaume Michel, merci de contribuer à ce jury. C'est une vraie joie de travailler avec toi, tu as le don de donner confiance en soi. J'admire ton aisance chirurgicale et relationnelle avec les patients.

A Madame Sandrine Boisseleau, mes plus vifs remerciements pour avoir accepté de faire partie de ce jury et de partager votre expertise en matière de réglage. Merci d'avoir pris le temps, à plusieurs reprises et avec grande sympathie, de répondre à mes questions.

Au Docteur Christophe Ferron, merci pour cet inoubliable 3<sup>ème</sup> semestre « culture et chirurgie, initiation à la carcinologie cervico-faciale ». J'ai énormément appris, tant sur le plan médico-chirurgical que dans la relation médecin – patient et sa famille.

Au Docteur Kinnie Bourget-Aguilar, merci pour cet agréable semestre d'explorations fonctionnelles (mention spéciale aux fous rires lors du tournage et du montage de LA vidéo sur les PEVM), tu as démystifié pour moi le monde du vertige !

Au Professeur Olivier Malard, je n'ai pas encore passé de semestre avec toi, mais tu incarnes à mes yeux un idéal de rigueur, de précision et d'habileté chirurgicale. Merci pour tes remarques constructives !

Aux seniors « anciens » et actuels, Dr Michaël Henoux, Dr Marine Lombard, Dr Pauline Rives, Dr Marine Dreno – merci d’avoir guidé ma toute première trachéotomie ! – Dr Claire Coutand, Dr Laetitia Robard, Dr Catherine Calais, un sincère merci pour votre accessibilité, votre écoute, votre présence bienveillante, vos avis éclairés.

A l’équipe du TEC au complet. Les patients nous le répètent : vous êtes géniaux ! Infirmières (y compris celle qui nous a abandonnés en faveur de la chirurgie digestive), infirmiers et aides-soignantes de consultation et du bloc opératoire, secrétaires, orthophonistes, ARC : un grand merci pour votre accueil chaleureux des premiers jours, et votre précieuse assistance au quotidien. Infirmières, infirmiers et aides-soignantes d’hospitalisation, médecins de MPU : merci pour votre soutien in-dis-pen-sa-ble, tant technique – citons par exemple cette session d’apprentissage de pose de SNG un certain dimanche après-midi de 2017 – qu’humain.

A ma famille,

A mon très cher père, mon supporter numéro 1, et ma mère « chérie que j’aime et que j’adore » : quelques lignes sont insuffisantes pour vous exprimer l’étendue de ma reconnaissance et de mon affection. Merci d’avoir toujours été là. Merci de croire en moi, de m’encourager, et de m’avoir donné, depuis l’enfance, les moyens de suivre ma voie. Merci du fond cœur à mon frère Arnaud, entre autres co-Historien (avec un grand H), Situationniste officiel, Assistant-Tapisser, Maître de l’Excel, et inestimable soutien.

A ma sœur Julie « doublement unies par la géode » ! et mon frère Quentin, inséparable complice des jeunes années.

A la famille Savigny de Saint-Pierre des Corps : merci de m’avoir accueillie cette toute première semaine de fac de médecine. Ce cocon familial était exactement la transition qu’il me fallait après avoir quitté le nid !

A mes grands-parents, oncles et tantes, cousins, cousines (au sens large – Hélène, Clément Le Roux, vous êtes dans le lot !) du côté maternel : merci pour cette ambiance inimitable qui règne à Antigny quand on s’y retrouve tous. A mon oncle Bruno : merci pour ma première rencontre avec l’odeur « barbecue » de la monopolaire !

Une pensée pour ma grand-mère Micheline partie trop tôt, et un affectueux merci à toute la famille du côté paternel, incluant les Atayi.

A mes formidables co-internes des semestres d'ORL au CHU, avec qui je suis, ou j'ai été, ravie de travailler : Marguerite, Kahina, Adrien, François, Laura, Gabriel, Delphine, Sarah, Arthur, Maxime, Philomène, Jules, Benoît, Adrien, Julien, Charles-Henri, Yasmine, Thanh-Thuy, Sophie, Ambroise, Louis, Omar, Hicham. Merci aux « vieux » pour le compagnonnage, et à Sarah, je n'aurais pas pu rêver de meilleure co-interne de promo.

A toute l'équipe de chirurgie maxillo-faciale, parmi laquelle j'ai passé un mémorable semestre l'hiver dernier. Merci au Dr Benoît Piot (qui m'a patiemment enseigné l'art de l'avulsion dentaire !), Dr Julie Longis, Pr Pierre Corre, Dr Hélios Bertin, Dr Marine Anquetil, Dr Maeva Bourry, Dr Justine Loin, Dr Jihane Kimakhe, Dr Jean Philippe Perrin. Merci aux super co-internes, Julia, Quentin, Kevin, Amaury, Adrien, Samy, Julien, Servane, Sabrina.

A toute l'équipe d'ORL du Mans : cette année 2019-2020 parmi vous a été tellement édifiante à tous points de vue ! Merci au Dr Michel Girard, Dr Eric Truchot, Dr Henri-Pierre Dernis, Dr Nadya Emam, Dr Charles Delahaye, Dr Pierre-Marie Pineau, et un remerciement particulier au Dr Catherine Bobin : tu as été pour moi un modèle inspirant durant ce stage décisif d'ORL à Tours où j'étais ton externe. Merci aux si dynamiques infirmières de consultation, d'hospitalisation, aux secrétaires, à l'orthophoniste.

Merci à la « Team » de co-internes du Mans, Antoine et Mathieu, Elias et Anna ! Aux co-locataires urologues : Bertrand et Robin, Constance et Youssef, et à tous les collègues de garde tête-et-cou, mention spéciale à Charlène, Audrey C, Inès, Sorayah.

Adja : Je suis enchantée de t'avoir retrouvée par hasard au Mans ! Merci pour les soirées à Tardieu, pour ton écoute attentive. Côtayer ta personnalité généreuse est une chance ! Marion : Merci pour cette année passée ensemble, d'abord au CHU puis au CHM, entre séances de sport et séances films (pour se cultiver !!!). J'ai adoré travailler avec toi (et te luxer tous les chicots et cellulites possibles).

Aux amis « de médecine »,

Chère Adeline, (très bientôt) Dr Hoang : avec qui d'autre aurais-je pu me perdre dans le parking de Trousseau, aller au cours prénatal des sage-femmes à la piscine – « à moins de 2 semaines des partiels !!! », faire des micro-siestes post prandiales, jusqu'au dernier jour d'ECN...Merci de partager ma « folie » des dramas – et pas que, merci d'être toi.

Sarah, Dr Poirier : merci pour ton amitié constante, de Tours à Nantes, en passant par Orléans. Merci d'avoir été là dans les moments difficiles. Je ne peux pas entendre « noix de pécan » sans penser à toi ou descendre aux urgences sans inconsciemment chercher ta silhouette décidée, en baskets...

Louise, Apolline, merci pour votre présence amicale ces années d'externat !

Merci à Marianne, Céline, Audrey B : comment oublier ces « validations » collégiales des réponses après chaque partiel !

Merci Karima, Virginie, Che Eun, Gulsum : sans vous, la PACES aurait été bien différente !

Audrey D, merci pour tous ces échanges en D4 et tes recommandations avisées, j'aurais pu passer à côté du « look back, look back at me » !

Merci à « la famille » tourangelle, à commencer par ma marraine, Renée, ma fillotte Eléonore, et tous les descendants.

Merci à tous les co-externes avec qui j'ai partagé stages, gardes, éclats de rire et tri de bio...

Aux amis « d'avant » ou « d'ailleurs »,

Céliane et Elodie, chères Poucequetaires... après 15 ans dépassés (j'ai compté !), il n'y a plus réellement besoin de mots. Merci pour votre amitié fidèle malgré la distance. Un pour pouce, pouce pour un, pour encore de nombreuses années je l'espère ! CCFGMV, *cito pede labitur aetas*, je suis presque nostalgique de ces mercredi après-midi !

Merci à tous ceux qui, d'une manière ou d'une autre, ont marqué mon parcours : amis d'enfance, Dr Geneviève Valbin (Castand), professeurs, amis et animateurs de Kephas, Servane Alirol (avec cette si utile formation Zotero !), magnifiques rencontres à Taizé, la famille Kmeid.

# Table des matières

<b>Préambule</b>	<b>7</b>
<b>Introduction</b>	<b>8</b>
<b>Matériel et méthodes</b>	<b>11</b>
Ethique	11
Système Neuro	11
Population étudiée	15
Procédure chirurgicale	16
Procédure d'activation et de réglage	16
Recueil des données	16
Objectifs et critères évalués	17
Analyse statistique	17
<b>Résultats</b>	<b>19</b>
Description de la population	19
Description de l'échantillon des cartes de réglage	23
Paramètres généraux	23
Impédances	23
Niveaux T, niveaux C et dynamique électrique	25
Corrélations entre paramètres de réglage, facteurs cliniques et résultats fonctionnels	28
<b>Discussion</b>	<b>30</b>
Représentativité de l'échantillon d'étude	30
Efficacité et sécurité du système Neuro	30
Procédure et paramètres de réglage	31
Distribution des niveaux T et C	32
Déterminants des niveaux T et C	32
Retentissement des niveaux T et C sur les résultats fonctionnels	33
Forces et limites de l'étude	34
Perspectives	34
<b>Conclusion</b>	<b>35</b>
<b>Annexes</b>	<b>36</b>
<b>Liste des abréviations</b>	<b>40</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>41</b>

## Préambule

*Les sons [...] doivent être saisis au vol par les ailes pour qu'ils ne tombent pas dans les oreilles des sourds.*

*[...] De cette façon, les sons remplis d'un air chaud plus léger que l'air environnant voltigeront, voltigeront sans plus risquer de tomber dans les oreilles des sourds qui sont les véritables gouffres, les tombeaux des sonorités.*

*Si vous émettez plusieurs sons à une vitesse accélérée, ceux-ci s'agripperont les uns aux autres automatiquement, constituant ainsi des syllabes, des mots, à la rigueur des phrases, c'est-à-dire des groupements plus ou moins importants, des assemblages purement irrationnels de sons, dénués de tout sens, mais justement pour cela capables de se maintenir sans danger à une altitude élevée dans les airs. Seuls, tombent les mots chargés de signification, alourdis par leur sens, qui finissent toujours par succomber, s'écrouler...*

*... dans les oreilles des sourds.*

*Ionesco E., La Leçon, 1951*

## Introduction

Les implants cochléaires sont des dispositifs de réhabilitation auditive indiqués chez l'adulte et l'enfant dans les surdités bilatérales neurosensorielles sans atteinte du nerf auditif, sévères (70-90 dBHL) à profondes (> 90 dBHL), avec bénéfice insuffisant des prothèses auditives conventionnelles (discrimination  $\leq 50$  % à 60 dBHL en champ libre) (1,2).

Ce sont les français André Djourno et Charles Eyriès qui ont conçu le premier implant cochléaire et pratiqué la première stimulation électrique directe du système auditif humain en 1957 (3,4). Effectivement, l'implant cochléaire se substitue aux cellules ciliées cochléaires dysfonctionnelles pour transduire le son en signaux électriques, et stimule ainsi directement le nerf auditif. Chaque implant est composé d'une partie externe et d'une partie interne mise en place chirurgicalement (Figure 1).

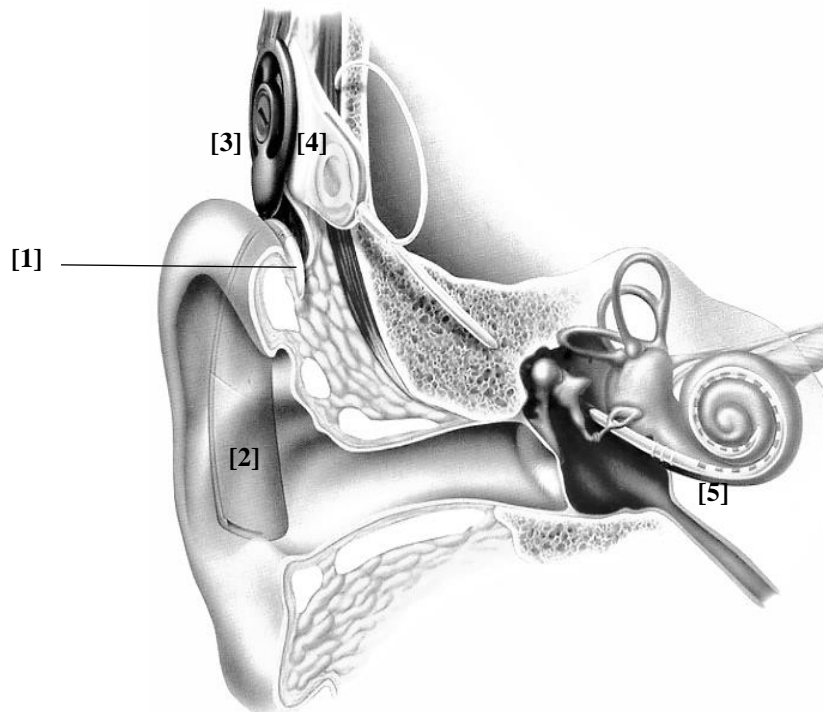


Figure 1 – Vue schématique des composants d'un implant cochléaire

Partie externe : microphone [1], processeur [2], antenne [3]

Partie interne : récepteur [4], porte-électrode [5]

D'après Cochlear Implant – State of the Art, T. Lenarz

Le son est capté par le microphone, puis encodé en séquences d'impulsions électriques par le processeur vocal alimenté au moyen de piles ou batteries. L'antenne, aimantée au récepteur sous cutané, envoie à celui-ci les impulsions via radiofréquence. Le récepteur démodule ce signal et le transmet sélectivement au faisceau d'électrodes qui excitent alors les fibres nerveuses correspondantes.

La répartition des électrodes le long de la cochlée permet de respecter la tonotopie fréquentielle physiologique : les électrodes basales et apicales sont respectivement dévolues aux bandes de fréquences aiguës et graves.

La stimulation électrique s'effectue classiquement sous forme de pulses biphasiques : afin d'éviter toute électrolyse, la somme des charges apportées doit s'annuler. Dès lors, une électrode de masse est nécessaire. Elle peut être extérieure au faisceau d'électrode, être l'électrode voisine de chaque électrode stimulée, ou bien être à la fois toutes les électrodes non stimulantes du faisceau : on parle de stimulation monopolaire, bipolaire ou à masse commune (5–7).

Le bon fonctionnement de l'implant est intrinsèquement lié au traitement du signal sonore, caractérisé par un ensemble de paramètres modifiables appelé « MAP ».

Les seuils électriques de stimulation pour chaque électrode, générant d'une part la sensation sonore liminaire (niveaux T), d'autre part la sensation de haute intensité sonore maximale demeurant « confortable » (niveaux C), font partie des paramètres primordiaux de la MAP. La différence entre les niveaux T et C constitue la dynamique électrique (EDR). La dynamique d'entrée acoustique (IDR) est compressée pour intégrer l'EDR.

La répartition fréquentielle spécifie la bande de fréquences couverte par chaque électrode.

La stratégie de codage définit la façon dont le son est transformé en stimulation électrique et distribué aux différentes électrodes actives. Les algorithmes de pré-traitement optimisent la compréhension dans certains environnements. Le nombre de pics par trame ( $n/m$ ) correspond au nombre maximal d'électrodes ( $n$ ), sur le nombre total d'électrodes actives ( $m$ ), pouvant être stimulées par trame d'acquisition.

L'intensité et la cadence de stimulation se réfèrent à l'amplitude et au nombre d'impulsions électriques reçues par électrodes par seconde. La cadence de stimulation doit être rapide, sans excéder la limite de fatigabilité des fibres nerveuses auditives et leur période réfractaire.

Le réglage a pour but d'ajuster la MAP afin d'obtenir une intelligibilité de la parole optimale (8–10). Il apparaît par conséquent crucial. Les MAPs élaborées sont affectées à des programmes dans le processeur, entre lesquels l'utilisateur peut choisir en fonction de l'ambiance sonore dans laquelle il se trouve.

On distingue des spécificités de nomenclature et de paramétrage selon les fabricants d'implants. En 2021, quatre marques figurent dans la liste des produits et prestations remboursables (LPP) de l'Assurance Maladie :

- Advanced Bionics Corporation, Valencia, Californie
- Cochlear Corporation, Sydney, Australie
- MedEl, Innsbruck, Autriche
- Oticon Médical, Vallauris, France (auparavant Neurelec®)

Plusieurs publications examinent les paramètres de réglage des implants et leurs déterminants, essentiellement les niveaux T et C chez les porteurs du système Nucléus (Cochlear Corporation, Sydney, Australie) (11–14) ou de la gamme HIRES (Advanced Bionics Corporation, Valencia, Californie)(15). A partir d'une série de 151 sujets équipés d'un implant CII/HiRes 90K (Advanced Bionics Corporation, Valencia, Californie), van der Berk and al parviennent à dégager des profils de niveaux, pouvant servir de référence clinique (16).

Nous ne disposons pas de telles données pour le système d'implant cochléaire Neuro (Oticon Médical, Vallauris, France). D'une manière générale, si le précédent implant de la marque, le Digisonic SP a fait l'objet de nombreuses études (17–25), nous en avons retrouvé seulement deux relatives au système Neuro (26,27). Or, au CHU de Nantes, c'est actuellement le plus utilisé chez l'adulte.

Dans ce contexte, les objectifs primaires de ce travail étaient donc de décrire les paramètres de réglage du système d'implant cochléaire Neuro et d'évaluer leurs relations avec les caractéristiques cliniques des patients implantés. L'objectif secondaire était de rechercher une corrélation avec les résultats fonctionnels obtenus.

## Matériel et méthodes

### Ethique

Il s'agit d'une étude observationnelle rétrospective monocentrique, réalisée parmi les patients du CHU de Nantes porteurs du système d'implant cochléaire Neuro. Elle s'inscrit en conséquence dans le cadre d'une recherche n'impliquant pas la personne humaine (RNIPH). Une notice d'information individuelle accompagnée d'un formulaire d'opposition au recueil et traitement des données a été envoyée par courrier postal à chaque patient éligible.

### Système Neuro

Le système d'implant cochléaire Neuro (Oticon Médical, Vallauris, France) (Figure 2), est disponible sur le marché français depuis octobre 2015.



Figure 2 – Le système Neuro, d'après oticonmedical.com

Deux modèles d'implants coexistent : Neuro Zti CLA et Neuro Zti EVO. Ils se différencient par l'épaisseur du porte-électrodes, le Neuro Zti EVO étant plus fin (0,5 mm à la base et 0,4 mm à l'apex contre 1,07 mm à 0,5 mm pour la gamme CLA), dans le but de minimiser les traumatismes cochléaires lors de l'insertion.

La stimulation se fait en « multi-mode grounding ». C'est un compromis entre stimulation monopolaire et à masse commune, qui aurait l'avantage de délivrer un courant focalisé, à faible risque de costimulation du nerf facial, tout en étant plus efficace qu'une stimulation exclusivement intra-cochléaire. L'électrode de masse extra cochléaire, cylindrique, est située sur le toron de l'implant (28). L'électrode 20 est la plus apicale, la numéro 1 est la plus basale.

Les innovations par rapport au Digisonic SP concernent :

- La diminution de l'épaisseur totale de l'implant
- L'amovibilité de l'aimant, autorisant les IRM jusqu'à 3 Tesla
- Un système d'identification du couple implant – processeur, empêchant les échanges accidentels de processeurs gauche – droite si implantation bilatérale, ou entre personnes implantées.

Les processeurs compatibles sont le Neuro One et son évolution le Neuro 2, inscrit le 27 juin 2018 dans la LPP. Le processeur Neuro 2 est plus petit et plus léger que le Neuro One, offrant un meilleur confort de port. Il possède plusieurs options d'alimentation : deux piles (autonomie 3 jours) ou une batterie, disponible en deux tailles (120 mAh – autonomie 15 heures ou 200 mAh – autonomie 23 heures). Il est pourvu d'éléments de sécurité supplémentaires :

- Un système de verrouillage de tous les modules d'alimentations et un système de verrouillage spécifique du compartiment à piles évitant l'ouverture par les enfants ou la perte d'une pile lors d'une chute
- Un cordon d'antenne renforcé prévenant les microcoupures (29,30).

Les deux processeurs partagent par ailleurs leurs fonctionnalités et caractéristiques de programmation.

Les niveaux T et C sont exprimés en énergie codifiée en fonction du temps, c'est-à-dire en « durée de stimulation » (SD). 1 SD équivaut à 1 $\mu$ s. Par défaut, à l'activation, pour chaque électrode le niveau T proposé est de 10 SD et le niveau C de 15 SD.

La plage de fonctionnement des microphones s'étend de 23 dB SPL à 113 dB SPL. C'est un système multibande de sortie (XDP), plutôt qu'un contrôle automatique de gain (AGC) frontal, qui opère la compression. Visant à préserver les informations sonores d'une distorsion, il fonctionne dans quatre bandes de compression (basses fréquences, 1kHz, 2kHz, hautes fréquences)(31). L'IDR bas représente le niveau d'entrée sonore, en dB SPL, provoquant une stimulation électrique à 0% de l'EDR, soit le niveau T. Le seuil de compression est fixé au niveau d'entrée sonore produisant une stimulation électrique à 75% de l'EDR : au-delà, le son est comprimé pour éviter la gêne.

Quatre associations de paramètres de compression sont prédéfinies : calme, intermédiaire, sonore et personnalisé. Les modes calme, intermédiaire et sonore ont été conçus tels que 95% de la parole demeure en dessous du seuil de compression à 50, 60 et 70 dB SPL de manière respective. En « personnalisé », une compression linéaire, sans seuil de compression, est

préréglée, mais un seuil de compression sur mesure peut être établi et modifié dans chaque bande de fréquences.

Finalement, la fonction « Voice Guard – Auto » analyse en permanence l’environnement sonore et les seuils de compression s’adaptent de façon dynamique.

Le spectre sonore est divisé en 64 bandes de fréquences (Hz). À chaque électrode est attribuée un ensemble de bandes de fréquences contigües. La distribution par défaut est linéaire à basse fréquence et logarithmique à haute fréquence, pour imiter la sélectivité fréquentielle de la cochlée. Elle est ajustable globalement ou bien électrode par électrode. Il est également possible de redistribuer automatiquement les fréquences uniquement vers les électrodes actives.

Les stratégies de codage du processeur Neuro sont des stratégies d’extraction multibande de maxima spectraux et reposent sur le procédé « n-of-m », où, parmi les m disponibles, seuls les n canaux fréquentiels rassemblant la plus importante énergie acoustique sont activés.

Deux stratégies sont sélectionnables :

- MPIS (Main Peak Interleaved Sampling) comporte un module anti diaphonie minimisant les interférences entre les électrodes, de sorte qu’il est impossible de stimuler en même temps deux électrodes adjacentes. Elle est préconisée en cas de problèmes de discrimination liés à une survie neuronale cochléaire restreinte ou un petit nombre d’électrodes actives.
- CRYSTALIS applique un mécanisme amélioré de filtration des fréquences aiguës autorisant la stimulation commune d’électrodes adjacentes, pour dispenser une information plus riche.

Les deux stratégies peuvent être combinées soit avec la compression multibande (XDP), soit avec un système automatique de traitement adaptatif coordonné (CAP), comprenant des algorithmes de pré-traitement :

- Voice Guard – Auto
- Directivité ou « Free Focus » implique deux microphones, avant et arrière, pour une meilleure détection de l’environnement sonore et compréhension dans le bruit. On distingue différents degrés de suppression du bruit de fond.

Les modes avec omni directivité (opti omni et speech omni) atténuent un peu les sons venant de derrière le porteur d’implant, privilégiant un interlocuteur lui faisant face.

Le mode directivité partielle, adéquat en milieu semi-bruyant, est omnidirectionnel à basse fréquence, et filtre davantage les hautes fréquences (> 2000 Hz).

Le mode directivité focalisée exprime une directivité sur la totalité du spectre fréquentiel, éliminant le bruit de fond venant de derrière ou des côtés.

En Auto (Tri-mode), le mode de directivité au meilleur rapport signal/bruit est automatiquement sélectionné.

- Voice Track réduit le bruit stationnaire sans altérer les performances audiométriques. Il fonctionne en calculant le niveau de bruit sur une période donnée. Un estimateur de bruit produit subséquent un profil spectral du bruit à soustraire au signal analysé.

Par défaut, c'est la stratégie CRYSTALIS CAP qui est adoptée.

Le nombre maximal d'électrodes (n) stimulées par trame est modulable.

L'intensité de stimulation, en SA (Stimulation amplitude), avec 45 SA =1 mA, est une amplitude d'impulsion fixe et commune à toutes les électrodes, entre 10 et 90 SA. Sa modification a une incidence sur les niveaux T et C.

La cadence de stimulation recommandée est de 500 trames/s, similaire à la vitesse d'analyse des informations sonores chez le normo entendant, mais peut être modifiée pour 250, 286, 333, 400, 667, 1000 trames/s.

Il existe en outre des mesures objectives. Les impédances traduisent la résistance électrique du tissu à la stimulation et permettent d'apprécier la qualité de l'interface bioélectrique électrode-neurone. Les valeurs d'impédances sont en ohms. La plage favorable à la stimulation est comprise entre 500  $\Omega$  et 7 k $\Omega$ . Les impédances trop faibles (<500  $\Omega$ ) indiquent un court-circuit. A l'inverse, les impédances trop élevées (>7 k $\Omega$ ) correspondent à un circuit ouvert.

Les potentiels d'action composites électriques (ECAP) reflètent l'activité électrique du nerf auditif résultant de la stimulation par une électrode. Lors de l'enregistrement des ECAP, une électrode stimule le nerf cochléaire au moyen d'impulsions électriques, tandis qu'une autre électrode de l'implant Neuro Zti enregistre l'activité électrique nerveuse en résultant. Un ECAP typique se compose d'une onde triphasique formée d'une crête positive (P1) suivie d'une dépression négative (N1) puis d'une crête positive (P2). L'amplitude de l'ECAP est la différence absolue entre N1 et P2 en  $\mu$ V (Figure 3), son seuil est le niveau de stimulation auquel les réponses commencent à se produire.

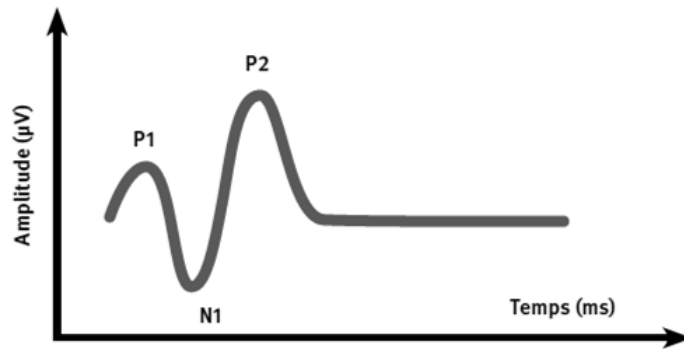


Figure 3 – ECAP, d’après Genie Medical, guide de réglages

De même, après stimulation par une électrode, le seuil du réflexe stapédien évoqué électriquement (ESRT) est mesurable (32,33).

### **Population étudiée**

Les critères d’inclusion dans notre étude étaient les suivants :

- Adulte ou enfant
- Implanté avec le NeuroZti entre le 1<sup>er</sup> octobre 2015 et le 31 mai 2021
- Quelle que soit la génération du processeur de son (Neuro one ou Neuro 2)
- Ne s’étant pas, personnellement ou via son représentant légal, opposé au traitement de ses données.

Les critères d’exclusion retenus étaient :

- Patient uniquement implanté avec un autre modèle d’implant cochléaire
- Ayant bénéficié d’une implantation bilatérale non-homogène (NeuroZti et implant d’un autre modèle controlatéralement)
- Ayant formulé une opposition à l’utilisation de ses données
- Pour lequel aucune donnée de réglage n’était disponible.

## **Procédure chirurgicale**

Les principales étapes de la technique opératoire comprenaient la réalisation d'une incision rétro auriculaire, puis d'une masto-antroatticotomie et d'une tympanotomie postérieure, permettant successivement le repérage de la niche de la fenêtre ronde, l'ouverture du tympan secondaire et l'insertion du porte-électrodes, assisté ou non par RobOtol. L'implant était après vissé sous le muscle temporal. (34)

Le fonctionnement de l'implant était, quand cela était possible, contrôlé par la mesure per opératoire des ECAP. Un cône beam post opératoire examinait systématiquement le positionnement intra cochléaire des électrodes.

## **Procédure d'activation et de réglage**

L'un des trois audioprothésistes régleurs du centre d'implantation procédait à l'activation et aux réglages du système Neuro par le biais du logiciel Genie Medical CI. Bien qu'il s'agisse d'une procédure opérateur-dépendante, on dégagait des dénominateurs communs.

Les processeurs étaient connectés via l'interface de réglages CI-link. Les impédances étaient mesurées pour chaque électrode. Les électrodes non fonctionnelles étaient désactivées. Les niveaux T et C pour toutes les autres électrodes étaient ensuite déterminés par approche comportementale, à l'aide d'une échelle de sensation en sonie appropriée. La répartition fréquentielle était adaptée au nombre d'électrodes activées. Enfin, la MAP était enregistrée dans le processeur.

## **Recueil des données**

Les éléments cliniques d'intérêt, à savoir :

- Le sexe, l'âge à la première implantation, le caractère uni ou bilatéral de l'implantation, le caractère pré ou post lingual de la surdité, son ancienneté, son étiologie et mode d'apparition, la préexistence d'un acouphène, le port préalable à l'implantation d'une aide auditive, et si oui l'apport d'un bénéfice subjectif,
- Le modèle d'implant, le nombre d'électrode insérées, le nombre de vis posées, les cas d'explantations-réimplantations, leur cause, le modèle explanté et sa durée de vie, l'utilisation d'une aide auditive controlatérale, le type de processeur initial et à la date des dernières nouvelle, le délai si renouvellement du processeur, le délai d'activation de

l'implant et le nombre d'électrodes activées, les effets indésirables per et post opératoires,

- Les résultats audiométriques dans le calme oreille nue et oreille appareillée pré opératoires, puis à 1 et 2 ans post implantation : en tonale, seuil moyen en dB HL sur les 500, 1000, 2000, 4000 Hz et en vocale, score de répétition en pourcentage de mots dissyllabiques de Fournier à 60 dB HL,

ont été colligés à partir des dossiers médicaux informatisés ainsi que des dossiers archivés au format papier. En complément, nous avons eu recours au logiciel Noah System 4 pour la récupération des valeurs audiométriques.

Les MAPs ont été intégralement exportées à partir du logiciel Genie Medical CI selon une procédure d'extraction validée par Oticon Medical®.

L'ensemble des données a été saisi dans un tableur Microsoft Excel, conditionné et vérifié, puis anonymisé.

## **Objectifs et critères évalués**

Notre objectif primaire était double. Nous cherchions d'une part à caractériser les MAPs des utilisateurs du système Neuro. D'autre part, nous souhaitions explorer les associations existantes ou non entre âge à l'implantation, ancienneté, étiologie de la surdité, et les paramètres de réglage suivants : impédance, dynamique électrique, niveaux T, C.

L'objectif secondaire était la recherche d'un lien entre ces paramètres et les résultats fonctionnels, représentés par le score d'audiométrie vocale à 1 ou 2 ans post implantation.

## **Analyse statistique**

L'analyse statistique a été menée avec l'assistance de M. Michel Hoen, directeur de recherche clinique chez Oticon Medical®.

Les analyses descriptives de la population ont été effectuées en « full analysis set » (FAS) à l'aide de Microsoft®Excel2019, en recourant à des paramètres statistiques appropriés en fonction du type de variable : effectif (N), fréquence, moyenne  $\pm$  déviation standard, [médiane], étendue (min : max). Si l'implantation était bilatérale, on a tenu compte de la première implantation.

On a considéré maximum sept MAPs par patients, sélectionnées pour chacune sur le critère « nombre de jour après implantation » le plus proche des temps suivants : 1, 3, 6, 12, 18, 24 et 36 mois. Les niveaux T et C ont tous été convertis en charge électrique (nC) par la

réalisation du produit de leurs valeurs, en durée de stimulation ( $\mu\text{s}$ ), et de l'amplitude d'impulsion (mA). En nous affranchissant de la variabilité de l'intensité de stimulation, cela assurait la comparabilité entre les différents sujets ou sessions. Les électrodes ont été réparties par groupes en fonction de leur topographie le long du porte-électrode : apicales (20-16), médio-apicales (15-11), médio-basales (10-6), et basales (5-1).

Des tests statistiques bilatéraux ont été effectués sur XLSTAT version 2021.3.1. au sein du sous-échantillon des patients pour lesquels on disposait à la fois des résultats audiométriques en vocale à 12 ou 24 mois, des valeurs d'impédances et des niveaux T et C de chaque groupe d'électrodes. Pour les variables quantitatives, nous avons généré une matrice de corrélation selon la méthode de Pearson. Le coefficient de corrélation  $r$ , était défini tel que  $-1 \leq r \leq 1$ , avec une corrélation d'autant plus forte que  $|r|$  est proche de 1. Le traitement des variables qualitatives, « étiologies de la surdité » s'est fait au moyen d'un test d'analyse de la variance (ANOVA), couplé à une comparaison par paires reposant sur le test des étendues de Tuckey HSD (Honestly Significant Different).

Le risque  $\alpha$  de non significativité était fixé à 5%.

## Résultats

### Description de la population

Les caractéristiques phénotypiques de la population sont répertoriées dans le tableau 1. 70 sujets ont été inclus, 33 hommes (47 %) et 37 femmes (53%). L'âge moyen à l'implantation du Neuro Zti était de  $57,5 \pm 22,7$  (2,9 : 87,6) ans.

La surdité survenait dans la plupart des cas progressivement (59 %) et en post lingual (87%). Elle évoluait en moyenne depuis  $20,3 \text{ ans} \pm 18,0$  (0,0 : 57,0). Les principales étiologies retrouvées étaient : inconnue (26 %), « autre non précisée », incluant par exemple un neurinome intra cochléaire bilatéral ou des séquelles d'irradiation d'un astrocytome cérébelleux (23%), génétique (14%) et congénitale (14%). 46% des patients mentionnaient un acouphène préexistant ipsilatéral à l'implantation. 61% portaient une aide auditive et parmi ceux-ci, 44% en retiraient un bénéfice subjectif.

L'annexe 1 regroupe les informations relatives à la chirurgie d'implantation et à l'activation du système Neuro. 90% des implantations étaient unilatérales, avec bimodalité pour 75%. Au sein des implantations bilatérales, une seule bilatéralisation a été réalisée en simultané, dans le cadre d'une méningite. À l'exception d'un unique Neuro Zti CLA, les implants posés étaient des Neuro Zti EVO, et 57 ont été fixés par les 2 vis prévues. 66 (94%) des porte-électrodes ont été complètement insérés.

On a totalisé 7 explantations d'un précédent implant suivies d'une réimplantation avec un Neuro Zti, en moyenne à  $10,5 \pm 5$  (4,4 : 16,2) ans de l'implantation initiale, dont 5 pour défaillance de l'implant et 2 pour dysfonction post traumatique. Les modèles concernés étaient Digisonic SP et Digisonic Convex.

Lors de l'activation, 19% des processeurs étaient des Neuro One. Ils ont tous été remplacés par des Neuro 2 en  $19,5 \pm 18,6$  (1,2 : 64,2) mois.

Le délai entre implantation et activation était de  $22,0 \pm 11,0$  (4,0 : 70,0) jours. Les 20 électrodes étaient activées dans 56 des premières MAPs.

Nous n'avons pas relevé d'évènements indésirables per opératoires. 19 patients ont en revanche présenté un évènement indésirable post opératoire, dont un seul classifiable comme grave : une abcédation de la cicatrice ayant occasionné un drainage chirurgical.

Le suivi clinique après implantation est synthétisé dans le tableau 2. On a constaté un taux de défaillance, sans nécessité d'explantation-réimplantation, de 3 % pour la partie interne du système Neuro et de 11% de pour la partie externe.

Le gain moyen en audiométrie tonale, monaurale, à 1 an post implantation par rapport au seuil retrouvé en pré opératoire avec aide auditive homolatérale a pu être calculé pour 30 sujets, et était de  $27,8 \pm 28,4$  (- 41,0 : 87,0) dB HL.

Le gain moyen en audiométrie vocale de l'oreille implantée à 1 an post implantation par rapport au score enregistré en pré opératoire avec aide auditive homolatérale, précisé pour 41 patients, était de  $44 \pm 40$ (-70 : 100) points de pourcentage.

Le calcul des gains d'intelligibilité a été effectué une seconde fois, sur sous-groupes appariés, en n'intégrant en pré opératoire que les 41 patients pour lesquels nous disposions bien d'une évaluation à un an. Le score moyen à 60 dB HL pré-implantation oreille nue était de  $0,5 \pm 2,2$  [0,0] (0,0 : 10) (41) %, celui pré-implantation oreille appareillée de  $14,2 \pm 18,3$  [0,0] (0,0 : 70) (41) %. On avait un gain moyen à 1 an versus oreille nue de  $57,8 \pm 32,7$  [60,0] (0,0 :100,0), versus oreille appareillée de  $44,2 \pm 40,3$  [50,0] (-70,0 :100,0). Des tests t de Student ont confirmé la significativité ( $p < 0,05$ ) de ces gains, visuellement tangibles en figure 4.

	Nombre (N) et/ou proportion (%) ou précisé	
<b>Nombre de patients</b>	70	100,0% (70)
<b>Adultes (âge à l'implantation ≥ 18 ans)</b>	64	91,4% (70)
<b>Enfants et adolescents (âge à l'implantation &lt; 18 ans)</b>	6	8,6% (70)
<b>Implantations unilatérales</b>	63	90,0% (70)
<b>Implantations bilatérales</b>	7	10,0% (70)
<b>Nombre oreilles implantées</b>	77	-
<b>Sexe</b>		
<b>Femmes</b>	37	52,9% (70)
<b>Hommes</b>	33	47,1% (70)
<b>Age à la 1<sup>ère</sup> implantation</b>	57,5 ± 22,7 [64,1] (2,9 : 87,6) (70)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Début de la surdité</b>		
<b>Pré-linguale</b>	9	12,9% (70)
<b>Post-linguale</b>	61	87,1% (70)
<b>Durée de surdité sévère à profonde (années avant 1<sup>ère</sup> implantation)</b>	20,3 ± 18,0 [19,0] (0,0 : 57,0) (68)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Etiologies</b>		
<b>Méningite</b>	5	7,1% (70)
<b>Congénitale</b>	10	14,3% (70)
<b>Génétique</b>	10	14,3% (70)
<b>Ménière</b>	5	7,1% (70)
<b>Traumatique</b>	3	4,3% (70)
<b>Ototoxique</b>	3	4,3% (70)
<b>Autre</b>	16	22,9% (70)
<b>Inconnue</b>	18	25,7% (70)
<b>Mode d'apparition de la surdité</b>		
<b>Brutale</b>	23	32,9% (70)
<b>Progressive</b>	41	58,6% (70)
<b>Inconnue</b>	6	8,6% (70)
<b>Acouphène préexistant (1<sup>ère</sup> oreille implantée)</b>		
<b>Présent</b>	32	45,7% (70)
<b>Absent</b>	19	27,1% (70)
<b>Inconnu</b>	19	27,1% (70)
<b>Port préalable aide auditive (1<sup>er</sup> oreille implantée)</b>		
<b>Oui</b>	43	61,4% (70)
<b>Non</b>	20	28,6% (70)
<b>Inconnu ou non applicable</b>	7	10,0% (70)
<b>Si port aide auditive – bénéfice subjectif</b>		
<b>Oui</b>	19	44,2% (43)
<b>Non</b>	19	44,2% (43)
<b>Inconnu</b>	5	11,6% (43)

Tableau 1 – Caractéristiques de la population

	Nombre (N) et/ou proportion (%) ou précisé	
<b>Défaillances partie interne</b>		
Non	68	97,1% (70)
Oui	2	2,9% (70)
Coupures aléatoires	1	1,4% (70)
Coupures portique sécurité	1	1,4% (70)
<b>Défaillances partie externe</b>		
Non	62	88,6% (70)
Oui	8	11,4% (70)
Interférences électromagnétique (portiques)	1	1,4% (70)
Casse cordon d'antenne	4	5,7% (70)
Malfunction batterie (faux contact)	1	1,4% (70)
Processeur non fonctionnel	2	2,9% (70)
<b>Audiométrie tonale</b>		
Seuil tonal moyen pré-implantation oreille nue	102,7 ± 14,8 [108,0] (56 : 120) (70)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Seuil tonal moyen pré-implantation oreille appareillée	68,8 ± 20,3 [68,0] (24 : 120) (49)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Seuil tonal moyen 1 an post implantation	43,3 ± 18,6 [40,0] (21 : 120) (41)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Gain moyen seuil tonal 1 an post implantation vs. pré-implantation oreille nue	62,0 ± 24,7 [70,0] (-24 : 92) (41)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Gain moyen seuil tonal 1 an post implantation vs. pré-implantation oreille appareillée	27,8 ± 28,4 [29,0] (-41,0 : 87,0) (30)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
<b>Audiométrie vocale</b>		
Score à 60 dB HL pré-implantation oreille nue	1,4 ± 5,9 [0,0] (0,0 : 40) (66)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Score à 60 dB HL pré-implantation oreille appareillée	19,1 ± 24,2 [10,0] (0,0 : 90) (69)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Score à 60 dB HL 1 an post implantation	58,3 ± 33,0 [60,0] (0,0 : 100,0) (41)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Gain moyen score à 60 dB HL 1 an post implantation vs. pré-implantation oreille nue	58,0 ± 33,1 [60,0] (0,0 : 100,0) (41)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Gain moyen score à 60 dB HL 1 an post implantation vs. pré-implantation oreille appareillée	44,4 ± 40,1 [50,0] (-70,0 : 100,0) (41)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)

Tableau 2 – Suivi post implantation

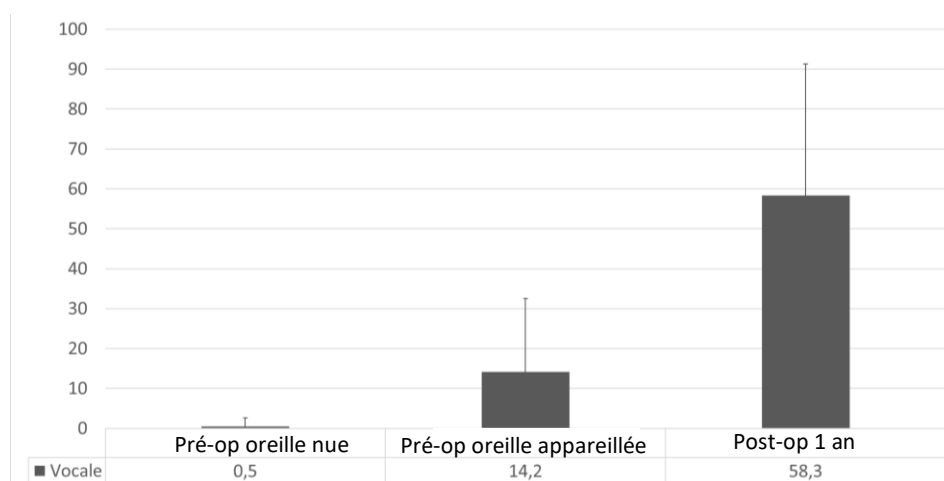


Figure 4 – Moyennes des scores en audiométrie vocale sur sous-groupes appariés (N=41)

## **Description de l'échantillon des cartes de réglage**

Les caractéristiques, spécialement les effectifs, des MAPs sélectionnées sont explicitées en annexe 2.

## **Paramètres généraux**

Le paramétrage général des MAPs figure en annexe 3. Le nombre de programmes restait stable au fil des réglages. Il était, à 1 an, de  $1,7 \pm 0,9$  (1,0 : 4,0). La cadence de stimulation était dans la grande majorité des cas laissée à 500 pulses par seconde, la valeur de défaut. De même, à toutes les sessions, le nombre de pics par trames était, pour plus de 90% des cas réglé à 8, le pré-choix. La stratégie de codage n'était jamais modifiée : CRYSTALIS CAP était employée dans 100 % des cartes de réglage. Les algorithmes de pré-traitement « directivité » et « Voice Track » se conformaient pareillement au paramétrage automatiquement suggéré.

## **Impédances**

L'examen du tableau 3, où sont reportées les valeurs d'impédances par groupes topographiques d'électrodes et par section, révèle une tendance globale à la hausse des impédances au cours du temps. On observait ainsi, sur l'ensemble du porte-électrode, des moyennes de  $2943,6 \pm 608,9$  (1483,4 : 4767,3)  $\Omega$  à 1 mois, contre  $3108,0 \pm 1040,8$  (1696,3 : 7191,3)  $\Omega$  à 1 an. Les impédances des électrodes basales étaient plus élevées que celles des électrodes apicales pour une même session : on retrouvait à 1 an des moyennes de  $3725,7 \pm 1041,7$  (1589,8 : 6039,6)  $\Omega$  pour ces premières, et de  $2869,9 \pm 1105,7$  (1601,4 : 6454,6) pour ces dernières. La figure 5 illustre cela.

	Session 1 (1 mois)	Session 2 (3mois)	Session 3 (6 mois)	Session 4 (12 mois)	Session 5 (18 mois)	Session 6 (24 mois)	Session 7 (36 mois)
<b>Apicales (5 : E20-E16)</b>	(56) 2958,2 ± 729,7 [2871,8] (1435,6 : 5029,6)	(52) 2902,1 ± 787,1 [2862,3] (963,8 : 5279,6)	(49) 2795,8 ± 856,8 [2557,0] (960,0 : 5536,6)	(45) 2869,9 ± 1105,7 [2422,2] (1601,4 : 6454,6)	(30) 2701,9 ± 1006,1 [2404,3] (1498,2 : 6811,2)	(34) 2849,5 ± 1043,8 [2677,6] (1563,8 : 6490,2)	(13) 3316,5 ± 1332,5 [2738,4] (2095,8 : 6209,4)
<b>Médio-apicales (5 : E15-E11)</b>	(56) 2746,5 ± 664,3 [2719,4] (1455,0 : 4779,8)	(52) 2814,4 ± 718,1 [2715,9] (1650,0 : 5514,8)	(49) 2718,3 ± 815,8 [2578,4] (1355,8 : 5514,8)	(45) 2739,2 ± 1176,4 [2431,2] (1098,0 : 7928,0)	(30) 2701,9 ± 1006,1 [2404,3] (1498,2 : 6811,2)	(34) 2754,5 ± 1252,9 [2435,4] (1361,0 : 8155,0)	(13) 3292,1 ± 1723,9 [2961,3] (1608,6 : 8027,0)
<b>Médio-basales (5 : E10-E06)</b>	(55) 2893,2 ± 603,7 [2874,0] (1524,4 : 4245,0)	(51) 3097,8 ± 720,1 [3084,0] (1774,8 : 4848,0)	(48) 3063,0 ± 859,7 [2947,8] (1576,6 : 5481,4)	(44) 3067,7 ± 1015,7 [2907,9] (1581,6 : 5712,4)	(29) 2773,8 ± 790,0 [2643,2] (1558,4 : 4673,4)	(33) 2991,7 ± 874,1 [2991,7] (1381,6 : 4740,3)	(12) 2967,5 ± 928,9 [2555,5] (2104,0 : 4787,2)
<b>Basales (5 : E05-E01)</b>	(53) 3160,8 ± 677,4 [3092,6] (1455,8 : 5014,6)	(50) 3383,0 ± 701,7 [3340,8] (1664,0 : 5305,8)	(46) 3639,5 ± 859,8 [3498,7] (1703,8 : 5336,2)	(43) 3725,7 ± 1041,7 [3673,8] (1589,8 : 6039,6)	(28) 3562,9 ± 1080,0 [3340,5] (1842,4 : 6433,6)	(33) 3671,5 ± 1039,8 [3533,0] (1739,0 : 6657,2)	(12) 3604,3 ± 1104,4 [3670,0] (1737,4 : 5948,0)
<b>Porte électrode (20 : E20-E01)</b>	(56) 2943,6 ± 608,9 [2919,9] (1483,4 : 4767,3)	(52) 3059,7 ± 632,1 [3059,7] (1682,5 : 5397,2)	(49) 3049,0 ± 738,9 [2970,1] (1706,6 : 5397,2)	(45) 3108,0 ± 1040,8 [2905,3] (1696,3 : 7191,3)	(30) 2932,3 ± 1078,7 [2806,0] (1809,6 : 7558,7)	(34) 3107,2 ± 1037,3 [2976,1] (1607,7 : 7322,6)	(13) 3403,7 ± 1372,8 [2910,0] (2247,5 : 6938,7)

Tableau 3 – Evolution des impédances ( $\Omega$ ) par groupes d'électrodes et sur l'ensemble du porte-électrode - (N) Moy  $\pm$  D.S. [med] (min : max)

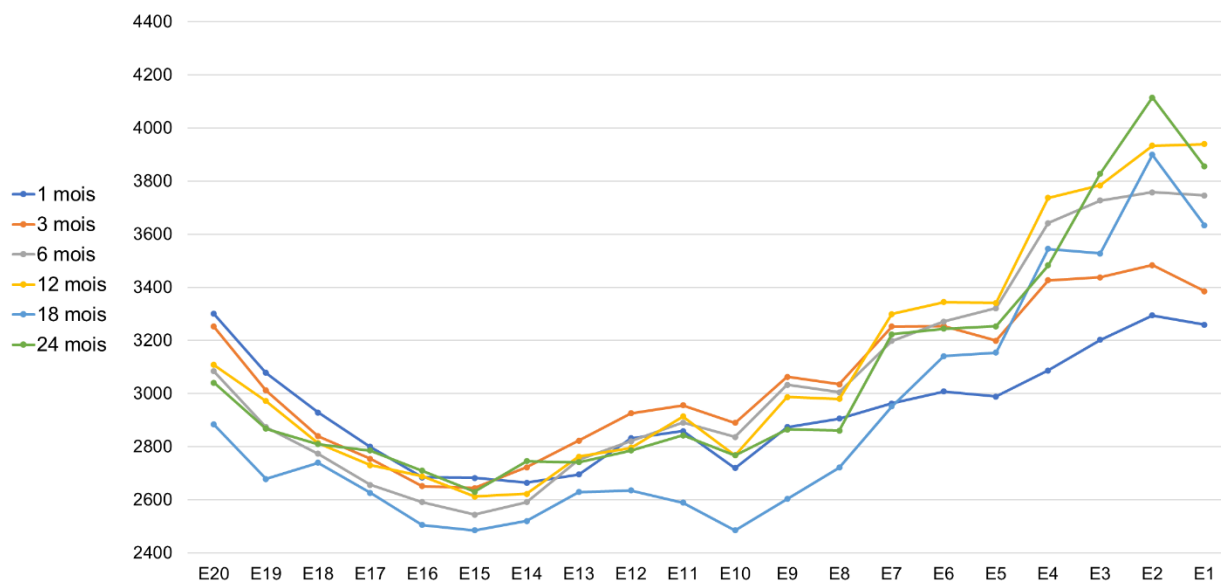


Figure 5 – Impédances par électrodes et par session

## Niveaux T, niveaux C et dynamique électrique

Comme indiqué dans les tableaux 4, 5, 6, et représenté par les figures 6, 7, 8, les niveaux T, C et l'EDR s'accroissaient au cours des mois. Ils étaient plus élevés au niveau des électrodes médio basales et médio apicales. Les valeurs des niveaux T étaient sensiblement identiques en regard des électrodes basales et apicales, niveaux C et EDR s'avéraient légèrement supérieurs pour les électrodes apicales par rapport aux électrodes basales.

	Session 1 – (1 mois)	Session 2 – (3mois)	Session 3 – (6 mois)	Session 4 – (12 mois)	Session 5 – (18 mois)	Session 6 – (24 mois)	Session 7 – (36 mois)
<b>Apicales (5 : E20-E16)</b>	(59) 8,5±5,6 [6,9] (3,3 : 37,9)	(53) 10,1±6,2 [8,1] (3,3 :41,7)	(53) 11,4±6,3 [9,4] (4 : 41,7)	(49) 12,5±7,8 [12] (4,4 :56,2)	(33) 13,3±8,3 [11,9] (5,6 :50,5)	(34) 13,5±6,5 [13,1] (5,6 :35,3)	(13) 14,0±5,4 [15,6] (7,1 :24,3)
<b>Medio- apicales (5 : E15-E11)</b>	(59) 10,7±7,4 [8,8] (3,3: 41,6)	(53) 12,95±9,8 [11,4] (3,3 :65,0)	(53) 14,7±9,8 [13] (4,4 : 65)	(49) 16,4±10,3 [14,8] (4,4 :67,7)	(33) 17,5±11,7 [14,9] (6 : 63,5)	(34) 16,8±9,1 [15,6] (6 :46,7)	(13) 15,4±6 [15,2] (7,5 :30,3)
<b>Médio- basales (5 : E10-E06)</b>	(58) 11,0±7,14 [9,8] (3,3 : 34,3)	(52) 13,2±8,7 [11,1] (3,3 :51,7)	(52) 15,3±11,4 [12,8] (4,4 :72,8)	(48) 16,3±9,5 [15,9] (4,4 :64,2)	(32) 17,4±10,7 [15,3] (6,8 :59,3)	(33) 16,8±9 [14,7] (7 :45,8)	(12) 15,7±4,1 [15,8] (9,8 :21)
<b>Basales (5 : E05-E01)</b>	(56) 8,7±4,9 [7,2] (3,3 : 26,3)	(51) 10,0±4,7 [9,8] (3,3 :25,3)	(51) 10,8±5,9 [9,4] (4,2 :31,8)	(47) 11,8±5,8 [11] (4,3 :33,1)	(31) 12,6±6.1 [11,9] (4,4 :26,9)	(33) 12,1±5,3 [11,2] (4,4 :25,5)	(12) 11,0±3,2 [11,7] (5,9 :18,1)
<b>Porte électrode (20: E20-E01)</b>	(59) 9,7±6,0 [8,5] (3,3 :33,7)	(53) 11,5±6,9 [10,7] (3,3 :44,5)	(53) 13±7,3 [11,5] (4,4 :44,5)	(49) 14,2±7,8 [13,9] (4,4 :54,8)	(33) 15,1±8,5 [13,3] (5,7 :48,8)	(34) 14,7±6,9 [14,4] (5,7 :36,6)	(13) 13,8±4,0 [14,7] (7,3 :21,3)

Tableau 4 – Evolution des niveaux T (nC) par groupes d'électrodes et sur l'ensemble du porte-électrode –(N) Moy ± D.S. [med] (min : max)

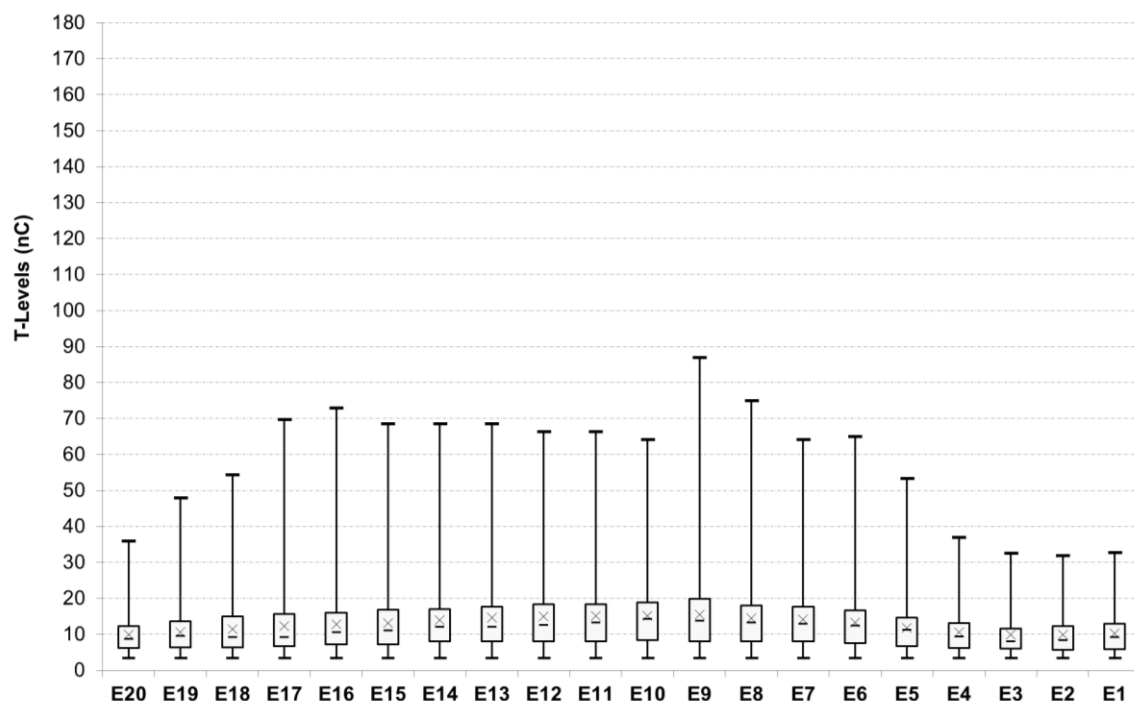


Figure 6 – Répartition des niveaux T moyens par électrode

	Session 1 – (1 mois)	Session 2 – (3mois)	Session 3 – (6 mois)	Session 4 – (12 mois)	Session 5 – (18 mois)	Session 6 – (24 mois)	Session 7 – (36 mois)
<b>Apicales (5 : E20-E16)</b>	(59) 20,3±11,8 [17,4] (8,3 : 87,2)	(53) 24±12,5 [21,5] (11,6 : 89,8)	(53) 25,1±11,5 [23,7] (13,8 : 89,8)	(49) 27,8±13,8 [23,9] (15 : 94,6)	(33) 29,4±17,7 [24] (15 : 107,9)	(34) 30,9±14,5 [28,6] (15,1 : 79,3)	(13) 30±11,3 [30,4] (15,2 : 50,6)
<b>Medio-apicales (5 : E15-E11)</b>	(59) 27,8±15,5 [24,4] (10,9 : 107,3)	(53) 32,8±17 [28,7] (13,2 : 117,6)	(53) 34,3±16,4 [30,2] (14,8 : 117,6)	(49) 38,4±19,2 [33,7] (17,1 : 125,2)	(33) 41,7±26,4 [36,8] (18,2 : 158,7)	(34) 42,5±24,2 [34,1] (19,1 : 122,4)	(13) 40,5±14,6 [39,9] (21,2 : 66,9)
<b>Médio-basales (5 : E10-E06)</b>	(58) 26,5±13,7 [23,1] (11,2 : 99,3)	(52) 30,8±15,4 [26,4] (14 : 111,2)	(52) 31,9±14,8 [30,3] (15,6 : 111,2)	(48) 34,6±16,7 [31,6] (17,8 : 116,8)	(32) 37,4±23,3 [32] (17 : 143,2)	(33) 37,3±18,4 [31,8] (18,1 : 108,1)	(12) 33,5±7,8 [33,1] (24 : 50,5)
<b>Basales (5 : E05-E01)</b>	(56) 18,1±8,7 [16,4] (8,1 : 57,3)	(51) 20,3±9,4 [18] (8,1 : 63,2)	(51) 21,1±9,4 [18,8] (10,2 : 63,2)	(47) 22±9,5 [18,9] (11,3 : 64,2)	(31) 23,7±11,2 [20,8] (11,3 : 63,8)	(33) 23,3±9,6 [20,3] (9,2 : 53,6)	(12) 20,3±4,8 [19] (12,2 : 28,5)
<b>Porte électrode (20 : E20-E01)</b>	(59) 23,1±11,9 [21] (10,7 : 87,8)	(53) 27±13 [23,8] (12,6 : 95,4)	(53) 28,2±12,5 [26,8] (15 : 95,4)	(49) 30,8±14,2 [25,7] (16,7 : 99,3)	(33) 33±18,6 [28,9] (16,4 : 114,8)	(34) 33,4±15,8 [28,6] (16,4 : 86,9)	(13) 30,7±8,3 [30,7] (19,7 : 48,2)

Tableau 5 – Evolution des niveaux C (nC) par groupes d'électrodes et sur l'ensemble du porte-électrode - (N) Moy ± D.S. [med] (min : max)

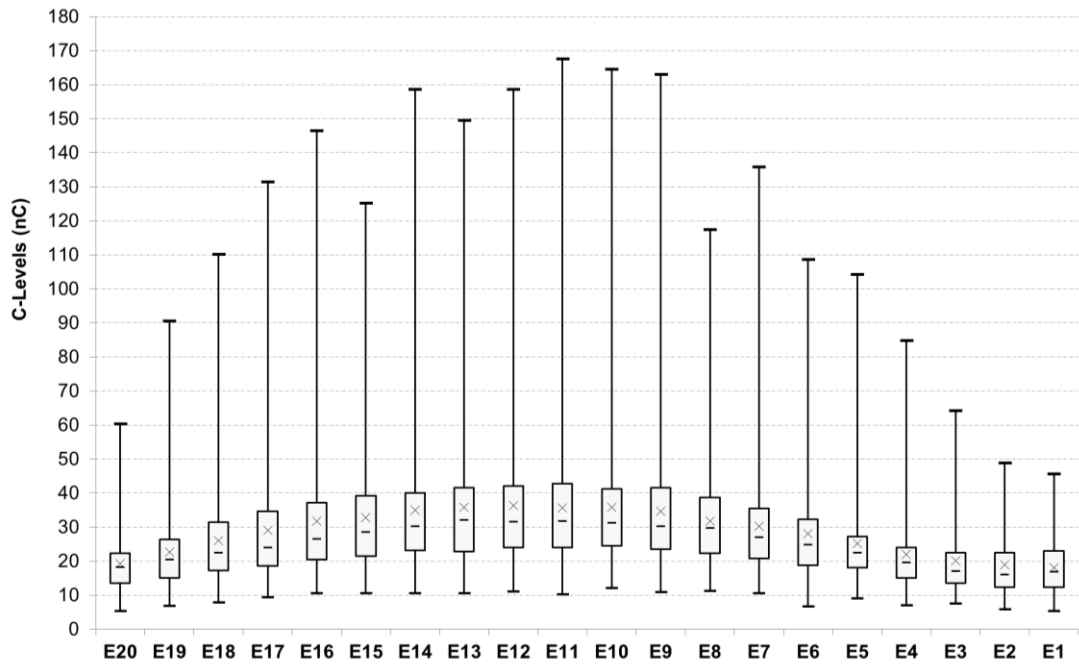


Figure 7 – Répartition des niveaux C moyens par électrode

	Session 1 – (1 mois)	Session 2 – (3mois)	Session 3 – (6 mois)	Session 4 – (12 mois)	Session 5 – (18 mois)	Session 6 – (24mois)	Session 7 – (36 mois)
<b>Apicales (5 : E20-E16)</b>	(59) 26,7±13,6 [25,4] (9,6 : 77)	(53) 31±12,6 [29,2] (11,2 : 81)	(53) 30±9,6 [29] (12 : 57,6)	(49) 31,8±10 [30,6] (18 : 57,6)	(33) 31,3±9 [30,4] (18 : 54,4)	(34) 33,2±10 [31,3] (16,2 : 57,8)	(13) 33,3±9,9 [33] (18 : 54)
<b>Medio- apicales (5 : E15-E11)</b>	(59) 38,7±18,2 [39,6] (9,6 : 83,8)	(53) 44,6±17,8 [47,8] (15,8 : 81,6)	(53) 43,4±15,8 [42,2] (17,4 : 86,6)	(49) 45,8±15,8 [44,2] (19 : 80,8)	(33) 46,6±15,4 [48,6] (20,4 : 80,8)	(34) 47,6±16,9 [43,9] (22,6 : 80,8)	(13) 47±13,4 [42,6] (30,8 : 72,4)
<b>Médio-basales (5 : E10-E06)</b>	(58) 34,8±16,5 [33,4] (10 : 73,8)	(52) 39,6±16,2 [40,9] (10 : 81,6)	(52) 38,3±14,5 [38,5] (14 : 80,4)	(48) 38,2±12,8 [40,6] (12,8 : 71,8)	(32) 38,5±13 [38,5] (14,6 : 64,8)	(33) 39,3±12 [39,2] (18,4 : 60,6)	(12) 37,7±7,6 [39,6] (25,8 : 46,6)
<b>Basales (5 : E05-E01)</b>	(56) 21,2±11,4 [19,4] (6,5 : 63,2)	(51) 29,9±11,5 [21,3] (6 : 66,6)	(51) 23,3±10,4 [21,6] (7,2 : 64,8)	(47) 21,1±6,2 [21,2] (7 : 37)	(31) 21,5±6,7 [21] (7,5 : 37)	(33) 21,8±7 [21] (8,4 : 36)	(12) 19,6±4,7 [19,1] (11 : 28,2)
<b>Porte électrode (20 : E20-E01)</b>	(59) 30,4±13,7 [30,2] (9,6 : 64,3)	(53) 34,6±12,8 [36,3] (11,1 : 61,9)	(53) 33,9±11,2 [33,1] (13,2 : 64,6)	(49) 34,6±9,8 [37,1] (17,6 : 58,6)	(33) 34,8±9,7 [34,3] (17,9 : 57,2)	(34) 35,7±9,6 [34,2] (16,4 : 57,2)	(13) 34,9±5,8 [34,6] (26,2 : 47,9)

Tableau 6 – Evolution des dynamiques électriques ( $\mu$ s) par groupes d'électrodes et sur l'ensemble du porte-électrode - (N) Moy  $\pm$  D.S. [med] (min : max)

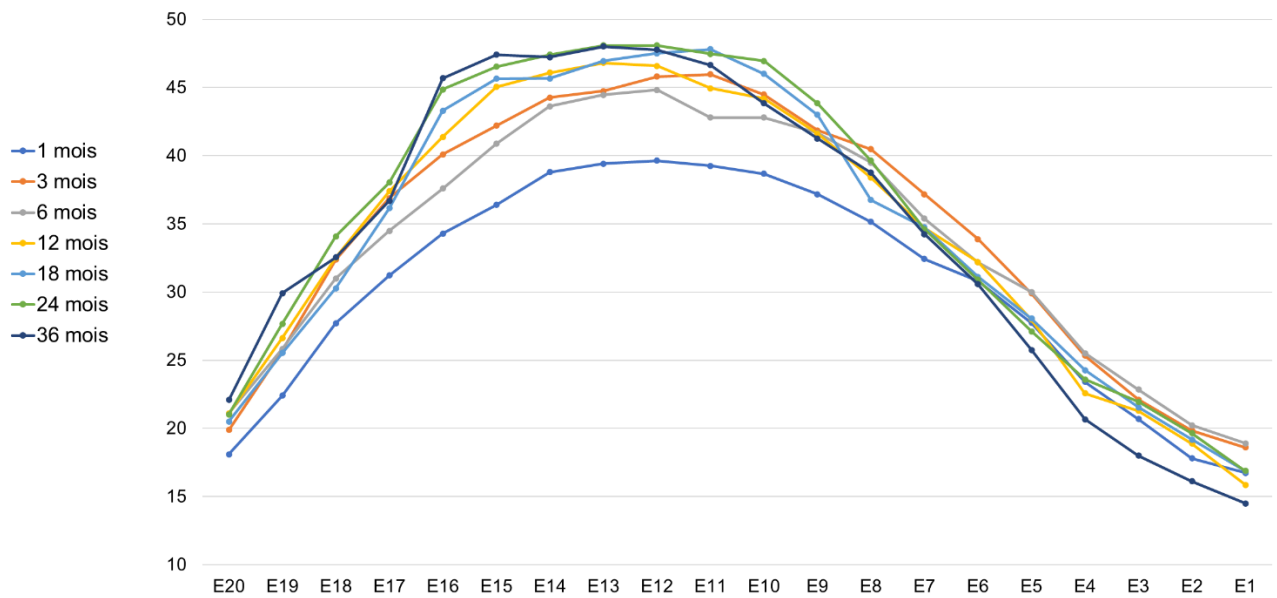


Figure 8 – Dynamiques électriques ( $\mu$ s) par électrode et par session

### **Corrélations entre paramètres de réglage, facteurs cliniques et résultats fonctionnels**

En raison de données manquantes, seuls 37 sujets ont été pris en compte pour les analyses de corrélations. Les coefficients de corrélation  $r$  que nous obtenions sont retranscrits en annexe 4. On relevait que les niveaux T des quatre groupes d'électrodes étaient hautement et significativement corrélés entre eux, et aux niveaux C. Cette observation était valable pour les niveaux C.

Additionnellement, une corrélation négative modérée mais significative se peignait entre les impédances et les niveaux T. Le reste des corrélations était faible ou non significatif. La figure 9 permet de visualiser cela.

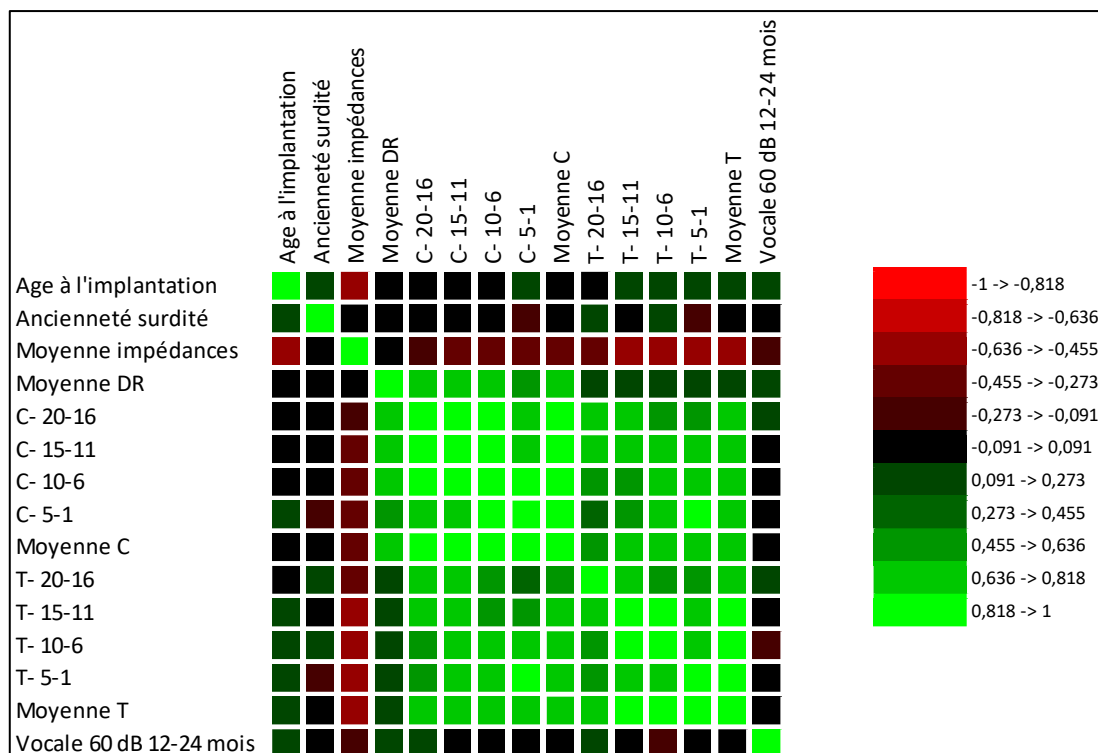


Figure 9 – Corrélogramme

Aucune différence significative ne ressortait entre les moyennes des impédances, niveaux T, niveaux C et EDR en fonction des différentes étiologies de surdité. Les coefficients de détermination  $R^2$  étaient respectivement de 0,21 – 0,15 – 0,20 – 0,17. Cela signifie que moins de 25% de la variabilité des moyennes des paramètres étudiés était expliquée par les étiologies de la surdité.

## **Discussion**

### **Représentativité de l'échantillon d'étude**

La population de notre étude semblait représentative des populations adultes d'utilisateurs d'implants cochléaires dans la littérature (16,26,27,35–37). Le ratio homme/femme était équilibré, avec une moyenne d'âge dans la sixième décennie et une surdité profonde souvent progressive, installée depuis une vingtaine d'années à la date de l'implantation. Un quart des étiologies de surdité restaient inconnues. Ce taux est inférieur à ceux de Schramm et al., Mosca et al., Martins et al., voisins de 40 % (27,35,37). On peut donc penser qu'il ne s'agit pas d'un biais d'information.

On note que seuls 6 enfants ont été inclus.

### **Efficacité et sécurité du système Neuro**

Le score en audiométrie vocale dans le calme, de l'oreille implantée, à 1 an, était de  $58 \pm 33$  %. Le gain par rapport au score pré opératoire avec aide auditive était de  $44 \pm 40$  points de pourcentage. Schramm et al. rapportaient quant à eux une intelligibilité à 1 an après implantation du Neuro Zti de  $72 \pm 24$  % et un gain de  $59 \pm 30$  vis-à-vis de l'oreille appareillée en pré opératoire (27). Ces chiffres, encourageants en termes d'efficacité clinique du système Neuro, ne paraissent pas discordants, mais doivent être comparés avec précaution. Nos audiométries reposaient sur les listes dissyllabiques de Fournier à 60 dB HL tandis que Schramm et al. s'étaient basés sur le test HINT dans le calme, à 60 dB SPL. De plus, nos valeurs d'intelligibilité à 1 an n'ont pu être précisées que chez 41 des 70 sujets inclus, suggérant un biais de sélection. Soulignons qu'en 2020, le suivi otologique a été notablement impacté par la crise sanitaire du COVID 19. On conjecture que les bilans annuels des patients aux moins bons résultats implantatoires ont été prioritairement maintenus. Parfois, le délai d'implantation était simplement inférieur à un an à la date de collecte des données. En dépit de tout cela, le test t de Student sur l'échantillon des 41 patients appariés en pré et post opératoire atteste la significativité de l'amélioration audiolinguistique.

La pose de l'implant Neuro Zti s'avère sûre. Peu de complications majeures en résultent. Tout comme Schramm et al., nous n'avons pas observé d'événements indésirables per opératoires. Notre taux d'événements indésirables graves post intervention (1,4%) était inférieur au leur (4 %).

Nous avons mis en évidence 3% de défaillances de la partie interne, n'ayant pas nécessité d'explantation-réimplantation. Les données de fiabilité du Neuro Zti alléguées par le fabricant font état d'une survie cumulée à 5 ans de 99,7%, contre 96,8% à 15 ans pour le Digisonic SP (38).

### **Procédure et paramètres de réglage**

Il faut noter qu'il n'existe pas de recommandations universelles de bonnes pratiques cliniques en matière de réglage. En l'absence également de standardisation dans l'évaluation des performances auditives en post implantation, il est complexe de comparer les pratiques et les résultats qu'elles engendrent. Au sein de la littérature, seulement six études se penchent sur les habitudes de réglage, et mettent en exergue leur variabilité en fonction des professionnels, des centres d'implantation et des marques d'implants. Vaerenberg et al, Wathour and al., Browning et al. faisaient ressortir quelques consensus (39–41). Dans leurs séries, les impédances étaient systématiquement calculées à chaque session. L'essentiel du réglage consistait à établir les niveaux T et C, par approche comportementale. Les autres paramètres étaient usuellement laissés à leur valeur de défaut. Les tests auditifs de contrôle étaient préférentiellement réalisés dans le calme. Les audioprothésistes avaient peu recours aux mesures objectives, et lorsque cela était le cas, ils mesuraient plus volontiers les ECAP que les ESRT.

Du reste, de nombreux auteurs se sont interrogés sur la pertinence de l'utilisation des paramètres objectifs, et particulièrement les ECAP, dans le réglage. Bien qu'il s'agisse de mesurer la même réponse électrophysiologique, selon les fabricants, la terminologie est différente : on emploie par exemple l'appellation « Neural Response Telemetry » (NRT) chez Cochlear®. La méta-analyse de De Vos et al. concluait que les ECAP sont généralement un très faible facteur prédictif des niveaux T et C (42). Pourtant, pour les implants Nucléus (Cochlear®), des corrélations ont été décrites entre le seuil de réponse électrique, T-NRT, et les seuils subjectifs T et C, en fonction des stratégies de codage (43). De telles corrélations n'ont pas été retrouvées chez Oticon®, qui ne propose pas d'aide au réglage s'appuyant sur les ECAP.

Les ESRT pourraient être plus propices à cet effet (25), mais sont en pratique exceptionnellement déterminés. Les impédances, paramètres déjà couramment employés, s'érigent en alternative séduisante dans ce cadre : Zarowski, Molisz et al. dévoilaient une forte

corrélation négative entre impédances et niveaux T et C (44). Dans notre étude, nous retrouvions une corrélation semblable entre impédances et niveaux T.

On constate que la méthode de réglage du système Neuro au CHU de Nantes se conformait aux lignes directrices précédemment énumérées. Les paramètres hors niveaux T et C, présentés en annexe 3, restaient pour la plupart aux valeurs proposées par défaut.

L'activation avait en moyenne lieu à  $22 \pm 11$  jours après l'implantation, ce qui concorde avec ce que l'on rencontre dans la plupart des publications (39,40). Ce laps de temps est assez long si l'on considère les multiples études ayant démontré la faisabilité et l'innocuité d'une activation précoce, dès J1 (45–47).

### **Distribution des niveaux T et C**

Les niveaux T et C de nos MAPs tendaient à croître au cours du temps, et plus particulièrement durant la première année de réglage. Cette évolution a aussi été constatée par d'autres auteurs (16,35).

Nous avons décrit des niveaux T et C augmentés au niveau des électrodes médiales. Dans la littérature, une distribution topographique différente prédomine : les niveaux T et C sont rapportés plus élevés à l'extrémité basale de la cochlée (16,36,48). La distance au modiolus, habituellement plus grande pour les électrodes basales que pour les électrodes apicales, expliquerait en partie cette répartition. De surcroît, dans les surdités neurosensorielles, la partie basale de la cochlée est ordinairement affectée avant la partie apicale. La dégénération des fibres nerveuses et la fibrose y est accrue. Les impédances relativement hautes que nous avons mesurées dans la spire cochléaire basale corroborent ces hypothèses.

Comme nous, Guenser et al. dans leur série à propos de patients implantés avec le Digisonic SP montraient des niveaux T et C accrus en regard des électrodes médiales (49). Le fait qu'on visionne empiriquement cette distribution lors du réglage des implants Oticon Medical® à l'écran des logiciels Digimap auparavant, Genie Medical CI actuellement, interpelle. On est amené à s'interroger sur l'existence de particularités propres à la marque.

### **Déterminants des niveaux T et C**

Des facteurs influençant les niveaux T et C ont été évoqués : l'âge à l'implantation, l'ancienneté de la surdité, l'extensivité des lésions cochléaires et par là l'étiologie de la surdité, la présence d'acouphènes. Ainsi, Vargas et al. énonçaient un accroissement des niveaux T avec l'âge à l'implantation et l'ancienneté de la surdité, et des niveaux T et C en cas de dommages

cochléaires sévères (48) Pierzycki et al. exposaient des niveaux T plus élevés chez les patients avec acouphènes : les mesures étaient plus difficiles car les patients confondaient stimulation via l'implant et acouphènes. Les niveaux C étaient aussi affectés : patients et régleurs craignaient qu'une stimulation trop importante n'aggrave les acouphènes (50).

Cependant, la littérature n'est pas unanime. Le travail de van der Beek et al. portant sur 151 patients, ne repérait qu'une faible corrélation des niveaux T avec l'ancienneté de la surdité et pas de corrélation avec l'âge à l'implantation. Leurs niveaux C n'étaient pas corrélés à l'ancienneté de la surdité (16). Dans notre étude, nous n'avons pas non plus mis en lumière de corrélations significatives entre paramètres de réglages et données cliniques, peut-être par manque de puissance.

### **Retentissement des niveaux T et C sur les résultats fonctionnels**

De nombreuses études démontrent l'impact de la MAP, et en particulier des niveaux T et C sur les performances auditives. Des niveaux T trop élevés induiraient notamment la perception de bruits de fond, tandis que des niveaux T trop bas limiteraient la perception des sons faibles et la compréhension des voix douces (40). La sous-estimation des niveaux C dégradait les résultats audiométriques en tonale et vocale dans la série de Martins et al. (37).

L'augmentation des niveaux T reflète la détérioration de la fonctionnalité du nerf auditif. Il en découle une réduction de la sensibilité à la stimulation électrique et donc de la dynamique électrique. La résolution de la perception de l'intensité sonore est alors amoindrie (48). La corrélation significative entre les scores de reconnaissance vocale avec les niveaux T et les EDR mise en relief par van der Beek et al. (16) ou plus récemment de Graaf et al. (51) semble logique d'un point de vue physiopathologique.

Néanmoins, à l'instar de quelques équipes, nous n'avons pas constaté de lien direct entre la dynamique électrique et le score de vocale. Rüeg et al. n'obtenaient pas de corrélation entre les seuils T et C et l'intelligibilité dans le calme malgré leur large effectif de 237 patients (52). D'autres publications révélaient seulement des associations faibles, ou bien restreintes à des circonstances particulières, entre les niveaux électriques et les résultats en audiométrie, (53–55). Précisons que la comparabilité de ces études avec la nôtre est imparfaite puisqu'on a ici affaire à des populations de patients implantés avec le système d'implant cochléaire Nucleus (Cochlear®) et les modalités des scores de reconnaissance vocale sont différentes.

## **Forces et limites de l'étude**

Ce travail fournit des chiffres d'efficacité et sûreté du système d'implant Neuro, et débouche sur une application concrète en matière de réglage. Il offre effectivement des données normatives inédites auxquelles on peut envisager de se référer lors du réglage chez les patients incapables de coopérer : leurs niveaux T et C devraient être cohérents avec la distribution obtenue ici. Il apporte une pierre à l'édifice d'une littérature contradictoire en termes de déterminants des niveaux T et C et du retentissement de ces derniers sur les scores de reconnaissance vocale. Enfin, il effleure le potentiel des impédances en tant que paramètre objectif prédictif des niveaux T et C, dans l'optique d'un réglage automatisé à partir de mesures électrophysiologiques.

On ne peut par contre pas nier le biais d'information inhérent à la nature rétrospective de cette étude. La durée de suivi pouvait être trop courte, et les données audiométriques à 1 an post opératoire n'étaient pas toujours disponibles, immergeant un biais de sélection dans l'analyse de l'efficacité du système Neuro.

Le caractère monocentrique a circonscrit le panel de patients inclus, et restreint la validité externe de nos observations, d'autant plus que les procédures de réglage et de suivi sont variables d'un centre à l'autre. Ce travail est préliminaire à « L'étude française sur l'utilisation en vie réelle du neUro cochlear implant system à la suite d'une chirurgie D'Implantation cOchélaire chez les adultes et les enfants » (AUDITION), dont Oticon Medical® est le promoteur, et qui est actuellement en cours de réalisation, dans trois centres géographiquement éloignés : les CHU de Lille et Clermont-Ferrand, en plus du CHU de Nantes.

## **Perspectives**

Une description précise de profils de niveaux T et C pour le système Neuro, étayée par des études prospectives multicentriques, pourrait aboutir à la conception de modèles prédictifs fiables, à l'échelle individuelle, extrapolés à partir des mesures des niveaux électriques d'une seule électrode, à l'image de ce qu'ont soumis van der Beek et al. (16). Du fait des hautes corrélations retrouvées entre les niveaux T et C des différents groupes d'électrodes, cela paraît d'autant plus réalisable par des équations simples. Ces algorithmes seraient d'un intérêt décisif compte tenu de l'inexistence de relations établies entre mesures objectives et niveaux électriques déterminés par approche comportementale. Le réglage gagnerait en rapidité pour tous les patients, et en précision pour ceux dans l'incapacité d'exprimer leurs seuils. La question de la place des impédances en tant que paramètre objectif d'aide au réglage se pose aussi.

## Conclusion

La qualité auditive des usagers d'implants cochléaires dépend de l'efficacité de la stimulation électrique exercée, régie par le réglage. Celui-ci doit dès lors manifestement être optimisé. A notre connaissance, aucune autre étude à ce jour ne porte sur le réglage du système d'implant cochléaire Neuro (Oticon Medical®). Nos résultats constituent une première référence descriptive consultable à titre indicatif lors des réglages difficiles.

Ils asseyent aussi la fiabilité de l'implant Neuro Zti chez l'adulte. A un an post implantation, le score de reconnaissance vocale avait significativement progressé.

Nous n'avons pas mis en évidence de profils de réglage en fonction des caractéristiques cliniques des patients, ou de corrélation entre principaux paramètres de réglage et performances audiométriques. Toutefois, les associations retrouvées entre impédances – niveaux T, et niveaux T et C des différents groupes d'électrodes ouvrent des perspectives d'aide objective au réglage.

# Annexes

## Annexe 1 – Procédure chirurgicale et activation de l'implant

Type Implantation	Nombre (N) et/ou proportion (%) ou précisé	
Implantations unilatérales	63	90,0% (70)
Implantations bilatérales	7	10,0% (70)
<b>Bilatéralisation</b>		
Simultanée	1	14,3% (7)
Séquentielle	6	85,7% (7)
<b>Modèle Implant</b>		
Neuro Zti EVO	69	98,6% (70)
Neuro Zti CLA	1	1,4% (70)
<b>Electrodes Insérées</b>	19,7 ± 1,3 [20,0] (10,0 : 20,0) (70)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
Insertion complète : 20 électrodes	66	94,3% (70)
Insertion partielle : 19 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 18 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 17 électrodes	3	4,3% (70)
Insertion partielle : 16 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 15 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 14 électrodes	1	1,4% (70)
Insertion partielle : 13 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 12 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 11 électrodes	0	0,0% (70)
Insertion partielle : 10 électrodes	1	1,4% (70)
<b>Nombre de vis posées</b>	1,92 ± 0,33 [2,0] (0,0 : 2,0) (61)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
2 vis	57	93,4% (61)
1 vis	3	4,9% (61)
0 vis	1	1,6% (61)
Inconnu	9	-
<b>Explantations – Réimplantations</b>	7	10% (70)
Défaillance implant	5	7,1% (70)
Raison Médicale	2	2,9% (70)
Extrusion électrode post-chute	1	1,4% (70)
Casse partie interne post-traumatisme	1	1,4% (70)
<b>Modèle Implant Explanté</b>		
Digisonic Convex	2	28,6% (7)
Digisonic SP	5	71,4% (7)
<b>Durée de vie 1<sup>er</sup> implant (ans) ou délai IC 1 vs IC 2</b>	10,5 ± 5,0 [11,9] (4,4 : 16,2) (7)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Bimodalité (pour implantations unilatérales)</b>		
Utilisateurs (IC/aide auditive)	47	74,6 % (63)
Non-utilisateurs (IC/-)	14	22,2 % (63)
Inconnu	2	3,2% (63)
<b>Processeurs à date d'activation</b>		
Neuro One	13	18,6% (70)
Neuro 2	57	81,4% (70)
<b>Processeurs à date de réalisation de l'étude</b>		
Neuro One	0	0,0% (70)
Neuro 2	70	100,0% (70)
<b>Délai d'upgrade Neuro One to Neuro 2 (mois)</b>	19,5 ± 18,6 [14,1] (1,2 : 64,2) (13)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Délai d'activation 1<sup>er</sup> processeur (jours)</b>	22,0 ± 11,0 [22,0] (4,0 : 70,0) (68)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Electrodes activées</b>	19,5 ± 1,7 [20,0] (10,0 : 20,0) (67)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
20 électrodes	56	83,6% (67)
19 électrodes	4	6,0% (67)
18 électrodes	2	3,0% (67)
17 électrodes	1	1,5% (67)
16 électrodes	1	1,5% (67)
15 électrodes	1	1,5% (67)
14 électrodes	1	1,5% (67)
13 électrodes	0	0,0% (67)
12 électrodes	0	0,0% (67)
11 électrodes	0	0,0% (67)
10 électrodes	1	1,5% (67)
Inconnu	3	-
<b>Différence électrodes insérées / électrodes activées</b>	0,25 ± 0,68 [0,0] (0,0 : 3,0) (67)	Moy ± D.S. [med] (min: max) (N)
<b>Evénements indésirables per-opératoires</b>	0	0,0% (70)
<b>Evénements indésirables post-opératoires</b>	19	27,1% (70)
Evènements indésirables mineurs	18	25,7% (70)
Evènements indésirables graves	1	1,4% (70)

Annexe 2 – Caractéristiques des sous-échantillons des MAPs

<b>Session</b>	<b>Durée post-implantation théorique (mois)</b>	<b>Durée post-implantation théorique (jours)</b>	<b>Nombre de MAPs identifiées (n)</b>	<b>Durée moyenne post-implantation(jours) Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)</b>	<b>Delta moyen durée théorique durée observée (jours) Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)</b>
<b>1</b>	1	30,5	59	35,2 ± 10,7 [34,0] (18,0 : 70,0) (59)	4,7 ± 10,7 [3,5] (-3,0 : 39,5) (59)
<b>2</b>	3	91,5	53	97,1 ± 21,9 [97] (53,0 : 148,0) (53)	5,6 ± 21,9 [5,5] (-38,5 : 56,5,0) (53)
<b>3</b>	6	183	53	190,0 ± 40,4 [186] (121,0 : 295,0) (53)	7,0 ± 40,4 [3] (-62 : 112,0) (53)
<b>4</b>	12	366	49	350,7 ± 46,1 [357,0] (238,0 : 451,0) (49)	-15,3 ± 46,1 [-9,0] (-128,0 : 85,0) (49)
<b>5</b>	18	549	33	542,9 ± 61,3 [544,0] (427,0 : 680,0) (33)	-6,1 ± 61,3 [-5,0] (-122,0 : 131,0) (33)
<b>6</b>	24	732	34	752,9 ± 60,9 [739,0] (620,0 : 880,0) (34)	20,9 ± 60,9 [7,0] (-112,0 : 148,0) (34)
<b>7</b>	36	1098	13	1049,2 ± 107,8 [1084,0] (816,0 : 1152,0) (13)	-48,8 ± 107,8 [-14,0] (-282,0 : 54,0) (13)

## Annexe 3 – Paramètres généraux des MAPs

		Nombre (N) et/ou proportion (%) ou précisé	
<b>Nombre de programmes</b>			
Session 1 : 1 mois		1,7 ± 1,1 [1,0] (1,0 : 4,0) (59)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 2 : 3 mois		1,8 ± 1,1 [1,0] (1,0 : 4,0) (53)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 3 : 6 mois		1,8 ± 1,0 [1,0] (1,0 : 4,0) (53)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 4 : 12 mois		1,7 ± 0,9 [1,0] (1,0 : 4,0) (49)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 5 : 18 mois		1,6 ± 0,7 [1,0] (1,0 : 4,0) (33)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 6 : 24 mois		1,6 ± 0,7 [1,0] (1,0 : 4,0) (34)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 7 : 36 mois		1,8 ± 0,8 [1,0] (1,0 : 4,0) (13)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
<b>Intensité de Stimulation</b>			
Session 1 : 1 mois		0,42 ± 0,09 [0,44] (0,27 : 0,93) (59)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 2 : 3 mois		0,44 ± 0,11 [0,44] (0,29 : 1,02) (53)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 3 : 6 mois		0,44 ± 0,10 [0,44] (0,29 : 1,02) (53)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 4 : 12 mois		0,46 ± 0,12 [0,44] (0,31 : 1,08) (49)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 5 : 18 mois		0,50 ± 0,22 [0,44] (0,29 : 1,51) (33)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 6 : 24 mois		0,51 ± 0,18 [0,44] (0,31 : 1,20) (34)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
Session 7 : 36 mois		0,47 ± 0,10 [0,44] (0,36 : 0,73) (13)	Moy ± D.S. [med] (min : max) (N)
<b>Cadence de Stimulation</b>			
Session 1 : 1 mois :	500 pps	58	98,3% (59)
	1000 pps	1	1,7% (59)
Session 2 : 3 mois :	500 pps	53	100,0% (53)
Session 3 : 6 mois :	500 pps	53	100,0% (53)
Session 4 : 12 mois :	500 pps	47	95,9% (49)
	1000 pps	1	2,0 % (49)
	400 pps	1	2,0 % (49)
Session 5 : 18 mois :	500 pps	32	97,0 % (33)
	400 pps	1	3,0% (33)
Session 6 : 24 mois :	500 pps	31	91,2 % (34)
	667 pps	1	2,9 % (34)
	400 pps	1	2,9 % (34)
	333 pps	1	2,9 % (34)
Session 7 : 36 mois :	500 pps	12	92,3% (13)
	333 pps	1	7,7% (13)
<b>Pics par trames (N-of-M)</b>			
Session 1 : 1 mois :	n=8 (défaut)	57	96,6% (59)
	n=7	1	1,7% (59)
	n=6	1	1,7% (59)
Session 2 : 3 mois :	n=8 (défaut)	52	98,1% (53)
	n=6	1	1,9% (53)
Session 3 : 6 mois :	n=8 (défaut)	52	98,1% (53)
	n=6	1	1,9% (53)
Session 4 : 12 mois :	n=8 (défaut)	48	98,0% (49)
	n=6	1	2,0% (49)
Session 5 : 18 mois :	n=8 (défaut)	32	97,0% (33)
	n=6	1	3,0% (33)
Session 6 : 24 mois :	n=8 (défaut)	33	97,1% (34)
	n=6	1	2,9% (34)
Session 7 : 36 mois :	n=8 (défaut)	12	92,3% (13)
	n=6	1	7,7% (13)
<b>Stratégie de codage</b>			
CRYSTALIS CAP		Toutes sessions	100% (294)
<b>Directivité</b>			
Auto (tri-mode)		Toutes sessions	~99,9% (294)
Mode avec omni directivité		Toutes sessions	1 cas
<b>Voice Track</b>			
2 : « Low » (défaut)		Toutes sessions	90,82% (294)
3 : « Medium »		Toutes sessions	8,84% (294)
4 : « High »		Toutes sessions	0,34% (294)

Annexe 4 – Matrice de corrélation (les coefficients de Pearson en gras sont différents de 0 à un degré de signification  $\alpha=0,05$ )

Variables	Age à l'implantation	Ancienneté studente	Moyenne impédances	Moyenne DR	C-20-16	C-15-11	C-10-6	C-5-1	Moyenne C	T-20-16	T-15-11	T-10-6	T-5-1	Moyenne T	Vocale 60 dB 12-24 mois
Vocale 60 dB 12-24 mois	0,140	-0,043	-0,168	0,114	0,126	0,064	-0,006	0,018	0,046	0,139	-0,030	-0,101	-0,074	-0,033	<b>1</b>
Moyenne T	0,133	0,030	<b>-0,525</b>	0,198	<b>0,692</b>	<b>0,760</b>	<b>0,687</b>	<b>0,707</b>	<b>0,776</b>	<b>0,795</b>	<b>0,968</b>	<b>0,921</b>	<b>0,830</b>	<b>1</b>	-0,033
T-5-1	0,199	-0,204	<b>-0,534</b>	0,272	<b>0,495</b>	<b>0,659</b>	<b>0,645</b>	<b>0,862</b>	<b>0,704</b>	<b>0,464</b>	<b>0,733</b>	<b>0,775</b>	<b>1</b>	<b>0,830</b>	-0,074
T-10-6	0,188	0,096	<b>-0,504</b>	0,253	<b>0,612</b>	<b>0,693</b>	<b>0,749</b>	<b>0,711</b>	<b>0,740</b>	<b>0,628</b>	<b>0,851</b>	<b>1</b>	<b>0,775</b>	<b>0,921</b>	-0,101
T-15-11	0,105	0,067	<b>-0,488</b>	0,127	<b>0,662</b>	<b>0,739</b>	<b>0,600</b>	<b>0,609</b>	<b>0,724</b>	<b>0,774</b>	<b>1</b>	<b>0,851</b>	<b>0,733</b>	<b>0,968</b>	-0,030
T-20-16	-0,007	0,102	<b>-0,334</b>	0,151	<b>0,740</b>	<b>0,643</b>	<b>0,518</b>	<b>0,404</b>	<b>0,630</b>	<b>1</b>	<b>0,774</b>	<b>0,628</b>	<b>0,464</b>	<b>0,795</b>	0,139
Moyenne C	0,035	-0,008	-0,299	<b>0,736</b>	<b>0,929</b>	<b>0,984</b>	<b>0,956</b>	<b>0,871</b>	<b>1</b>	<b>0,630</b>	<b>0,724</b>	<b>0,740</b>	<b>0,704</b>	<b>0,776</b>	0,046
C-5-1	0,148	-0,152	<b>-0,371</b>	<b>0,626</b>	<b>0,679</b>	<b>0,813</b>	<b>0,861</b>	<b>1</b>	<b>0,871</b>	<b>0,404</b>	<b>0,609</b>	<b>0,711</b>	<b>0,862</b>	<b>0,707</b>	0,018
C-10-6	0,082	0,060	-0,279	<b>0,787</b>	<b>0,849</b>	<b>0,914</b>	<b>1</b>	<b>0,861</b>	<b>0,956</b>	<b>0,518</b>	<b>0,600</b>	<b>0,749</b>	<b>0,645</b>	<b>0,687</b>	-0,006
C-15-11	0,016	0,020	-0,276	<b>0,712</b>	<b>0,928</b>	<b>1</b>	<b>0,914</b>	<b>0,813</b>	<b>0,984</b>	<b>0,643</b>	<b>0,739</b>	<b>0,693</b>	<b>0,659</b>	<b>0,760</b>	0,064
C-20-16	-0,071	-0,013	-0,182	<b>0,678</b>	<b>1</b>	<b>0,928</b>	<b>0,849</b>	<b>0,679</b>	<b>0,929</b>	<b>0,740</b>	<b>0,662</b>	<b>0,612</b>	<b>0,495</b>	<b>0,692</b>	0,126
Moyenne DR	0,009	0,008	-0,076	<b>1</b>	<b>0,678</b>	<b>0,712</b>	<b>0,787</b>	<b>0,626</b>	<b>0,736</b>	0,151	0,127	0,253	0,272	0,198	0,114
Moyenne impédances	<b>-0,578</b>	-0,071	<b>1</b>	-0,076	-0,182	-0,276	-0,279	<b>-0,371</b>	-0,299	<b>-0,334</b>	<b>-0,488</b>	<b>-0,504</b>	<b>-0,534</b>	<b>-0,525</b>	-0,168
Ancienneté studente	0,248	<b>1</b>	-0,071	0,008	-0,013	0,020	0,060	-0,152	-0,008	0,102	0,067	0,096	-0,204	0,030	-0,043
Age à l'implantation	<b>1</b>	0,248	<b>-0,578</b>	0,009	-0,071	0,016	0,082	0,148	0,035	-0,007	0,105	0,188	0,199	0,133	0,140

## Liste des abréviations

AGC : Automatic Gain Control (contrôle automatique de gain)

ANOVA : ANalysis Of Variance (analyse de la variance)

CAP : Coordinated Adaptive Processing (traitement adaptatif coordonné)

dB HL : décibels Hearing Loss

dB SPL : décibels Sound Pressure Level

ECAP : Electrically evoked Compound Action Potential (potentiel d'action composite électrique)

EDR : Electrical Dynamic Range (dynamique électrique)

ESRT : Electrically evoked Stapedius Reflex Threshold (seuil du reflexe stapédien évoqué électriquement)

FAS : Full Analysis Set (ensemble d'analyse intégral)

HSD : Honestly Significant Different (différence significative honnête)

IDR : Input Dynamic Range (dynamique d'entrée acoustique)

LPP : Liste des Produits et Prestations remboursables

MPIS : Main Peak Interleaved Sampling (échantillonnage intercalé du pic principal)

NRT : Neural Response Telemetry (télémétrie des réponses neurales)

RNIPH : Recherche N'Impliquant pas la Personne Humaine

SD : Stimulus Duration (durée de stimulation)

## Bibliographie

1. Hermann R, Lescanne E, Loundon N, Barone P, Belmin J, Blanchet C, et al. French Society of ENT (SFORL) guidelines. Indications for cochlear implantation in adults. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. juin 2019;136(3):193-7.
2. Simon F, Roman S, Truy E, Barone P, Belmin J, Blanchet C, et al. Guidelines (short version) of the French Society of Otorhinolaryngology (SFORL) on pediatric cochlear implant indications. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. oct 2019;136(5):385-91.
3. Djourno A, Eyries C, Vallancien B. Premiers essais d'excitation électrique du nerf auditif chez l'homme, par micro-appareils inclus à demeure, *Presse Medicale*(1957)
4. Eshraghi AA, Nazarian R, Telischi FF, Rajguru SM, Truy E, Gupta C. The Cochlear Implant: Historical Aspects and Future Prospects. *Anat Rec*. nov 2012;295(11):1967-80.
5. Gallego S, Collet L. L'implant cochléaire : comment et pourquoi cela marche ? *ORL Autrement*. 1 mars 2010;1:9-23.
6. Truy E, Lina-Granade G, Apruzesse H, Herrmann R, Coudert A, Gallégo S, et al. Implantation cochléaire de l'adulte et de l'enfant. 2021;14.
7. Arora K. Cochlear Implant Stimulation Rates and Speech Perception. Dans: Ramakrishnan S, rédacteur. *Modern Speech Recognition Approaches with Case Studies* [En ligne]. InTech; 2012 [cité le 28 juill 2021]. Disponible: <http://www.intechopen.com/books/modern-speech-recognition-approaches-with-case-studies/cochlear-implant-stimulation-rates-and-speech-perception>
8. Shapiro WH, Bradham TS. Cochlear Implant Programming. *Otolaryngologic Clinics of North America*. févr 2012;45(1):111-27.
9. Banda González RI, Castillo Castillo S, Roque Lee G. Fitting parameters for cochlear implant. *BolMed Hosp Infant Mex*. 2017;74:65---69
10. Skinner MW. Optimizing Cochlear Implant Speech Performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. sept 2003;112(9\_suppl):4-13.
11. Wesarg T, Battmer R-D, Garrido LC, Dillier N, Garcia-Ibáñez L, Hey M, et al. Effect of changing pulse rate on profile parameters of perceptual thresholds and loudness comfort levels and relation to ECAP thresholds in recipients of the Nucleus CI24RE device. *International Journal of Audiology*. oct 2010;49(10):775-87.
12. Hughes ML, Vander Werff KR, Brown CJ, Abbas PJ, Kelsay DMR, Teagle HFB, et al. A Longitudinal Study of Electrode Impedance, the Electrically Evoked Compound Action Potential, and Behavioral Measures in Nucleus 24 Cochlear Implant Users: Ear and Hearing. *dec 2001;22(6):471-86*.

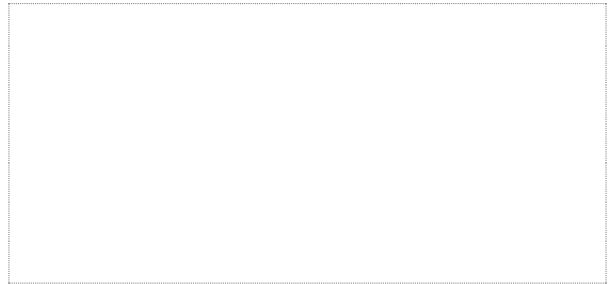
13. Zwolan TA, O'Sullivan MB, Fink NE, Niparko JK. Electric Charge Requirements of Pediatric Cochlear Implant Recipients Enrolled in the Childhood Development After Cochlear Implantation Study. *Otology & Neurotology*. févr 2008;29(2):143-8.
14. Henkin Y, Kaplan-Neeman R, Muchnik C, Kronenberg J, Hildesheimer M. Changes over time in electrical stimulation levels and electrode impedance values in children using the Nucleus 24M cochlear implant. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 1 août 2003;67(8):873-80.
15. Bonnet RM, Boermans P-PBM, Avenarius OF, Briaire JJ, Frijns JHM. Effects of Pulse Width, Pulse Rate and Paired Electrode Stimulation on Psychophysical Measures of Dynamic Range and Speech Recognition in Cochlear Implants. *Ear & Hearing*. juill 2012;33(4):489-96.
16. van der Beek FB, Briaire JJ, Frijns JHM. Population-Based Prediction of Fitting Levels for Individual Cochlear Implant Recipients. *Audiol Neurotol*. 2015;20(1):1-16.
17. Lazard DS, Bordure P, Lina-Granade G, Magnan J, Meller R, Meyer B, et al. Speech perception performance for 100 post-lingually deaf adults fitted with Neurelec cochlear implants: Comparison between Digisonic<sup>®</sup> Convex and Digisonic<sup>®</sup> SP devices after a 1-year follow-up. *Acta Oto-Laryngologica*. nov 2010;130(11):1267-73.
18. Borger D, Lina-Granade G, Verneyre S, Thai-Van H, Saaï S, Hoen M, et al. One-Year Follow Up of Auditory Performance in Post-Linguually Deafened Adults Implanted with the Neurelec Digisonic(®) SP/Saphyr(®) Neo Cochlear Implant System. *Audiol Res*. 11 juin 2015;5(2):139. PMID: PMC4698604.
19. Senkal OA, Hizal E, Yavuz H, Yilmaz I, Ozluoglu LN. Short-term results of Neurelec Digisonic SP cochlear implantation in prelingually deafened children. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. juin 2014;271(6):1415-22. PMID: 23749057.
20. Bonnard D, Lautissier S, Bosset-Audoit A, Coriat G, Beraha M, Maunoury A, et al. Comparison between bilateral cochlear implants and Neurelec Digisonic(®) SP Binaural cochlear implant: speech perception, sound localization and patient self-assessment. *Audiol Neurotol*. 2013;18(3):171-83. PMID: 23548561.
21. Verhaert N, Lazard DS, Gnansia D, Bébéar J-P, Romanet P, Meyer B, et al. Speech performance and sound localization abilities in Neurelec Digisonic<sup>®</sup> SP binaural cochlear implant users. *Audiol Neurotol*. 2012;17(4):256-66. PMID: 22584289.
22. Di Lella F, Bacciu A, Pasanisi E, Vincenti V, Guida M, Bacciu S. Main peak interleaved sampling (MPIS) strategy: effect of stimulation rate variations on speech perception in adult cochlear implant recipients using the Digisonic SP cochlear implant. *Acta Otolaryngol*. 2010;130(1):102-7. PMID: 19424919.
23. Rădulescu L, Cozma S, Niemczyk C, Guevara N, Gahide I, Economides J, et al. Multicenter evaluation of Neurelec Digisonic<sup>®</sup> SP cochlear implant reliability. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. mars 2013;270(4):1507-12. PMID: 23161275.

24. Carvalho GM de, Guimarães AC, Danieli F, Onuki LCB, Paschoal JR, Bianchini WA, et al. Evaluation of the Digisonic® SP cochlear implant: patient outcomes and fixation system with titanium screws. *Braz J Otorhinolaryngol.* déc 2012;78(6):56-62. PMID: 23306569.
25. Bergeron F, Hotton M. Comparison of eSRTs and comfort levels in users of Digisonic SP cochlear implants. *Cochlear Implants Int.* mars 2015;16(2):110-4. PMID: 25117973.
26. Franco-Vidal V, Parietti-Winkler C, Guevara N, Truy E, Loundon N, Bailleux S, et al. The Oticon Medical Neuro Zti cochlear implant and the Neuro 2 sound processor: multicentric evaluation of outcomes in adults and children. *International Journal of Audiology.* 1 févr 2020;59(2):153-60.
27. Schramm D, Chen J, Morris DP, Shoman N, Philippon D, Cayé-Thomasen P, et al. Clinical efficiency and safety of the oticon medical neuro cochlear implant system: a multicenter prospective longitudinal study. *Expert Review of Medical Devices.* 1 sept 2020;17(9):959-67.
28. Implant cochléaire Neuro Zti [En ligne] Instructions d'utilisation [cité le 14 sept 2021] disponible sur <https://www.oticonmedical.com>
29. Haute Autorité de Santé [En ligne]. Implants NEURO ZTI EVO / NEURO ZTI CLA et processeur NEURO ONE; [cité le 14 sept 2021]. Disponible: [https://www.has-sante.fr/jcms/c\\_2582554/fr/implants-neuro-zti-evo/-neuro-zti-cla-et-processeur-neuro-one](https://www.has-sante.fr/jcms/c_2582554/fr/implants-neuro-zti-evo/-neuro-zti-cla-et-processeur-neuro-one)
30. Haute Autorité de Santé [En ligne]. Systèmes d'implants cochléaires : DIGISONIC SP, DIGISONIC SP EVO, NEURO ZTI CLA, NEURO ZTI EVO, implants cochléaires - SAPHYR SP, SAPHYR CX, NEURO ONE, NEURO 2, processeurs de son; [cité le 14 sept 2021]. Disponible: [https://www.has-sante.fr/jcms/c\\_2969904/fr/systemes-d-implants-cochleaires-digisonic-sp-digisonic-sp-evo-neuro-zti-cla-neuro-zti-evo-implants-cochleaires-saphyr-sp-saphyr-cx-neuro-one-neuro-2-processeurs-de-son](https://www.has-sante.fr/jcms/c_2969904/fr/systemes-d-implants-cochleaires-digisonic-sp-digisonic-sp-evo-neuro-zti-cla-neuro-zti-evo-implants-cochleaires-saphyr-sp-saphyr-cx-neuro-one-neuro-2-processeurs-de-son)
31. Bozorg Grayeli A, Guevara N, Bébéar J-P, Ardoint M, Saai S, Hoen M, et al. Clinical evaluation of the xDP output compression strategy for cochlear implants. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology.* 1 sept 2016;273.
32. Segovia-Martinez M, Gnansia D, Hoen M. Coordinated Adaptive Processing in the Neuro Cochlear Implant System. :12.
33. Genie Medical Guide de réglages.pdf [En ligne]. [cité le 26 août 2021]. Disponible: <https://www.oticonmedical.com/-/media/medical/main/files/for-professionals/ci/audiological/gmci/fg/fr/182823frfggenie-medical-civersion-a201807interactive.pdf?la=en>
34. Bordure P, Robier A, Malard O. Implantation cochléaire multi-électrodes. Dans *Chirurgie otologique et otoneurologique. Techniques Chirurgicales ORL*, Masson, Paris, 2005 p150-5
35. Mosca F. Longitudinal variations in fitting parameters for adult cochlear implant recipients. :6.

36. van der Beek FB, Briaire JJ, van der Marel KS, Verbist BM, Frijns JHM. Intracochlear Position of Cochlear Implants Determined Using CT Scanning versus Fitting Levels: Higher Threshold Levels at Basal Turn. *Audiol Neurotol.* 2016;21(1):54-67.
37. Martins KVC, Goffi-Gomez MVS, Tsuji RK, Bento RF. Do the minimum and maximum comfortable stimulation levels influence the cortical potential latencies or the speech recognition in adult cochlear implant users? *Hearing Research.* mai 2021;404:108206.
38. Reliability Report 2020[En ligne] In accordance with European and Global Consensus on Cochlear Implant Failures and Explantations [cité le 14 sept 2021] disponible sur <https://www.oticonmedical.com/>
39. Vaerenberg B, Smits C, De Ceulaer G, Zir E, Harman S, Jaspers N, et al. Cochlear Implant Programming: A Global Survey on the State of the Art. *The Scientific World Journal.* 2014;2014:1-12.
40. Wathour J, Govaerts PJ, Deggouj N. Variability of fitting parameters across cochlear implant centres. *Eur Arch Otorhinolaryngol* [En ligne]. 3 janv 2021 [cité le 29 juill 2021]; Disponible: <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06572-w>
41. Browning LM, Nie Y, Rout A, Heiner M. Audiologists' preferences in programming cochlear implants: A preliminary report. *Cochlear Implants International.* 3 juill 2020;21(4):179-91.
42. de Vos JJ, Biesheuvel JD, Briaire JJ, Boot PS, van Gendt MJ, Dekkers OM, et al. Use of Electrically Evoked Compound Action Potentials for Cochlear Implant Fitting: A Systematic Review. *Ear and Hearing.* juin 2018;39(3):401-11.
43. Thai-Van H, 2è symposium international "objective measures in cochlear implantation" *La Lettre d'Oto-Rhino-Laryngologie* n°265 septembre 2001.
44. Zarowski A, Molisz A, Cardinael E, Vermeiren A, Theunen T, De Coninck L, et al. Prediction of Behavioral T/C Levels in Cochlear Implant Patients Based Upon Analysis of Electrode Impedances. *J Am Acad Audiol.* oct 2020;31(09):674-9.
45. Hagr A, Garadat SN, Al-Momani M, Alsabellha RM, Almuhawwas FA. Feasibility of one-day activation in cochlear implant recipients. *International Journal of Audiology.* Taylor & Francis; 4 mai 2015;54(5):323-8. PMID: 25634774.
46. Sun C-H, Chang C-J, Hsu C-J, Wu H-P. Feasibility of early activation after cochlear implantation. *Clin Otolaryngol.* 1 nov 2019;44(6):1004-10. PMID: 31487432.
47. Roux-Vaillard S, Pineau A, Laccourreye L, Boucher S. Activation immédiate des implants cochléaires : étude préliminaire. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale.* 1 févr 2020;137(1):16-20.
48. Vargas JL, Sainz M, Roldan C, Alvarez I, de la Torre A. Analysis of electrical thresholds and maximum comfortable levels in cochlear implant patients. *Auris Nasus Larynx.* juin 2013;40(3):260-5.

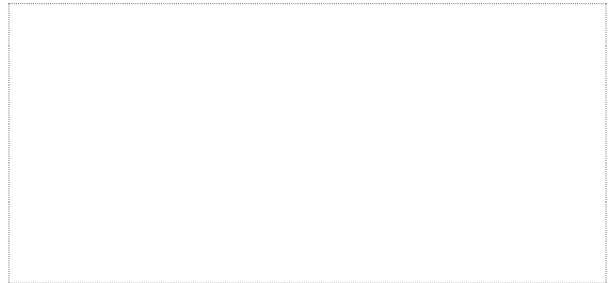
49. Guenser G, Laudanski J, Phillipon B, Backus BC, Bordure P, Romanet P, et al. The relationship between electrical auditory brainstem responses and perceptual thresholds in Digisonic® SP cochlear implant users. *Cochlear Implants International*. Taylor & Francis; 1 janv 2015;16(1):32-8. PMID: 24855994.
50. Pierzycki RH, Corner C, Fielden CA, Kitterick PT. Effects of Tinnitus on Cochlear Implant Programming. *Trends in Hearing*. janv 2019;23:233121651983662.
51. de Graaff F, Lissenberg-Witte BI, Kaandorp MW, Merkus P, Goverts ST, Kramer SE, et al. Relationship Between Speech Recognition in Quiet and Noise and Fitting Parameters, Impedances and ECAP Thresholds in Adult Cochlear Implant Users. *Ear Hear*. août 2020;41(4):935-47. PMID: 31702597.
52. Rüegg U, Dalbert A, Veraguth D, Rösli C, Huber A, Pfiffner F. Correlation between Speech Perception Outcomes after Cochlear Implantation and Postoperative Acoustic and Electric Hearing Thresholds. *J Clin Med*. 17 janv 2021;10(2):324. PMCID: PMC7830395.
53. Kim SY, Jeon S-K, Oh SH, Lee JH, Suh M-W, Lee S-Y, et al. Electrical dynamic range is only weakly associated with auditory performance and speech recognition in long-term users of cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. août 2018;111:170-3. PMID: 29958604.
54. Busby PA, Arora K. Effects of Threshold Adjustment on Speech Perception in Nucleus Cochlear Implant Recipients. *Ear & Hearing*. mai 2016;37(3):303-11.
55. Fu QJ, Shannon RV. Effects of dynamic range and amplitude mapping on phoneme recognition in Nucleus-22 cochlear implant users. *Ear Hear*. juin 2000;21(3):227-35. PMID: 10890731.

**Vu, le Président du Jury,**  
(tampon et signature)



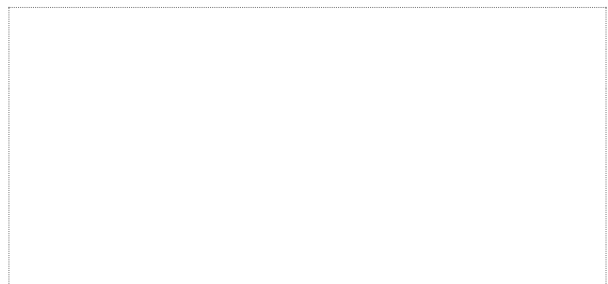
Titre Prénom NOM

**Vu, le Directeur de Thèse,**  
(tampon et signature)



Titre Prénom NOM

**Vu, le Doyen de la Faculté,**



Professeur Pascale JOLLIET

**Titre de Thèse :** Étude analytique des paramètres de réglage du système d'implant cochléaire Neuro : recherche d'une corrélation avec les résultats fonctionnels

---

## RESUME

**Introduction** – L'optimisation du réglage d'un implant cochléaire est indispensable à l'obtention de bonnes performances auditives. L'objectif principal de cette thèse était d'analyser les paramètres de réglage du système d'implant cochléaire Neuro (Oticon Medical®) et l'influence sur ceux-ci des caractéristiques cliniques des utilisateurs. L'objectif secondaire était de rechercher un lien entre profils de réglage et résultats fonctionnels.

**Matériel et méthode** – Il s'agissait d'une étude observationnelle rétrospective chez les patients porteurs du système Neuro au CHU de Nantes. Leurs MAPs ont été caractérisées par des statistiques descriptives. Les relations entre âge à l'implantation, ancienneté, étiologie de la surdité et impédances, dynamiques électriques, niveaux T, C, puis score d'audiométrie vocale à 1 ou 2 ans post implantation ont été évaluées via une matrice de corrélation de Pearson et des tests ANOVA.

**Résultats** – 70 patients ont été inclus. Le gain moyen en audiométrie vocale à 1 an post implantation par rapport au score pré-implantation oreille appareillée était de 44 points de pourcentage. Les impédances, les niveaux T, C et la dynamique électrique croissaient au cours du temps. Les impédances les plus élevées se mesuraient au niveau des électrodes basales. Les niveaux T, C et la dynamique électrique étaient augmentés pour les électrodes médiales. Le reste des paramètres était maintenu aux valeurs de défaut. Nous n'avons pas retrouvé d'association significative des impédances, dynamiques électriques, niveaux T, C avec l'âge à l'implantation, l'ancienneté et l'étiologie de la surdité, le pourcentage d'intelligibilité. En revanche, les niveaux T et C des différents groupes d'électrodes étaient fortement corrélés entre eux. L'impédance était modérément et négativement corrélée aux niveaux T.

**Conclusion** – Le système Neuro s'est révélé fiable. Les principaux paramètres de réglage n'apparaissent pas corrélés aux facteurs cliniques considérés ou aux résultats audiologiques. En définitive, cette description des MAPs du système Neuro constitue une banque de données pouvant servir de référence, pour les réglages difficiles, voire pour la conception de modèles prédictifs visant à faciliter le réglage.

---

## MOTS-CLES

Implant cochléaire, réglage, impédances, niveaux T et C, Oticon Medical, Neuro Zti