

La programmation des implants cochléaires assistée par l'intelligence artificielle

Justine Wathour

Thèse présentée en vue de l'obtention
du grade de Docteur en Sciences
Biomédicales et Pharmaceutiques

Promoteurs :

Pr. Naïma Deggouj

Pr. Paul Govaerts

Membres du jury :

Pr. Anne De Volder

Pr. Caroline Huart

Pr. Arnaud Szmalec

Pr. Philippe Rombaux

Pr. Hung Thai-Van, membre
international

Pr. Paul Avan, membre international

Président :

Pr. Marcus Missal



« Entendre ne veut pas dire écouter car l'ouïe est un sens mais l'écoute est un art »

(Anonyme)

REMERCIEMENTS

*Cette thèse est le résultat d'un long travail de quatre années combinant la clinique et la recherche. Qui dit long travail, dit beaucoup de personnes à remercier car comme j'aime le dire : « Ma thèse c'est **notre** intérêt ».*

En premier lieu, je tiens à remercier mes deux promoteurs, le Professeur Deggouj et le Professeur Govaerts.

En 2009, je terminais mon Master en Logopédie avec comme promotrice, le Professeur Deggouj, forte de ses encouragements, ma formation s'est enrichie d'un BAC en audiologie. Quand cette même personne, qui croit plus en moi, que moi-même, m'encourage à faire un PhD, c'est parti ! Merci, Professeur Deggouj, pour votre soutien sans failles (depuis 12 ans déjà), vos encouragements, votre intérêt pour ce sujet et tous les autres abordés dans ma pratique de logopède ou dans les mémoires et TFEs. Merci d'avoir cru et de croire en moi !

Mes remerciements s'adressent également au Professeur Govaerts. Ma visite au Eargroup a concrétisé cette idée de faire une thèse. En effet, investiguer le FOX®, un outil récent, novateur et tout à fait applicable à ma pratique clinique a fait son chemin pour se réaliser ! Merci, Professeur Govaerts, pour votre disponibilité à toute épreuve, votre écoute, vos encouragements, vos explications et votre croyance dans ma capacité à rédiger des discussions, si pas en anglais, au moins en français ! ☺

Je tiens à remercier le président du jury, le Professeur Missal, ainsi que les différents membres du jury, nationaux et internationaux, de thèse : les Professeurs Caroline Huart, Arnaud Szmalec, Paul Avan, Hung Thai-Van, Pascal Kienlen-Campard et Philippe Rombaux pour l'intérêt porté à mon sujet, les échanges constructifs et leur grande disponibilité. Ma gratitude va également au Professeur Anne De Volder qui m'a accompagnée et soutenue durant les premiers comités.

Que serait cette thèse sans Suzanne, Lucie et Hélène ?

Suzanne, un millier de mercis, tu as été ma 'main manuelle'. Merci pour ton intérêt pour mon travail, ta rigueur, ton efficacité et tes encouragements ! Si c'était à refaire, ce serait avec toi (pas pour tout de suite, je te rassure) !

Lucie, de collègue tu es devenue mon amie, merci pour ta participation active à mon étude, tes relectures éclairées (vive ma ponctuation), ton intérêt, les Teams à échanger au sujet de ma discussion, tes encouragements et tout ce que j'oublie ! Je regrette simplement que la fin de ma thèse coïncide avec le début de ta pension, on en avait encore des groupes musicaux et bruyants à réaliser ☺. Compte sur moi pour garder contact !

Hélène, merci pour ta plus que super implication dans mon étude principale : rigueur, précision et encouragements (nombreux et 'boostant'), merci aussi pour nos super discussions de mamans. Tous tes conseils sont bons à prendre !

Je tiens aussi à remercier Françoise pour toutes tes relectures rapides, efficaces et constructives. Même si la surdité n'est pas ton sujet de prédilection en logopédie, tu t'y intéresses volontiers !

Merci Fabienne pour tes relectures et encouragements, c'est un plaisir de pouvoir compter sur toi !

Travailler au centre d'audiophonologie, c'est faire partie d'une équipe soutenant, merci à Véro, Hélène, Aude, Anaïs, Daniele, Nadine, Nancy, Amandine, Sophie, Mumu, Ann, Aurélie, Nino et Fabienne pour votre soutien et votre présence tout au long de ce travail.

Aborder l'intelligence artificielle m'a permis de faire la rencontre du Professeur Lee que je remercie chaleureusement pour avoir, notamment, répondu à mes nombreuses questions.

Un immense merci au Professeur Gillis qui a pris le temps de se rendre en personne au centre, et ce à plusieurs reprises, pour me prodiguer de nombreux conseils, me faire part de son intérêt dans mes études et me redonner confiance !

Je remercie Colombe Casey, le petit logo 'FOX-main-IC' concocté sur mesure définit si bien mon sujet. Merci Gery Alaerts qui a mis en forme certaines figures.

Merci Nathalie Lefèbvre pour avoir pris le temps de répondre à toutes mes questions statistiques. Ta manière d'expliquer rend les stats très sympathiques.

Je remercie chaleureusement Geert, Jess et David pour leur soutien logistique, surtout au début de ma thèse, avec FOX et compagnie ☺

Merci Emilie pour ta présence tout au long de cette thèse, tu as su me partager ton expérience PhD et nous avons pu partager nos expériences de mamans PhD ☺

Un super merci à Flora qui a su m'aider à me préparer à la défense privée en pointant les endroits de mon sujet nécessitant de plus amples explications.

Je tiens aussi à remercier l'équipe de Cochlear, Carole, Annelies et Maryline, pour toutes les informations et réponses que vous m'avez apportées.

Un énorme merci à mes amies, Axelle, Nan, Laurence, Charline, Natalie, Alice et Sara, qui prennent de mes nouvelles régulièrement et m'encouragent autant que possible !

Un gigantesque merci à tous les patients IC qui ont répondu présent cette fois-ci, toutes les autres fois et j'en suis certaine pour toutes les fois à venir !

Merci à ma famille, mes parents qui se demandent ce que je vais encore inventer pour la suite, merci pour votre écoute et soutien logistique, de parents vous êtes devenus de supers grands-

parents ! Merci à Gene, toujours prête à m'écouter m'apitoyer, m'encourager et s'occuper de sa filleule ☺ Merci à Vincent & Elsa de m'avoir fait confiance pour être la marraine de votre petite Elinor, ça y est je vais avoir du temps ! Merci aussi à Pierre-Yves, Pauline (à ton tour !), Fa, Mamilou & Papilou et tous ceux que j'oublie, pour avoir pris de mes nouvelles ou donner un coup de main d'une manière ou d'une autre. Une petite pensée pour mes grands-mères qui j'en suis sûre seraient fières de moi. Enfin, merci Gildas, mon compagnon, pour ton immense patience (il en faut avec moi), tes encouragements et ton soutien indéfectible. Tu m'as permis de travailler sereinement en t'occupant si bien de notre petite Chloé. Merci ma Chloé pour tout ce que tu nous apportes au quotidien !

L'implant cochléaire (IC) est la solution la plus efficace, en termes de restauration de la fonction auditive, dans le cadre d'une surdité neurosensorielle sévère à profonde. L'objectif principal de cette thèse de doctorat est de répondre à la question : « *La programmation d'un implant cochléaire assistée par l'intelligence artificielle donne-t-elle des résultats semblables voire meilleurs que ceux obtenus par la programmation manuelle, avec moins d'investissement en temps pour le patient et le clinicien ?* ».

Une première étude réalisée auprès de 4 centres francophones en Belgique et en France rend compte de la grande variabilité des programmations d'ICs intra et inter-centres. Ce contexte justifie l'apport d'un outil utilisant l'intelligence artificielle, comme le Fitting to Outcome eXpert® (FOX®). Une étude pilote sur 2 sujets présentant des résultats limités avec leur IC programmé manuellement relève des bénéfices encourageants. Ensuite, FOX® est utilisé à plus grande échelle dans 2 études prospectives interventionnelles. La première évalue son apport chez d'anciens patients implantés et programmés manuellement depuis des années. 89% des sujets présentent de meilleures performances auditives (batterie psychoacoustique A\$E®) avec la map FOX® qu'avec la map manuelle. Ce gain significatif mais non systématique se discute, en tenant compte, entre autres, de l'impact du FOX® en tant que nouveauté. La deuxième compare chez de nouveaux sujets implantés « naïfs » les types de programmation, manuelle et FOX®, dans une étude longitudinale randomisée avec un cross-over. Le design cross-over implique que chaque groupe change de type de programmation à un an post-activation. Le groupe FOX® obtient plus rapidement de meilleurs résultats aux tests vocaux que le groupe manuel, résultats qu'il maintient à un an post-activation. Suite au cross-over, FOX® améliore les résultats de 81% patients initialement programmés manuellement. Au niveau du gain de temps, le nombre de sessions de programmation diminue de 55% sur un an chez les patients initialement programmés avec FOX® par rapport à ceux initialement programmés manuellement.

Une discussion générale et une conclusion nuancent les résultats. La programmation assistée par l'intelligence artificielle fournit une aide aux cliniciens et montre des résultats positifs en termes de performance auditive et de gain de temps. La pratique clinique actuelle va dans le sens du développement de solutions technologiques de pointe allant jusqu'au traitement à distance, ce que permettra FOX®.

Cochlear implant (CI) is the most effective solution for the restoration of hearing function in severe to profound sensorineural hearing loss. The main objective of this PhD thesis is to answer the question: « *Does AI-assisted programming of a cochlear implant provide similar or better results than manual programming, with less time investment for the patient and the clinician?* ».

A first study that was conducted in 4 French-speaking centers in Belgium and in France showed a large variability of CI programming within and between centers. This context supports the use of a tool using artificial intelligence, such as the Fitting to Outcome eXpert® (FOX®). A pilot study on 2 subjects who had limited results with their manually programmed CI showed encouraging benefits. Secondly, FOX® was used on a larger scale in 2 prospective interventional studies. The first study evaluated the benefits of using FOX® in former patients who had been implanted and formerly manually programmed for several years. 89% of the subjects showed better auditory performances (psychoacoustic battery A&E®) with the FOX® map than with the manual map. This significant but not systematic gain is discussed, considering the impact of FOX® as a novelty among other factors. The second study compared the manual and FOX® types of programming in a randomised longitudinal study with a crossover design in newly implanted "naïve" subjects. The crossover design involved each group changing programming type at one year post-activation. The FOX® group achieved better speech test results more rapidly than the manual group and maintained these results at one year post-activation. Due to the crossover, FOX® improved the results of 81% of the patients initially programmed manually. In terms of time gain, the number of programming sessions decreased by 55% over one year in patients initially programmed with FOX® compared to those initially programmed manually.

A general discussion and a conclusion nuance the results. AI-assisted programming provides support to clinicians and shows positive results in terms of hearing performance and time gain. Current clinical practice is heading in the direction of developing advanced technological solutions up to remote treatment, which FOX® will enable.

TABLE DES MATIÈRES

ABREVIATIONS	12
LISTE DES FIGURES	14
LISTE DES TABLEAUX	16
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION GENERALE	18
1.1 Bases physiopathologiques préalables à l’implantation.....	21
1.1.1 Notions d’anatomo-physiologie cochléaire.....	21
1.1.2 Surdité neurosensorielle	29
1.2 Implant cochléaire	32
1.2.1 Historique	32
1.2.2 Fonctionnement	34
1.2.3 Paramètres des maps	40
1.2.4 Programmation	53
1.2.4.1 Programmation manuelle	53
1.2.4.2 Programmation assistée par l’intelligence artificielle	57
CHAPITRE 2: VARIABILITY OF FITTING PARAMETERS ACROSS COCHLEAR IMPLANT CENTRES	72
2.1 Introduction	73
2.2 Materials and methods	75
2.2.1 Subjects	75
2.2.2 Procedure.....	75
2.2.3 Statistics	76
2.3 Results	76
2.3.1 Fitting procedures.....	76
2.3.2 Fitting parameters.....	77
2.4 Discussion	81
2.5 Conclusion.....	84
CHAPITRE 3: FROM MANUAL TO ARTIFICIAL INTELLIGENCE FITTING : TWO COCHLEAR IMPLANT CASE STUDIES	86

3.1 Introduction	87
3.2.1 Clinical implications and discussion	92
3.3 Case study 2	93
3.3.1 Clinical implications and discussion	95
3.4 Conclusion.....	96
CHAPITRE 4 : EFFECT OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE ON EXPERIENCED COCHLEAR IMPLANT PATIENTS WITH POOR TO MODERATE PERFORMANCE ..	
4.2 Material and methods	100
4.2.1 Subjects	100
4.2.2 Procedure.....	102
4.2.3 CI fitting parameters.....	102
4.2.4 Auditory outcomes	102
4.2.5 Statistical analyses.....	103
4.3 Results	104
4.3.1 CI's parameters	104
4.3.2 Auditory outcomes	106
4.4 Discussion	108
CHAPITRE 5: PROSPECTIVE COMPARISON BETWEEN MANUAL AND COMPUTER ASSISTED (FOX®) COCHLEAR IMPLANT FITTING IN NEWLY IMPLANTED PATIENTS	
5.1 Introduction	114
5.2 Material and methods	116
5.2.1 Participants and Study Design.....	116
5.2.2 Outcome assessment	118
5.2.2.1 Protocol	118
5.2.2.2 Hearing performance measurement	118
5.2.2.3 Questionnaire	120
5.2.2.4 CI Fitting Parameters	120
5.2.2.5 Crossover Session	120
5.2.3 Statistical Analysis	121
5.3 Results	121

5.3.1	Outcome Assessment	121
5.3.1.1	Protocol	121
5.3.1.2	Hearing performance measurement	122
5.3.1.3	Questionnaire	125
5.3.1.4	CI Fitting Parameters	125
5.3.1.5	Crossover Session	127
5.3.1.5.1	Hearing performance measurement	127
5.3.1.5.2	Map parameters.....	128
5.4	Discussion	130
CHAPITRE 6 : DISCUSSION GENERALE ET CONCLUSION		136
6.1	FOX®2G dans la pratique clinique.....	137
6.2	Intervention de l'intelligence artificielle dans le codage de l'IC. Avantages, développement et limites.....	141
6.3	Perspectives	144
6.3.1	Confort	144
6.3.2	Tests auditifs	145
6.4	Conclusion générale	147
REFERENCES.....		151

ABREVIATIONS

ACE	Advanced Combination Encoder
ADRO	Adaptative dynamic range optimization
AGC	Automatic Gain Control
AI	Artificial Intelligence
ART	Auditory nerve Response Telemetry
ASC	Autosensitivity control
A\$E®	Auditory Speech Sounds Evaluation®
AT	Audiométrie tonale
AV	Audiométrie vocale
BIAP	Bureau International d’Audiophonologie
BP	Bipolaire
CC	Cellule ciliée
CCE	Cellule ciliée externe
CCI	Cellule ciliée interne
C/M levels	Comfortable/most comfortable electrical levels
CI	Cochlear implant
CIS	Continuous Interleaved Sampling
CL	Current level
CMV	CytomégaloVirus
CP	Cochlear processor
C-SPL	Comfortable sound pressure level
CU	Current unit
CV	Contrôle du volume
dB	Décibel
DL	Deep learning
DR	Dynamic range
DSP	Digital Sound Processor
E	Electrode
EaSI	Eargroup Speech Intelligibility Index
ECAP	Electrically evoked Compound Action Potential
EDR	Electrical dynamic range
FFSB	Fédération Francophone des sourds de Belgique
FOX®	Fitting to Outcome eXpert®
G	Génération
GCP	Good Clinical Practice
HAD	Hospital Anxiety and Depression Scale
HAS	Haute Autorité de Santé
HL	Hearing level
IA	Intelligence Artificielle
IC	Implant Cochléaire
ICCI	Intensity coding in cochlear implants

IDR	Input dynamic range
IIDR	Instantaneous input dynamic range
μ A	Microampères
mA	Milliampères
MBAA	Marginal benefit acoustic amplification
MF	Manual Fitting
ML	Machine learning
MP	Monopolaire
MSP	Mini Speech Processor
NRI	Neural Response Imaging
NRT	Neural Response Telemetry
PA	Potentiel d'action
PAC	Potentiel d'action composite
PM	Programmation manuelle
POR	Pending outcome request
PPS	Pulse per second
PTA	Pure tone average
RF	Radiofréquence
RMS	Root mean square
SCAN	Automatic scene classifier system
SFT	Structure fine temporelle
SIR	Speech Intelligibility Rating
SPEAK	Spectral peak
SPL	Sound Pressure Level
SNC	Système nerveux central
SNHL	Sensorineural hearing loss
SNS	Surdité neurosensorielle
T levels	Thresholds electrical levels
TFS	Temporal Fine Structure
T-SPL	Threshold sound pressure level
WNR	Wind noise reduction
WSP	Wearable Speech Processor

LISTE DES FIGURES

1.1	Structures de l'oreille interne.....	21
1.2	Vue intérieure de la cochlée.....	22
1.3	Organe de Corti.....	23
1.4	Effet de l'intensité de la stimulation sonore sur le taux de décharge des PA.....	25
1.5	Phase-locking à la phase du stimulus pour les sons graves.....	27
1.6	Illustration du transfert transcutané par champ magnétique de l'information auditive dans l'implant cochléaire Cochlear (Copyright Cochlear Limited).....	36
1.7	Augmentation de l'intensité d'un signal original (a.) obtenue par l'augmentation de l'amplitude du courant (b.) et l'augmentation de la largeur d'impulsion (c.) et représentation de la manière dont la largeur d'impulsion est mesurée (d.).....	45
1.8	Fonction de croissance de l'intensité sonore : Q = 20 et 30.....	49
1.9	Diagramme schématique du fonctionnement d'un IC.....	53
1.10	Schéma reprenant les 3 paramètres des sons (intensité, spectral et temporel) avec leurs tests auditifs associés évaluant chaque niveau.....	61
1.11	Représentation des normes (zones grisées) pour les 3 échelles de sonie (250-1000-4000 Hz) et le niveau d'intensité en dB HL (ordonnée).....	64
1.12	Représentation des automaps du FOX® (1) 'la map switch-on' (2) 'silver 1,2,3' (3) 'Gold 1,2,3' (4) 'Ivory 1,2,3'.....	68
1.13	Protocole de programmation FOX® du Eargroup (2017).....	69
2.1	Average and 95% confidence intervals of T and C levels over time according to spectral bands for the 4 centres.....	78
2.2	Auditory results for centres 1 and 4.....	81
3.1	Case 1, auditory results of "Manual map".....	89
3.2	Maps of Case 1.....	90
3.3	Case 1, auditory results of "New map".....	91
3.4	Case 1, auditory results of "Automap level 4".....	92
3.5	Maps of Case 2.....	93
3.6	Case 2, auditory results, "Manual map" and "New map".....	94
4.1	T & C-level differences (FOX® – Manual) by electrodes (X-axis).....	104
4.2	Box plots displaying the pure tone audiometry scores with the manual map and the FOX® advice map.....	106

4.3	Box plots displaying the loudness scaling score with the manual map and the FOX® advice map.....	107
4.4	Box plots displaying the phonemic discrimination score with the manual map and the FOX® advice map.....	108
5.1	Error bar charts displaying the scores of speech audiometry phoneme at (a) 40 dB SPL; (b) 55 dB SPL; (c) 70 dB SPL; and (d) 85 dB SPL at 3, 9, and 12 months post-activation, with the manual map and the FOX® map.....	123
5.2	Box plots displaying the scores of speech audiometry in noise at 3, 9, and 12 months post-activation at SNR0 and SNR10 with the use of the manual map and FOX® map.....	124
5.3	Box plots displaying the scores of speech tracking at 1, 3, 6, and 12 months post-activation with the use of the manual map and FOX® map.....	125
5.4	Error bar chart displaying the value of T and C levels at switch-on and 12 months by electrode (X-axis).....	126
5.5	Box plots displaying the scores of speech audiometry in quiet during the crossover session for the FOX® group at 40, 55, 70, 85 dB SPL and the EaSI score with the use of the manual map and FOX® map.....	128
5.6	Differences in T and C levels for (a) the MF group (FOX®–Manual) and (b) the FOX® group (Manual–FOX®) by electrodes (X-axis).....	129

LISTE DES TABLEAUX

1.1	Classification du Bureau International d'Audiophonologie (BIAP) des pertes auditives par sévérité.....	30
1.2	Évolution des implants, porte-électrodes et processeurs Cochlear Ltd.....	39
1.3	Ensemble des paramètres influençant un domaine spécifique (intensité, spectral, temporel).....	44
1.4	IDR et EDR en fonction du type de bruit.....	47
1.5	Niveaux de stimulation (CL) avec des inputs = ou > à 65 dB SPL.....	50
1.6	Impact du contrôle du volume en fonction d'inputs de différentes intensités.....	50
1.7	Valeurs par défaut des paramètres des maps lors de l'activation en PM et FOX®.....	56
1.8	Normes souhaitées pour les patients ICs.....	66
1.9	Principales différences entre la programmation d'un IC manuelle et avec FOX®.....	70
2.1	Means and standard deviation for T levels by spectral bands for all centres.....	78
2.2	Means and standard deviation for C levels by spectral bands for all centers.....	78
2.3	Percentage of subjects with values deviant from the default setting.....	80
3.1	Map parameters – “Manual map”; “New map”; “Automap level 4”.....	90
4.1	Demographic data of the study patients.....	101
4.2	Number of subjects (n); (A) with a T-SPL value range from 15-20; 21-25; 26-30 and >30 dB SPL with MF and FOX®; (B) with a C-SPL value of 65, 70, 75, or 80 with MF and FOX®; (C) with LG values ranging from 15 to 24 with MF and FOX®.....	105
5.1	Demographic data of study participants by group manual fitting (MF) and FOX®.....	117
5.2	Timetable for hearing performance measurement post-CI activation and during the crossover session.....	118
5.3	Values of T-SPL, C-SPL, and LG for the Manual (MF) and FOX® groups at switch-on and 12 months post activation.....	127
5.4	Changes in the map parameters for the Manual (MF) and FOX® groups during the crossover session.....	129
5.5	Number of patients (n) who keep the new map for the Manual (MF) and FOX® (new–old) groups according to outcomes and comfort.....	130

L'implant cochléaire (IC) constitue une solution efficace pour restaurer les capacités communicationnelles des patients présentant une surdité neurosensorielle sévère à profonde. Même si, depuis une trentaine d'années, l'IC a fait ses preuves, même si sa technologie et son design évoluent constamment, sa manière de le programmer n'a pas beaucoup changé.

Classiquement, un IC est programmé « manuellement » par des audiologistes avec un niveau d'expertise variable. Certes, il existe bien des recommandations (HAS, 2007) mais au niveau clinique, elles sont rarement suivies par les audiologistes (Vaerenberg et al., 2014). Il en résulte une grande disparité inter et intra-centres dans la programmation, l'utilisation des protocoles de prise en charge des patients et l'appréciation des résultats (Vaerenberg et al., 2014 ; Browning et al., 2020 ; Wathour et al., 2021). L'absence de protocoles standardisés est préoccupante car la prise en charge postopératoire a un impact non négligeable sur les performances auditives (Zwolan et al., 2020).

Un logiciel d'aide à la programmation des ICs assisté par l'intelligence artificielle (IA), le Fitting to Outcome eXpert (FOX®), élaboré par le Eargroup (Anvers, Belgique), offre de nouvelles perspectives dans la programmation des implants cochléaires telles que :

- L'optimisation des réglages ;
- La réduction de la variabilité inter et intra-centres ;
- Les réglages basés sur les résultats aux tests auditifs et les cibles à atteindre ;
- La limitation du nombre de séances de programmation.

L'objectif de cette thèse de doctorat est d'évaluer l'utilité et l'efficacité, dans la pratique clinique auprès des patients implantés cochléaires, de la programmation assistée par l'intelligence artificielle (FOX®), afin de répondre à la question : « *La programmation d'un implant cochléaire assistée par l'intelligence artificielle donne-t-elle des résultats semblables voire meilleurs que ceux obtenus par la programmation manuelle, avec moins d'investissement en temps pour le patient et le clinicien ?* »

Cet objectif s'est décliné en plusieurs étapes, à travers une revue de la littérature et diverses études rassemblées et décrites dans les 6 chapitres de cette thèse.

Le chapitre 1, « *Introduction générale* », rassemble les notions nécessaires à la compréhension du sujet, à savoir : les bases physiopathologiques des surdités neurosensorielles (SNS) et le fonctionnement d'un implant cochléaire qui est l'appareil le plus adapté pour une SNS sévère à profonde. Les nombreux paramètres de réglage de l'IC sont détaillés afin

d'expliquer la complexité de sa programmation. La programmation de ces paramètres est, en général, réalisée « manuellement » par un clinicien (ORL, audiologiste, logopède) sur base de ses apprentissages et de son expérience. La programmation assistée par l'IA émerge depuis les années 90 mais FOX® est à l'heure actuelle le seul logiciel disponible avec la marque d'IC Cochlear.

Une grande variabilité dans les réglages des ICs inter et intra-centres a été rapportée sur base de questionnaires (Vaerenberg et al., 2014 ; Browning et al., 2020). Quels sont les paramètres de réglage concernés par cette variabilité ? Les méthodes d'évaluation des résultats fonctionnels auditifs sont-elles en cause ? L'article « *Variability of fitting parameters across cochlear implant centres* » rapporté au chapitre 2 répond à ces questions dans une analyse rétrospective des protocoles de suivi, des tests d'évaluation auditive et des paramètres des maps de 97 adultes IC post-linguaux issus de 4 centres d'IC francophones en France et en Belgique. Cette étude relève d'importantes différences dans les réglages et analyse les raisons et implications sur les résultats auditifs des patients ICs.

L'apport de FOX® a d'abord été testé, comme rapporté dans le chapitre 3 « *From manual to artificial intelligence fitting : Two cochlear implant case studies* », dans une étude pilote sur 2 sujets, présentant des résultats limités avec leur IC programmé classiquement. L'utilisation de FOX® est décrite dans chaque cas, ainsi que la comparaison des résultats des 2 programmations et l'amélioration positive des performances auditives apportées par FOX®.

Suite à cette étude pilote, il fallait vérifier si FOX®2G pouvait encore améliorer les performances d'anciens patients implantés et programmés manuellement depuis des années. Pour y répondre, les sujets ont passé une série de tests auditifs avec leur map manuelle et ensuite avec la map FOX®. La comparaison des résultats est rapportée dans le chapitre 4 avec l'article « *Effect of artificial intelligence on experienced cochlear implant patients with poor to moderate performance* ». Le gain significatif mais non systématique, apporté avec l'aide de l'IA, y est discuté, en tenant compte de son impact en tant que nouveauté.

Après avoir testé l'apport de FOX® chez des patients implantés programmés manuellement, il était fondamental d'étudier son intérêt chez des nouveaux implantés « naïfs » en termes de résultats fonctionnels auditifs et d'investissements temporels pour y arriver, comme rapporté au chapitre 5 : « *Prospective comparison between manual and computer assisted (FOX®) cochlear implant fitting in newly implanted patients* ». La comparaison entre la programmation manuelle (groupe manuel) et FOX® (groupe FOX®) s'est faite dans le cadre d'une étude longitudinale randomisée avec un cross-over. Cette comparaison a porté sur les résultats, le nombre de séances et les paramètres de programmation. Le design cross-over

implique que chaque groupe a changé de type de programmation à un an post-activation. Cette étude donne des éléments concrets de comparaison entre les 2 modes de programmation.

Les résultats de l'ensemble des études rapportées sont discutés dans le chapitre 6 « *Discussion générale* », en objectivant et relativisant l'apport de ce nouveau mode de programmation dans la pratique clinique des régleurs d'implant cochléaire.

1.1 Bases physiopathologiques préalables à l'implantation

1.1.1 Notions d'anatomo-physiologie cochléaire

L'oreille interne se trouve dans l'os temporal. Elle comporte trois régions distinctes : la cochlée (**Figure 1.1**) codant les informations auditives envoyées centralement par le nerf cochléaire, le vestibule et les canaux semi-circulaires codant les informations vestibulaires envoyées par les nerfs vestibulaires supérieur et inférieur (Ekdale, 2016).

Cette thèse se focalisera essentiellement sur le rôle de la cochlée dans l'audition.

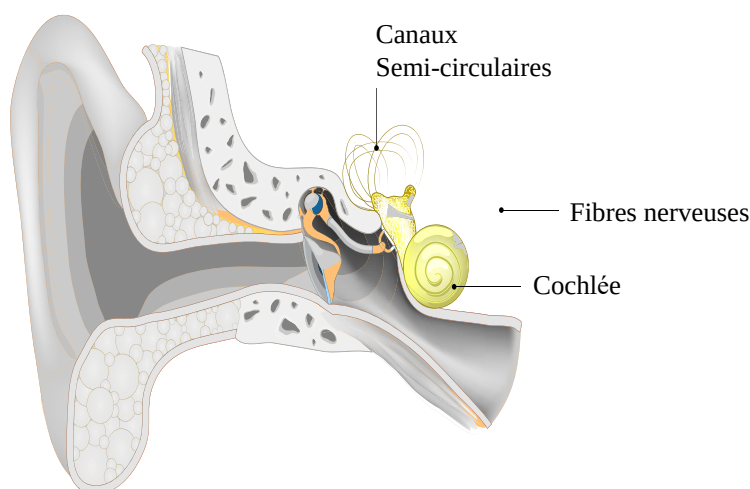


Figure 1.1 : Structures de l'oreille interne

De la cochlée au ganglion spiral...

Cochlée



Le terme "cochlée" vient du grec Kokhlias "coquillage en spirale" (Rebillard et al., 2021). La cochlée se situe dans la partie pétreuse de l'os temporal. La cochlée fait généralement $2^{5/8}$ tours et s'enroule comme une spirale autour d'un noyau osseux appelé le modiolus. Sa longueur est généralement de 35 mm mais on observe une variabilité importante dans la longueur du canal cochléaire (Stakhovskaya et al., 2007), ce qui peut avoir un impact sur le choix (longueur et degré de rigidité) du porte-électrodes et le placement d'un IC. La cochlée se compose de 3 canalicules emplis de liquide ; la périlymphe pour la rampe tympanique et la rampe vestibulaire, et l'endolymphe pour le canal cochléaire. La composition chimique de la périlymphe est riche en ions Na^+ et pauvre en ions K^+ , contrairement à la composition de l'endolymphe qui est élevée en ions K^+ et faible en ions Na^+ . Le potentiel électrique de l'endolymphe est de 80mV. La membrane de Reissner,

constituée d'une couche d'épithélium ectodermique et d'une couche de tissu mésothélial (Zemlin, 1998), sépare la rampe vestibulaire et le canal cochléaire. Trois structures, la lame spirale osseuse, la membrane basilaire et le ligament spiral délimitent le canal cochléaire et la rampe vestibulaire (**Figure 1.2**).

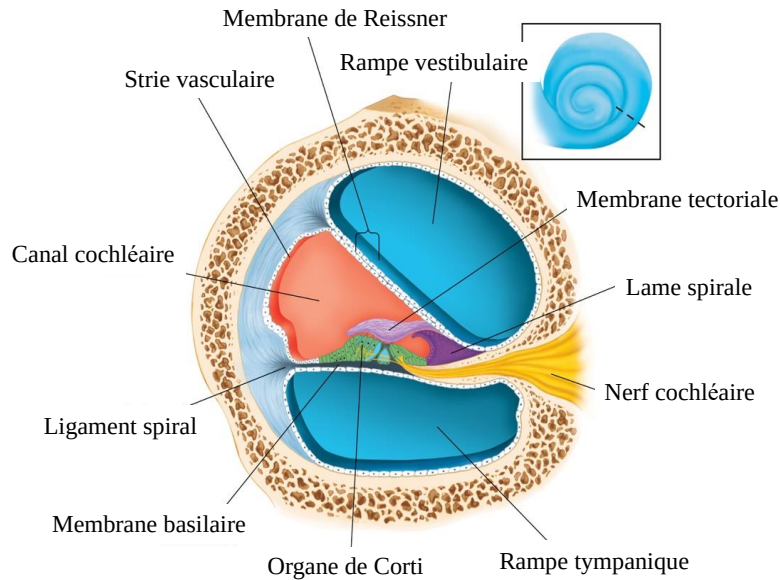


Figure 1.2 : Vue intérieure de la cochlée

Organe de Corti

Cet organe doit son nom à l'anatomiste Alfonso Corti, qui en fit la description détaillée en 1851. L'organe de Corti est l'organe sensoriel primaire de la cochlée et abrite les cellules ciliées et plusieurs cellules de soutien (cellules internes des phalanges, cellules de Deiters, cellules de Hensen, ...). La limite inférieure de l'organe de Corti est la lame spirale au niveau médial et la membrane basilaire au niveau latéral (**Figure 1.3**). Le segment rigide, principalement constitué de la lame spirale osseuse se nomme « pars tecta » tandis que le segment constitué de la membrane basilaire est souple (tissus fibreux) et se nomme « pars pectinata » (Meenderink et al., 2019).

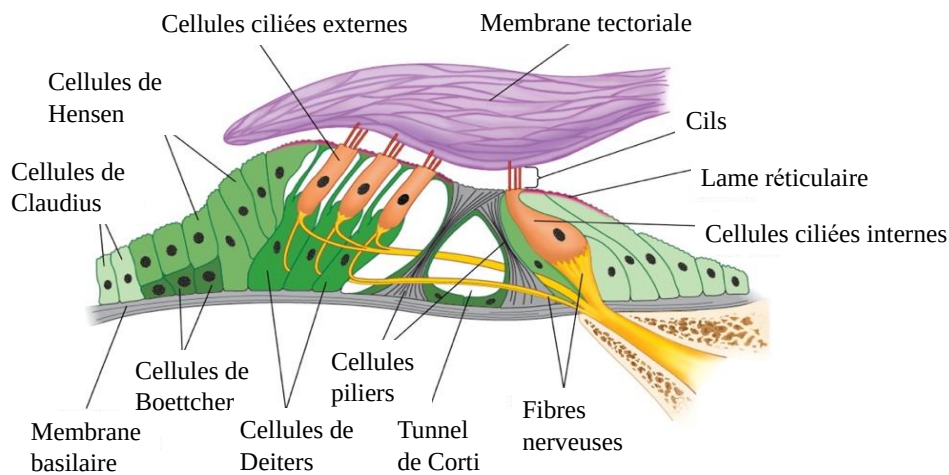


Figure 1.3 : Organe de Corti

L'organe de Corti comprend une rangée de CCI (+/-3500) et 3 (chez l'humain) à 5 rangées de CCE (+/- 12 500). Les CCI ont la forme d'une poire, tandis que les CCE ont une forme cylindrique de « tube à essai ». Les CCI sont entourées sur tout l'axe de leur corps par des cellules de soutien, alors que les CCE ne sont soutenues qu'à leur base et leur apex par des cellules de Deiters. Plus précisément, la paroi latérale des CCE n'a aucun contact physique avec les cellules de soutien mais est en contact avec un fluide cochléaire appelé cortilymphe. Les stéréocils, des microvillosités constituées d'un cœur d'actine filamenteuse avec lequel interagissent de nombreuses protéines spécifiques, se trouvent au sommet des CCI et des CCE (Meenderink et al., 2019).

A peu près 95% des fibres afférentes, grandes et myélinisées, du nerf cochléaire (les fibres nerveuses cochléaires qui transportent les informations auditives de la cochlée, de relais en relais, vers le cerveau) innervent les CCI, et les 5% restantes, fines et non myélinisées, innervent les CCE (Heeringa et al., 2020). Par contre, les fibres efférentes myélinisées du nerf cochléaire innervent directement la base des CCE, tandis que les fibres efférentes non myélinisées plus fines n'innervent pas directement les CCI mais les fibres nerveuses afférentes qui innervent les CCI.

Les stéréocils des cellules ciliées sont le siège de la transduction mécano-électrique, c'est-à-dire de la transformation de la vibration sonore en message nerveux interprétable par le cerveau (Rebillard et al., 2021).

Lorsque la membrane basilaire oscille vers le haut (vers la rampe vestibulaire), les stéréocils des CC se déplacent tous vers le plus grand cil (latéralement). Lorsque la membrane oscille vers le bas (vers la rampe tympanique), tous les stéréocils des CC se déplacent vers les plus petits cils (médialement). Durant un mouvement, les stéréocils se déplacent ensemble car

ils sont reliés les uns aux autres au niveau de leurs parois latérales par des filaments de protéines appelés liaisons transversales. Ils sont également liés par des liens terminaux (« tip-links »), qui relient l'apex d'un seul stéréocil à la paroi latérale supérieure de son voisin le plus grand. Quand les stéréocils se déplacent vers les cils les plus grands (déflexion vers le haut), la tension exercée sur les liens terminaux ouvre une porte située au sommet des stéréocils, et des ions affluent dans les CC. Lorsque les stéréocils retournent vers les plus petits cils, la tension exercée sur les liens terminaux se relâche et les « portes¹ » de transduction se ferment. Par conséquent, les CC sont dépolarisées et produisent une réponse chaque fois que la membrane basilaire oscille vers le haut (électromotilité dans les CCE, dépolarisation dans les CCI). En d'autres termes, les CCE se dépolarisent à la même vitesse que le son stimulant (Fettiplace, 2017) tandis que les CCI adoptent un comportement filtré dominé par une dépolarisation continue tant que dure leur stimulus.

Après l'ouverture des portes et la dépolarisation de la CC, les portes se referment rapidement et la CC redevient chargée négativement. La récupération du potentiel de repos négatif est facilitée par la sortie des ions K^+ . Plus précisément, lorsque la cellule ciliée se dépolarise (car elle n'a pas besoin d'avoir un potentiel de membrane positif), des canaux Ca^{2+} sensibles au voltage s'ouvrent, permettant au Ca^{2+} de s'engouffrer dans la cellule. Ces ions Ca^{2+} se lient aux récepteurs des canaux K^+ , qui permettent au K^+ de quitter la cellule en s'éloignant de la charge positive de celle-ci et en se dirigeant vers la charge neutre de la cortilymphe entourant la cellule ou de la périlymphe à la base de la cellule (Fettiplace, 2017).

Lorsque la chaîne ossiculaire se déplace en réponse à une stimulation sonore, la platine de l'étrier bascule d'avant en arrière dans la fenêtre ovale, entraînant un déplacement de la périlymphe dans le vestibule situé en dessous. Le vestibule est en contact avec la rampe vestibulaire, de sorte que le déplacement périlymphatique qui se produit en réponse au mouvement de la platine de l'étrier est transmis de la rampe vestibulaire vers le canal cochléaire. Comme le canal cochléaire contient du liquide endolymphatique et qu'il est attaché en haut et en bas à des membranes flexibles, le déplacement du liquide dans la rampe vestibulaire produit des oscillations dans le canal cochléaire. Les oscillations du canal cochléaire sont aussi transmises à la rampe tympanique. La membrane de la fenêtre ronde, à la base de la rampe tympanique, sert de valve de décompression en se déplaçant vers l'intérieur et l'extérieur en réponse au déplacement transmis par le canal cochléaire.

¹ Portes = canaux membranaires permettant le passage d'ions spécifiques.

Les fibres du nerf cochléaire possèdent un taux de décharge spontané, en l'absence de toute stimulation :

- 60% des fibres du nerf cochléaire ont un taux de décharge spontané relativement rapide (80 décharges par seconde ou plus) ;
- 25% des fibres nerveuses cochléaires ont un rythme spontané moyen ;
- 15% ont un rythme spontané lent (environ 20 décharges par seconde) (Musiek & Baran, 2020).

Les fibres avec un taux de décharge spontané rapide sont plus sensibles aux stimuli avec une intensité faible (des niveaux correspondant aux seuils d'une audition normale) et ont des plages dynamiques relativement étroites (les neurones arrêtent d'augmenter leur taux de décharge à des niveaux d'entrée sonore moyens à élevés (saturation neurale)). Les fibres nerveuses dont le taux de décharge est rapide vont donc coder des signaux ayant une intensité faible comme la parole dans le calme. Les fibres dont le taux de décharge spontané est plus lent sont recrutées par les sons d'intensités moyennes à fortes et ont une plage dynamique plus large (leur taux de décharge augmente avec le niveau de stimulation sur une large plage de niveaux d'entrée). Les fibres nerveuses dont le taux d'excitation est plus lent vont ainsi être plus impliquées pour des stimuli comme la parole avec du bruit d'intensité moyenne à forte. Le codage de l'intensité se base sur le taux de décharge global en potentiels d'action (PA) au niveau des fibres cochléaires : il augmente avec l'intensité (**Figure 1.4**).

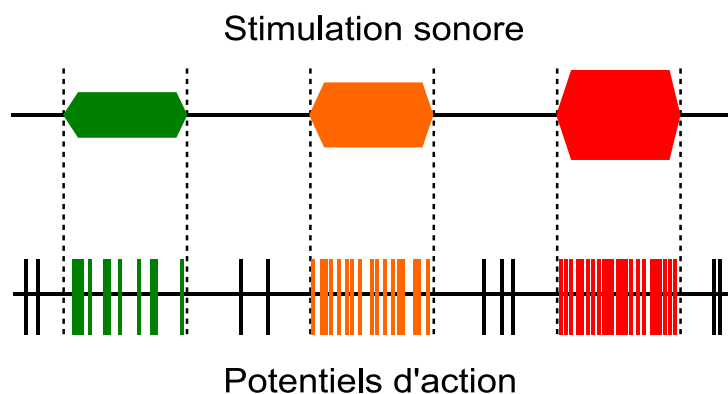


Figure 1.4 : Effet de l'intensité de la stimulation sonore sur le taux de décharge des PA
(cfr. : <http://www.cochlea.eu>²)

Georg Von Békésy, physicien hongrois, est le premier à avoir étudié la réponse vibratoire de la cochlée quand elle est stimulée. Il a décrit le déplacement de la membrane

² <http://www.cochlea.eu/cellules-ciliees/cellules-ciliees-internes-structure/physiologie>

basilaire sous forme d'une onde propagée dont l'amplitude maximale se situe au niveau d'une zone cochléaire particulière, dépendante de la fréquence du stimulus. L'onde sera maximale sur une région basale pour un son aigu et sur une région plus apicale pour un son grave. Le lieu de stimulation maximale donne dès lors l'information sur la fréquence du stimulus. On parle de codage tonotopique ou place coding. L'organisation tonotopique signifie que l'endroit où les sons sont codés sur la membrane basilaire dépend de leur fréquence (hautes fréquences à la base, basses fréquences à l'apex) (Olson et al., 2012).

Les propriétés mécaniques de la membrane basilaire se modifient de la base à l'apex ce qui fait que seule une zone bien délimitée entre en résonance oscillatoire pour une fréquence sonore donnée et seules sont excitées les cellules ciliées de cette zone. Pour un son complexe, cette situation conduit à l'équivalent d'une analyse de Fourier qui isole les différentes fréquences qui composent le son, entraînant l'entrée en résonance de différentes zones de la membrane basilaire. L'intensité tonale de chaque composante est maintenue et traduite en fréquence des PA. Finalement, le système nerveux central (SNC) est informé de la fréquence du son, par le lieu d'origine des PA, et de l'intensité du son, par les taux de décharge des PA. Le rôle de l'implant cochléaire est de fournir au SNC ces deux types d'information (Kapuria et al., 2017).

Donald Greenwood (1961) a calculé l'emplacement physique des cellules ciliées cochléaires associées à une fréquence donnée de stimulation acoustique. La « fonction de Greenwood » a joué un rôle important pour déterminer l'emplacement approprié pour placer le porte-électrodes (1.2.2) d'un implant cochléaire afin de stimuler la bonne zone cochléaire par la fréquence acoustique souhaitée.

L'enjeu fondamental de l'IC est le codage de la parole. La parole, qui plus est accompagnée de bruit ou d'un accent étranger, est un signal complexe à décoder. Sa compréhension nécessite le traitement des signaux acoustiques au niveau de l'intensité, de l'analyse spectrale et de l'analyse temporelle.

L'intensité de la voix varie sur un continuum de voix chuchotée à voix forte, visible sur un spectrogramme³. Pour un IC, capter les sons faibles de la parole ne pose pas de problème tant que les sons se situent dans la gamme de sensibilité du microphone (Rødvik et al., 2018).

L'analyse spectrale provient de la transformée de Fourier effectuée par le codage cochléaire dans l'oreille normale. Elle résulte d'une analyse passive de la membrane basilaire

³ Le spectrogramme est la représentation énergétique du son en fonction des domaines temporel et spectral (Rebillard et al., 2021).

et des processus actifs cochléaires, au niveau de l'organe de Corti. Par ses caractéristiques mécaniques, la membrane basilaire réalise un codage tonotopique : le codage spectral se fait à l'endroit où l'excitation est maximale (Zwislocki & Nguyen, 1999). La tonotopie permet un bon codage des fréquences moyennes et aiguës. Pour les sons avec une fréquence inférieure à 3000 Hz (apex de la cochlée), le codage de la fréquence repose sur un deuxième mécanisme : le verrouillage de phase (phase-locking). Pour ces stimuli, la cadence de décharges en PA, au niveau des fibres cochléaires, se calque sur leur périodicité. Elle se synchronise sur une phase particulière de l'onde de pression incidente (**Figure 1.5**).

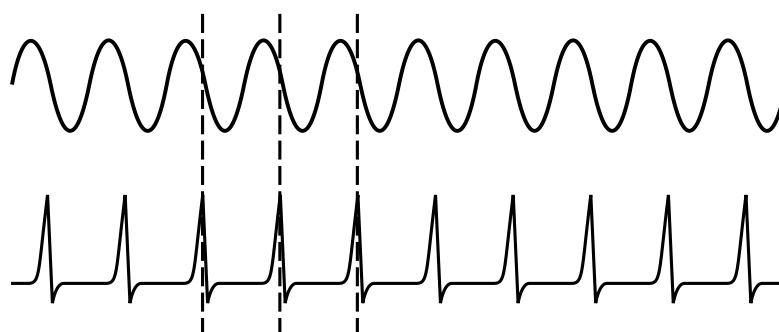


Figure 1.5 : Phase-locking à la phase du stimulus pour les sons graves

Ceci permet au système auditif d'encoder avec précision la période, et donc la fréquence du stimulus, pour les sons de fréquences graves. Cet encodage correct est fondamental, entre autres pour détecter les fréquences fondamentales des voix, en particulier dans le bruit. Avec un IC, seul le codage tonotopique reste accessible, avec des électrodes stimulant une zone cochléaire particulière associée à une bande spectrale définie, codée par l'IC (voir le paragraphe suivant). Le verrouillage de phase est éliminé car l'apex cochléaire et les CC sont contournés.

Les caractéristiques temporelles de la parole se classent selon leur fréquence de fluctuation : « l'enveloppe » (2-50 Hz), « la périodicité » (50-500 Hz, induite par la fréquence fondamentale) et « la structure fine temporelle (SFT) » (150-10 000 Hz) (Rosen, 1992). Des informations sur l'enveloppe avec un minimum d'indices spectraux facilitent la perception de la parole. Par exemple, Shannon et al. (1995) ont constaté que même dans des situations où les informations spectrales sont très réduites (jusqu'à 3-4 bandes de fréquences) et sans SFT, les indices de l'enveloppe temporelle permettent une reconnaissance presque parfaite de la parole dans des conditions calmes. Smith et al. (2002) ont étudié la contribution perceptive de l'enveloppe et de la SFT en combinant des sons synthétiques hybrides. Cette technique a été appliquée à la parole et à des mélodies afin de mesurer les performances de reconnaissance et

de localisation des sons par un groupe de 6 auditeurs normo-entendants. Les auteurs ont constaté qu'avec une résolution spectrale suffisante (4 à 16 canaux spectraux), l'enveloppe était la plus importante pour la perception de la parole, tandis que la SFT était dominante pour la perception des mélodies. Lorsque des informations contradictoires sur l'enveloppe et la SFT étaient fournies, la parole était le plus souvent identifiée par l'enveloppe, mais localisée par la SFT.

Les processeurs vocaux d'IC actuels sont capables de coder surtout l'enveloppe et seulement en partie la SFT en variant le taux de stimulation pour transmettre ces deux signaux temporels. En effet, les fibres nerveuses cochléaires sont incapables de répondre aux impulsions électriques biphasiques assez rapidement, pour traiter les indices de la SFT au-delà de quelques centaines de Hz (Clark, 1969). Cette limite impacte négativement le codage et la perception de la parole dans les mauvaises conditions d'écoute. Or, au quotidien, les patients IC sont confrontés à la parole non pas dans le calme, mais également dans le bruit avec ou sans réverbération. Le terme « redondance de la parole » est souvent utilisé (Park et al., 2018 ; Lalonde & Werner, 2019) pour exprimer le fait que la parole possède plusieurs indices utiles à l'auditeur pour la comprendre. Or, dans les situations bruyantes, la plupart des indices sont masqués par le bruit ambiant. Pour les normo-entendants, les filtres auditifs assez précis (dus probablement à l'accord en fréquences (tuning) des propriétés d'électromotilité des CCE (Rebillard et al., 2021)), permettent une résolution suffisante pour séparer le signal de parole du bruit. Chez les patients IC, à la fois les champs de stimulation relativement larges produits lorsque les fibres nerveuses cochléaires sont stimulées par un courant électrique délivré par les quelques contacts d'électrodes intra-cochléaires et l'interaction qui en résulte entre les canaux de stimulation, expliquent la difficulté à comprendre la parole dans le bruit (Nascimento, 2005).

Ganglion spiral (ou ganglion cochléaire)

Le ganglion spiral se situe dans l'axe (modiolus) de la cochlée et comprend, chez l'homme, environ 35 000 neurones bipolaires de deux types (type-I et type-II). Les prolongements périphériques de ces neurones se terminent dans l'organe de Corti, au contact des cellules ciliées. Les CCI s'associent aux neurones de type-I et les CCE s'associent aux neurones de type-II. Leur prolongement central se termine dans les noyaux cochléaires du tronc cérébral. Ces neurones sont fondamentaux car ils constituent le premier relais nerveux de l'audition vers le système nerveux central. Les CC et les neurones du ganglion spiral ne se régénèrent pas après destruction, chez les mammifères. L'IC stimule les fibres afférentes et dès

lors ces neurones ganglionnaires, permettant le transfert de l'information produite vers les voies auditives centrales (Voorn & Vogl, 2020).

1.1.2 Surdité neurosensorielle

La perte auditive est le déficit sensoriel le plus courant chez l'homme et un défi majeur pour la santé mondiale (Landegger et al., 2016). Au niveau mondial, 1,5 milliard de personnes sont atteintes d'une d fici nce auditive plus ou moins s v re⁴. En Belgique, en 2016, selon la Fédération Francophone des Sourds de Belgique (FFSB) pour 11.267.910 habitants, 1 002 844 personnes souffriraient d'une atteinte auditive dont à peu près 8% avec une surdité profonde⁵. Le nombre de malentendants augmente principalement en raison de la croissance de la population mondiale et de l'allongement de l'espérance de vie (Bellos et al., 2014).

Si la plupart des formes de surdité de transmission - qui affectent la transmission au niveau de l'oreille moyenne ou externe, ne dépassant pas une perte supérieure à 60 dB - peuvent être traitées par la chirurgie ou les médicaments, il n'existe toujours pas de traitement médicamenteux pour la surdité neurosensorielle (SNS) qui reflète les dommages causés aux structures mécano-sensorielles de l'oreille interne (Geleoc et al., 2014).

La SNS est un type spécifique de déficit auditif, décrit pour la première fois par De Kleyn en 1944 et se distingue de la surdité de transmission. Elle résulte généralement d'une lésion de l'oreille interne (surdité cochléaire) ou plus exceptionnellement du nerf vestibulo-cochléaire (surdité rétro-cochléaire) (Michels et al., 2019). Les différentes structures architecturales et fonctionnelles cochléaires (y compris les cellules ciliées), endommagées, ne peuvent se régénérer, expliquant la non réversibilité habituelle de la SNS.

La courbe audiométrique ne donne aucune information sur les structures anatomiques atteintes dans la cochlée (Kamerer et al., 2016).

La SNS peut être unilatérale ou bilatérale et le degré de perte auditive se classe de léger à profond (**Tableau 1.1**) ; elle se décrit par sa localisation, sa sévérité, sa courbe audiométrique ou son mode d'apparition.

⁴ <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>

⁵ <http://www.ffsb.be>

Tableau 1.1 : Classification du Bureau International d'Audiophonologie (BIAP)
des pertes auditives par sévérité.

<i>Degré de perte auditive (HL) (perte totale moyenne calculée à partir de la perte en dB aux fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz)</i>	
Audition normale ou subnormale	0-20 dB
Déficiência auditive légère	21 et 40 dB
Déficiência auditive moyenne	Premier degré : 41 et 55 dB Deuxième degré : 56 et 70 dB
Déficiência auditive sévère	Premier degré : 71 et 80 dB Deuxième degré : 81 et 90 dB
Déficiência auditive profonde	Premier degré : 91 et 100 dB Deuxième degré : 101 et 110 dB Troisième degré : 111 et 119 dB
Déficiência auditive totale - Cophose	120 dB

L'étiologie d'une SNS n'est pas toujours aisée à déterminer ; elle dépend du fait qu'elle soit présente à la naissance ou acquise, éventuellement à l'âge adulte. Les causes sont génétiques (le plus souvent), infectieuses, vasculaires, ototoxiques sonores ou chimiques (certains antibiotiques ou traitements chimio-thérapeutiques), traumatiques, et surtout idiopathiques (Devos et al., 2020). Chez l'adulte, la cause la plus courante de SNS est génétique, avec expression retardée. Ainsi, la presbycousie qui se présente sous forme d'une perte d'audition progressive, commençant dans les fréquences aiguës très fréquente à partir de 60 ans, est également due à des facteurs génétiques, éventuellement aggravés par des facteurs environnementaux tels que les ototoxiques chimiques ou sonores. Les traumatismes (y compris sonores), les méningites bactériennes, les complications labyrinthiques d'otites sont également retrouvés. Une autre cause fréquente de surdité profonde chez l'adulte est la maladie de Ménière bilatérale, évolutive, associée à une mutation génétique touchant le gène de la cochlène (CochGene), combinant surdité de perception, acouphènes et vertiges (Fransen et al., 1999 ; Verstreken et al., 2001) Chez l'enfant, la première cause de surdité congénitale est génétique, avec une présentation sous forme isolée dans 90% des cas ou syndromique dans 10% des cas. Une mutation du gène codant pour la connexine 26 (Cx26) se rencontre dans 50% des surdités génétiques de l'enfant (Kenna et al., 2010). La seconde cause principale, chez l'enfant, est l'infection congénitale à Cytomégalo virus (CMV), donnant des surdités plus ou moins sévères isolées ou avec des troubles associés, pouvant être présentes dès la naissance ou apparaître de façon retardée (Bernard et al., 2015 ; Devos et al., 2020). La surdité infantile peut également

être liée à des problèmes néonataux tels que l'hypoxie associée à une grande prématurité, l'ictère nucléaire, une méningite bactérienne ou la prise d'ototoxiques. En post-natal, les causes peuvent être celles décrites précédemment chez les adultes.

Sans dépistage néonatal, les enfants avec une perte auditive congénitale sont souvent diagnostiqués après l'âge de 2 ans (Tharpe & Gustafson, 2015), ce qui est dommageable pour le développement du langage.

Il convient de préciser que la SNS donne une perte variable de la capacité de détecter les sons – pouvant être totale –, mais aussi une perte proportionnelle au degré de surdité, du codage adéquat des traits acoustiques pertinents pour l'intelligibilité de la parole. Chez les patients avec une perte auditive moins importante, les sons sont perçus comme peu clairs et avec des distorsions variables ; dès lors, la parole est plus difficilement compréhensible dans les conditions non idéales comme une voix faible ou rapide, une articulation peu tonique, et surtout en présence de bruit ou de réverbérations. Cela est souvent exprimé par le patient sourd comme « j'entends mais ne comprends pas bien ou pas du tout ce qui est dit ». Les appareils auditifs conventionnels amplifient les sons et permettent d'améliorer la détection des sons. Cependant, en cas de surdité sévère à profonde, la perte d'un codage adéquat des traits acoustiques n'est pas compensable par une amplification sonore. Un codage plus fonctionnel doit être restauré. L'IC a été développé et est utilisé dans ce but.

1.2 Implant cochléaire

Ces trente dernières années, l'IC est devenu un élément incontournable de la prise en charge (Duchesne et al., 2020) pour les patients avec une perte auditive neurosensorielle sévère à profonde, les indications ne cessant d'évoluer (Varadarajan et al., 2021). Les IC remplacent la fonction des cellules ciliées qui ne sont plus capables de détecter et/ou coder les sons et générer des potentiels d'action utiles, en réponse au son. Par conséquent, ces dispositifs constituent la seule alternative aux appareils auditifs en cas de surdité sévère à profonde, car ils contournent les cellules ciliées et/ou les synapses cochléaires endommagées, en transmettant les impulsions électriques directement aux fibres cochléaires afférentes et aux cellules ganglionnaires de Corti (Gaylor et al., 2013). Ces impulsions contiennent un certain degré de codage de traits acoustiques pertinents. Bien que l'IC apporte une perception différente et limitée du son et de la parole comparée à « l'audition naturelle » (Carlson et al., 2012), un grand nombre d'études démontrent qu'il permet aux adultes d'améliorer significativement leur capacité à reconnaître auditivement la parole (Gaylor et al., 2013). Toutefois, les résultats auditifs avec un IC varient largement en fonction des patients et de différents facteurs, sans être exhaustifs, comme les réglages (Vaerenberg et al., 2014 ; Wathour et al., 2021), l'âge d'apparition de la surdité (Duchesne et al., 2020), la durée de la privation auditive, l'origine de la surdité, le/les handicap(s) associé(s), la capacité d'apprentissage, la durée d'utilisation de l'implant et le soutien familial et médical (Deltenre et al., 2007). D'autres facteurs, qui ne dépendent pas du patient participent aussi à la réussite ou non d'un IC, comme la position du porte-électrodes dans la cochlée et les avancées technologiques de l'implant et du processeur (Torres et al., 2021).

1.2.1 Historique

Alessandro Volta, né à Côme en 1745, commence ses premiers travaux sur les phénomènes électriques vers 1775. Il met au point l'électrophore qui permet de multiplier des charges électriques et l'électroscope qui est capable de déceler les différences de potentiel qu'on désigna par la suite en « Volt », en son hommage. Volta insère dans les oreilles des tiges métalliques raccordées à un circuit actif. Il qualifie la sensation produite comme étant proche du son de l'eau en ébullition. Ce fut là, la première expérience reconnue de stimulation électrique du système auditif (Eshraghi et al., 2012 ; Mudry & Mills, 2013).

Vers le milieu du 19ème siècle, malgré d'autres tentatives, l'idée d'utiliser la stimulation électrique comme méthode thérapeutique est rejetée.

Ce n'est que dans les années 30 que les effets de la stimulation électrique intéressent à nouveau les scientifiques. Deux équipes indépendantes de chercheurs, l'une américaine, l'autre soviétique, constatent que les personnes sourdes perçoivent des sensations auditives (« electrophonic hearing »⁶) lorsque leur oreille moyenne est stimulée électriquement. Toutefois, en raison de difficultés techniques insurmontables pour l'époque, aucune de ces recherches ne débouche sur une application pratique pour un implant auditif (Waltman & Roland, 2014).

Fin des années 50 (1957), des scientifiques français, Charles Eyriès (otologiste parisien) et André Djourno (professeur de physique médicale), annoncent le succès de la première stimulation électrique réussie du nerf auditif, obtenue par l'insertion d'une électrode dans l'oreille interne d'un sujet sourd. Le patient réussit à percevoir le rythme de la parole et déclare que cette stimulation est une aide à la lecture labiale. Ce fut le début du développement des implants cochléaires modernes (Mudry & Mills, 2013).

Durant les années 60, des efforts considérables sont consacrés à l'étude et à la mise au point d'un implant cochléaire. Aux États-Unis, les équipes de House reprennent les travaux d'Eyriès et commercialisent en 1965 un système mono-électrode extra-cochléaire. En 1966, Simmons (Palo Alto, Californie) propose le premier système multi-électrodes directement implanté chez l'animal (Wolfe, 2018).

En 1973, Michelson (San Francisco) réalise la première chirurgie visant à « ancrer un implant cochléaire ». Il s'agit du premier implant multi-électrodes chez l'homme ; c'était un système à 4 canaux avec 4 antennes différentes permettant au patient de récupérer la perception du rythme du langage uniquement. Les premières générations d'implants cochléaires transmettaient des informations codées à une seule électrode située sur la fenêtre ronde d'abord puis dans la rampe tympanique plus tard. Ces premiers implants permettaient aux patients de prendre conscience de la parole et des sons et amélioraient leurs capacités de lecture labiale. Cependant, la parole ne pouvait être reconnue exclusivement par voie auditive (Waltman & Roland, 2014).

⁶ « Electrophonic hearing » (Audition « électrophonique ») résulte de l'oscillation mécanique de la membrane basilaire suite à des changements de tension. Le principe de base était l'exigence que la cochlée soit intacte. Dès lors, avant 1957, les efforts pour stimuler l'audition électriquement étaient réalisés sur des sujets dont la cochlée fonctionnait au moins partiellement. Leurs réponses pouvaient être expliquées par l'audition « électrophonique » plutôt que par une stimulation nerveuse directe (Waltman & Roland, 2014).

En 1977, en Australie, à Melbourne, l'équipe de Graeme Clark dépose le brevet d'un système multi-électrodes simplifié implanté en intra-cochléaire n'envoyant que le voisement et le premier formant des voyelles. Ses effets auditifs positifs et sa robustesse en ont assuré une diffusion très rapide (Clark, 2000).

En 1978, a lieu à Paris le premier congrès international sur l'implant cochléaire, auquel assistent notamment Hochmair-Desoyer et Hochmair (Autriche), Patrick (Australie), Michelson et Schindler (USA).

Les années 1990 marquent un énorme saut technologique grâce aux innovations des stratégies de codage. L'implant cochléaire est reconnu comme fiable et procurant un gain satisfaisant aux patients (tous adultes). Les premières indications concernaient uniquement les patients adultes avec des surdités totales bilatérales acquises. L'implant cochléaire leur permettait de percevoir le langage. A l'époque, la technologie de transmission entre la partie externe et la partie implantée est basée sur une prise percutanée (passant à travers la peau). Le faisceau de 6 électrodes est constitué de 6 fils indépendants les uns des autres. Le boîtier de traitement (processeur) externe est encore assez volumineux (gros walkman) et ne peut être placé dans un contour d'oreille.

Les années 1992-1994 sont décisives. Bien que cette technologie soit considérée comme expérimentale dans un premier temps, en 1993, la US Food and Drug Administration autorise l'implant cochléaire chez l'enfant (Deep et al., 2019). Cela suscite une vive résistance de la communauté des sourds attachée à la langue des signes qui y voit une atteinte, une dévalorisation, un déni des richesses de la culture sourde, comme si la langue orale était supérieure.

De nos jours, 5 implants cochléaires sont couramment mis en place dans le monde :

- l'implant australien (Cochlear)
- l'implant américain (Advanced Bionics)
- l'implant autrichien (MedEl)
- l'implant français (Oticon médical)
- l'implant chinois (Nurotron).

1.2.2 Fonctionnement

L'implant cochléaire se compose d'une partie externe, le processeur vocal, et d'une partie interne, l'implant cochléaire (Deep et al., 2019).

Le processeur vocal standard est placé en rétro-auriculaire et comprend : un coude (pour maintenir le processeur sur le pavillon) un ou des microphone(s) (pour capter les sons de

l'environnement), un processeur de signaux numériques (pour analyser les sons et définir comment les transmettre à l'utilisateur), une source d'énergie pour le processeur et la partie interne (batterie rechargeable ou piles), un câble et une bobine d'émission/réception externe (pour transmettre ou recevoir le signal de la partie interne), et un aimant externe. Les processeurs vocaux sont actuellement disponibles dans différentes configurations, type contour d'oreille mais également depuis quelques années en type « processeur tout en un », moins encombrant car placé exclusivement à hauteur de l'aimant (Wolfe, 2018).

L'implant se compose de 6 éléments principaux : une bobine interne de réception/émission, un aimant interne, un processeur de signaux numériques, un stimulateur pour la génération d'impulsions électriques, un porte-électrodes et un faisceau d'électrodes. La bobine interne, le processeur et le stimulateur constituent le récepteur/stimulateur (Wolfe, 2018).

Le fonctionnement de base d'un IC est le même quelle que soit la marque. Un IC utilise un nombre limité d'électrodes pour faire le « même travail » que des milliers de cellules ciliées. Le microphone du processeur vocal capte les signaux acoustiques dans l'environnement et transpose le signal d'entrée en un signal électrique. Le signal du microphone est d'abord pré traité par un filtre qui amplifie principalement les fréquences aiguës (parce que les phonèmes aigus, par exemple le « s », sont moins audibles et plus susceptibles d'être masqués).

Ensuite, le contrôle de gain automatique (AGC) est utilisé pour limiter les distorsions provoquées par des sons forts en réduisant leur amplification si nécessaire.

Le signal est alors analysé par un processeur de signaux numériques dans le processeur vocal qui classe l'input en fonction de son intensité, sa fréquence et sa durée, et transforme le signal en un code électrique représentant ces caractéristiques au niveau du nerf auditif. Le signal codé est ensuite converti à partir d'un signal numérique en un signal électrique et envoyé à la bobine par liaison radiofréquence⁷ (RF) via un câble de transmission. Dans la bobine RF, le signal électrique est converti en un signal électromagnétique et transmis via induction électromagnétique à une bobine réceptrice interne (antenne) qui est directement connectée au stimulateur interne. Les aimants sont localisés au centre des 2 bobines RF, l'externe et l'interne. La bobine externe RF est apposée sur la peau et directement alignée sur la bobine réceptrice interne. Le signal RF, spécifique à l'implant, sert aussi d'alimentation au stimulateur interne. Lorsque les champs magnétiques passent à travers la bobine réceptrice interne, un signal

⁷ Le terme radiofréquence (RF) réfère à la fréquence porteuse du signal de la fonction électromagnétique pour lequel le signal d'intérêt est modulé.

électrique est provoqué dans la bobine interne et transmis au stimulateur. Le stimulateur interne qui contient aussi un processeur de signaux numériques, convertit le signal électrique en un code digital. Le processeur détermine le niveau de puissance de la stimulation nécessaire pour l'utilisateur et transforme le code digital en impulsions électriques sur base des caractéristiques du signal d'entrée et d'un ensemble de règles définies par la stratégie de codage. Le niveau de puissance définit l'intensité nécessaire du signal RF pour transmettre les informations requises de la bobine de transmission externe au dispositif interne, sans coupures, ni interruptions⁸ (**Figure 1.6**). Les impulsions électriques sont ensuite envoyées le long du faisceau d'électrodes vers les contacts de l'électrode intra-cochléaire de stimulation où les impulsions stimulent les fibres nerveuses cochléaires et les cellules ganglionnaires innervant la cochlée. Les stimulations électriques délivrées à l'électrode intra-cochléaire de contact retournent à l'électrode extra-cochléaire utilisée comme électrode de retour ou de terre (aussi appelée électrode de référence). Les électrodes extra-cochléaires de retour se situent sur le dispositif interne et/ou à un endroit éloigné du câble de l'électrode primaire (Loizou, 1999 ; Wolfe, 2018).

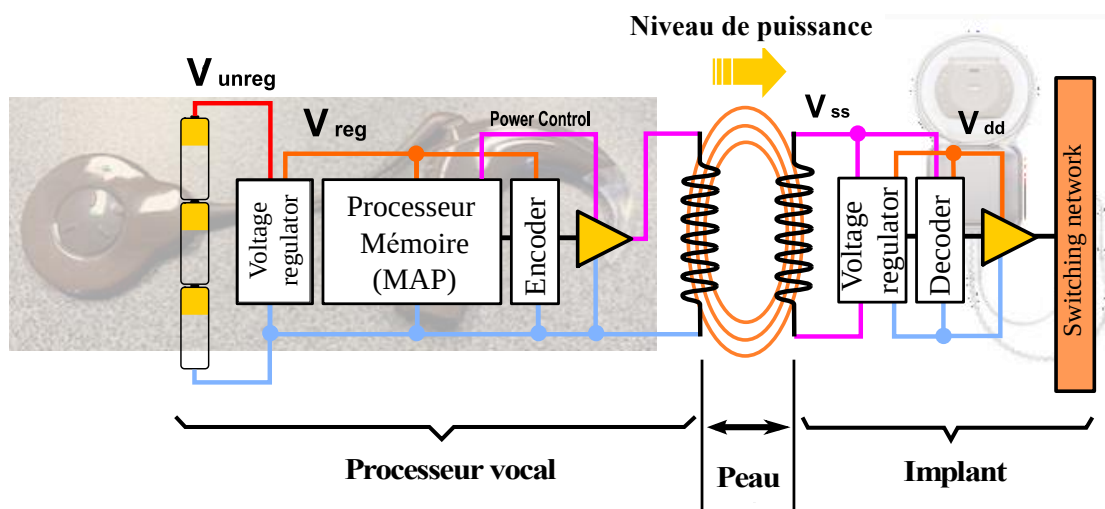


Figure 1.6 : Illustration du transfert transcutané par champ magnétique de l'information auditive dans l'implant cochléaire Cochlear (Copyright Cochlear Europe Ltd – Reproduced by permission)

⁸ Le niveau de puissance est automatiquement estimé dans le logiciel de programmation (Custom Sound pour les ICs Cochlear) quand des nouveaux programmes sont enregistrés dans le processeur vocal. Plusieurs facteurs déterminent ce niveau de puissance comme les niveaux de stimulation et les impédances, mais le facteur principal est l'épaisseur de la peau du patient entre la partie externe et la partie interne. Un niveau de puissance incorrect entraînera des coupures ou une consommation excessive des batteries.

Dans les systèmes d'IC les plus courants, le processeur externe utilise un filtrage passe-bande numérique (une transformée de Fourier rapide ou une transformation de Hilbert⁹) pour diviser le signal d'entrée complexe en plusieurs parties de différentes fréquences appelées canaux. La sortie de ces filtres passe-bande est ensuite envoyée à un redresseur (rectifier) qui capture et produit l'enveloppe spectrale du signal d'entrée. Ensuite, la sortie du redresseur (rectifier) est utilisée pour moduler un train d'impulsions électriques biphasiques qui est délivré à l'électrode de contact correspondant à un canal donné. Plus précisément, l'implant cochléaire à canaux multiples utilise l'organisation tonotopique naturelle de la cochlée en délivrant les signaux de fréquences élevées aux électrodes situées vers la base de la cochlée et les signaux de basses fréquences vers l'apex de la cochlée.

L'implant cochléaire « Cochlear » est plus spécifiquement développé car celui-ci est le seul disponible avec le logiciel Fitting to Outcome eXpert (cfr. 1.2.4.2).

Cochlear commercialise la série d'implants cochléaires nommée « Nucleus » et en est à sa 10^{ème} génération avec le CP1000 (**Tableau 1.2**). Les lettres CP réfèrent à « Cochlear Processor », et le 10 à la 10^{ème} génération de processeurs vocaux. Les 2 zéros à la fin du « 1000 » spécifient le modèle de la génération. Actuellement, le type de processeur est soit un contour d'oreille (« behind-the-ear ») ou soit un processeur « tout-en-un » ou « bouton » à distance de l'oreille (« off-the-ear »). Les processeurs évoluent au cours du temps tant au niveau technologique (Bluetooth, compatibilité Apple/Android, application), qu'au niveau de leur forme (processeur et batterie plus compacts).

Le dernier implant en date est le « Nucleus ProfileTM Plus » approuvé par la Food and Drug Administration pour commercialisation aux États-Unis en 2015 (**Tableau 1.2**). Cet implant se compose d'un stimulateur numérique logé dans un boîtier en titane hermétiquement fermé ; une bobine en platine et en iridium utilisée pour la transmission des signaux entre le processeur vocal et l'implant ; un aimant amovible dans une gaine en silicone au centre de la bobine ; un porte-électrodes avec des fils d'électrodes en platine-iridium et 22 contacts

⁹ En mathématiques et en traitement du signal, la transformation (ou transformée) de Hilbert d'une fonction de la variable réelle est une transformation linéaire qui permet d'étendre un signal réel dans le domaine complexe, de sorte qu'il vérifie les équations de Cauchy-Riemann (=deux équations aux dérivées partielles) (Neghraoui, 2018).

d'électrodes intra-cochléaires ; et 2 contacts d'électrodes extra-cochléaires (un sur le boîtier, l'autre sur un fil distinct) utilisés pour différents modes de couplage/stimulation des électrodes. Le « Nucleus Profile » délivre des pulses électriques d'une amplitude allant de 10 microampères (μA) à 1.75 milliampères (mA) avec une largeur d'impulsion allant de 12 à 400 μs (Wolfe, 2018).

Le porte-électrodes est la partie insérée dans la cochlée (**Tableau 1.2**). L'électrode est un élément important car elle est en contact direct avec les tissus intra-cochléaires qui recouvrent les éléments neuronaux (Wanna et al., 2015). La philosophie de Cochlear concernant l'emplacement du porte-électrodes est de cibler les cellules du ganglion spiral de Corti afin d'obtenir une stimulation la plus précise possible et d'éviter une insertion trop profonde pour diminuer le risque de traumatisme. Cette plus grande proximité avec les fibres nerveuses du ganglion spiral demande également moins d'énergie pour produire une stimulation efficace.

Pour qu'un patient puisse profiter pleinement de son IC, les facteurs suivants doivent être pris en compte : la profondeur d'insertion du porte-électrodes (Büchner et al., 2017 ; O'Connell et al., 2016), l'adaptation de la neuro-tonotopie, l'insertion atraumatique du porte-électrodes en diminuant ou limitant les forces d'insertion contre les structures intra-cochléaires (Mady et al., 2017), le choix d'un porte-électrodes qui corresponde à l'anatomie cochléaire du patient, en particulier en cas de malformation cochléaire ne permettant pas un placement optimal des électrodes au plus près des structures neurales.

Le positionnement du porte-électrodes au sein de la cochlée est déterminant pour la transmission électrique. Une position latérale provoque un éloignement des électrodes par rapport au modiolus et nécessite dès lors un champ électrique plus vaste et produit éventuellement une stimulation fibreuse nerveuse moins efficace (Deltenre et al., 2007). Une position médiale plus proche du modiolus est supposée produire une amélioration de la spécificité spatiale (Cohen et al. 2006 cités dans Wilson et al., 2012).

Tableau 1.2 : Évolution des implants, porte-électrodes et processeurs Cochlear Ltd. (Beiter & Nel, 2015).

	1983	1986	1989	1994	1997	1998	2000 2002	2005	2009	2011	2013	2014	2016	2017	2018	2020
Processeurs - noms	WSP		MSP	Spectra	SPrint	ESPril	ESPril 3G	Freedom	CP810		CP910 CP920	Kanso CP950		CP1000		Kanso2 CP1150
- types	Boitier		Boitier	Boitier	Contour	Contour	Contour	Contour	Contour		Contour	Bouton		Contour		Bouton
Implants	1 ^{er} multicanal	CI22M			CI24M		CI24R	CI24RE	CI512	CI422		Profile (CI500)			Profile TM+ ¹⁰ (CI600)	
Porte- électrodes	-Straight ⁷						-Contour -Straight -Contour Advance ¹¹	-Straight ⁷ -Contour Advance		-Slim straight ¹²			-Slim modiolar ¹³			

Légende :

WSP = Wearable Speech Processor

MSP = Mini Speech Processor

¹⁰ L'implant profile TM+ est compatible avec les porte-électrodes : Slim Modiolar (CI632), Slim Straight (CI622) et Contour Advance (CI612).

¹¹ Contour advance = Electrode « Contour Advance » est une électrode avec un positionnement périmodiolaire, proche du nerf auditif.

¹² Straight/Slim straight = Électrode « droite »/« droite fine » sont des électrodes avec un positionnement latéral.

¹³ Slim modiolar = Électrode « modiolaire fine » est une électrode fine (moins traumatique) avec un positionnement périmodiolaire proche du nerf auditif.

1.2.3 Paramètres des maps

MAPPING est le terme utilisé pour programmer un implant cochléaire (Rosenzweig, 2011). Le MAPPING permet d'aboutir à une map, c'est-à-dire un programme reprenant les paramètres de programmation servant d'instructions pour le codage des informations du signal acoustique entrant, envoyée à l'implant cochléaire afin de délivrer une stimulation électrique intra-cochléaire adaptée. Différents paramètres sont à définir pour créer une map.

Stratégies de codage du signal (signal coding strategy)

Les stratégies de codage de l'IC ont pour objectif de fournir à l'utilisateur la représentation électrique la plus fidèle du signal acoustique original (Dillon et al., 2016). L'algorithme utilisé par les stratégies transforme les caractéristiques acoustiques les plus importantes du signal d'entrée (Wolfe, 2018). La parole est le signal le plus complexe à coder par un IC car elle contient un large spectre et des indices temporeux que les patients ICs doivent percevoir. Comme mentionné précédemment, l'IC doit pouvoir coder les 3 domaines (intensité, spectral et temporel) pour permettre la compréhension de la parole.

Les stratégies de codage se basent sur la détection des maxima¹⁴ spectraux. Le nombre de maxima détermine le nombre de canaux stimulés simultanément. Les canaux stimulés sont ceux associés aux bandes spectrales les plus énergétiques du son entrant, retrouvées à chaque analyse spectrale. Les stratégies exploitent la vitesse de stimulation qui doit être la plus rapide possible pour faire passer le plus d'informations tout en tenant compte de la période réfractaire des fibres nerveuses et de leur fatigabilité.

La bande passante d'un IC est limitée par le nombre de canaux et le taux de stimulation global. Le taux de stimulation d'un canal représente la résolution temporelle de l'IC (le nombre d'impulsions biphasiques transmises à une seule électrode en une seconde (pps, pulses per second), tandis que le nombre total d'électrodes représente la résolution spectrale. Un certain nombre d'électrodes (maxima) sont stimulées à chaque cycle. Si le nombre de maxima diminue, la résolution spectrale du signal audio se dégrade mais le taux de stimulation des canaux augmente donnant une meilleure représentation temporelle du signal audio. A l'inverse, si le taux de stimulation des canaux diminue, le nombre de maxima peut être augmenté, donnant une meilleure résolution spectrale du signal audio (Wolfe, 2018).

¹⁴ Le paramètre maxima n'est disponible que dans un certain type de stratégie, les stratégies « N out of M », dont font partie SPEAK et ACE.

On distingue les stratégies de codage par extraction d'indices vocaux (MPEAK)¹⁵, non développées car non utilisées par nos patients, et les stratégies de codage par estimation spectrale (SPEAK, CIS, ACE) (Gallego & Collet, 2010).

La stratégie SPEAK (Spectral Peak) : Le son subit une transformée de Fourier, ensuite le spectre est décomposé en autant de bandes de fréquences qu'il y a d'électrodes disponibles. Les bandes de fréquences les plus énergétiques entraînent la stimulation des électrodes correspondantes (sans forcément qu'il s'agisse des formants, même pour un son de parole). Le nombre de bandes de fréquence retenues se règle en fonction de la sensibilité du patient (autour de 10 maxima). La stimulation électrique est biphasique, le taux de stimulation est fixé à 250 pps, et la charge délivrée (amplitude * largeur d'une impulsion) par la stimulation correspond à l'amplitude de l'enveloppe estimée dans les bandes de fréquences les plus énergétiques. (Wolfe & Shafer, 2015).

La stratégie CIS (Continuous Interleaved Sampling) est proposée dans toutes les marques d'IC. Le principe repose sur une analyse spectrale du signal perçu. Tout comme SPEAK, ce signal subit une transformation de Fourier pour extraire l'enveloppe dans chaque bande spectrale. A la différence de SPEAK, les trains de pulses sont décalés pour que deux électrodes ne soient pas activées simultanément, ce qui évite des effets d'interaction délétères à la compréhension. Les électrodes sont donc toutes activées séquentiellement durant chaque cycle de stimulation, et l'amplitude de la stimulation durant chaque cycle correspond à l'énergie présente dans le canal concerné (Wolfe, 2018). La cadence de stimulation est beaucoup plus élevée que dans les stratégies précédentes : 4000 pps (Gallego & Colet, 2010).

La stratégie ACE (Advanced Combinaison Encoder) combine les caractéristiques de SPEAK et CIS. Cette stratégie découpe le signal en 22 bandes de fréquences et utilise de 8 à 12 maxima. Elle est similaire au fonctionnement de SPEAK avec des taux de stimulation plus élevés pour transmettre davantage la SFT. Les électrodes sont stimulées les unes après les autres, comme pour la stratégie CIS avec une cadence pouvant aller jusqu'à 20 000 pps. Les électrodes stimulent ainsi les fibres nerveuses afférentes du nerf auditif le plus rapidement possible sans dépasser la limite fixée par la période réfractaire du nerf auditif (4000 Hz). Les recherches menées par Skinner et al., 2002 (cités dans Wolfe & Shafer, 2015) montrent de meilleures performances chez des sujets ayant ACE plutôt que SPEAK. Au départ, ACE a un taux de stimulation total maximal de 14 400 pps (8 x 1800 pps). Puis, la version ACE(RE) (ou

¹⁵ MPEAK consiste à détecter les caractéristiques de la parole dans le son capté par le microphone. Les électrodes sont stimulées à une cadence correspondant au voisement, ou à 250 pulses pps si aucun voisement n'est détecté.

HighACE) a permis d'atteindre un taux de stimulation total maximal de 32 000 pps. Le taux de stimulation d'une électrode va de 250 à 3500 pps. La plupart des utilisateurs n'ont pas d'amélioration de leurs performances avec l'utilisation d'un taux de stimulation plus élevé que 2000 pps (Arora et al., 2009 cités dans Wolfe & Shafer, 2015). Dans les essais cliniques, beaucoup de sujets ont une préférence et de bons résultats avec un taux de 900 pps ou moins (Wolfe & Shafer, 2015).

Les taux de stimulation plus élevés compatibles avec ACE(RE) (en particulier 3500 pps) requièrent une largeur d'impulsion très faible, et par conséquent, les limites de tension peuvent être atteintes avant d'obtenir une perception satisfaisante de l'intensité sonore.

Plant et al. (2002) ont analysé les résultats de la perception de la parole dans le calme chez 8 patients porteurs d'un implant Nucleus 24 avec un taux de stimulation de 900 impulsions par seconde par canal ; le nombre de maxima variait entre 6, 8, 12 et 16 en utilisant la stratégie ACE. Les meilleurs résultats sont obtenus avec 8 ou 12 maxima. Wolfe (2018) recommande d'utiliser 10 maxima (vs 8) afin d'améliorer la compréhension dans le bruit.

L'efficacité d'une stratégie de stimulation ne dépend pas seulement d'un protocole de stimulation particulier mais aussi de l'état du nerf auditif. La surdité profonde quelle que soit son origine, s'accompagne d'un certain degré de dégénérescence progressive des dendrites cochléaires de manière rétrograde (vers le soma) (Miller et al., 1995 ; Bledsoe et al., 1995) puis, à plus long terme, d'une perte des neurones du ganglion spiral (Spoendlin, 1984). L'IC ne fonctionne que s'il existe encore au moins une partie des fibres cochléaires reliées aux neurones du ganglion spiral (Malgrange, 2007). Toutefois, en général, il est impossible de connaître parfaitement l'état du nerf chez un patient au moment de l'implantation, et de savoir quels processus dégénératifs sont en cours avant ou après implantation (sauf quand la dégénérescence est massive avec hypotrophie visible du nerf cochléaire en IRM).

Mode de stimulation (ou stratégie de connexion entre les électrodes)

Le mode de stimulation détermine la manière dont les canaux sont connectés pour former un « circuit électrique » qui transmet le courant au nerf auditif. Le « circuit électrique » de l'implant se compose d'un générateur de signaux dans le processeur interne, le fil de l'électrode active et le contact de l'électrode intra-cochléaire ainsi que l'électrode de référence.

La stimulation électrique produit un flux de courant entre une électrode « active » (stimulée) et une électrode « indifférente » (de référence). Ces deux électrodes forment un canal de stimulation. Le mode de stimulation détermine, pour chaque canal, l'emplacement de l'électrode de référence par rapport à l'électrode active. La distance entre les deux électrodes

définit la propagation du courant électrique vers les terminaisons nerveuses ou les ganglions spiraux qui sont stimulés. Différents modes de stimulation existent, en fonction du type d'implant, du processeur de son et de la stratégie de codage utilisés (Wolfe, 2018).

Le mode de stimulation est soit :

- Monopolaire (MP) : L'électrode active se trouve à l'intérieur de la cochlée et la ou les électrodes de référence sont à l'extérieur de la cochlée. Les modes MP donnent les niveaux T et C les plus bas. Cela signifie que l'implant utilise moins d'énergie pour produire la stimulation, ce qui permet de prolonger la durée de vie de la batterie. Les modalités MP sont nécessaires pour les taux de stimulation plus élevés utilisés avec les stratégies de codage ACE/ACE(RE) et CIS (Bierer & Faulkner, 2010). Il existe trois configurations monopolaires :

- Monopolaire 1 (MP1) : le courant passe entre l'électrode intra-cochléaire active et l'électrode boule (implants Freedom, Hybrid L24, CI422 et Nucleus 24 Series). Les implants Profile Plus et Profile Series ont une électrode de masse courte en forme de broche.
- Monopolaire 2 (MP2) : le courant passe entre l'électrode intra-cochléaire active et l'électrode de référence sur le corps de l'implant (implants Freedom Hybrid L24, CI422 et Nucleus 24 Series). Sur les implants Profile Plus et Profile Series, l'électrode extra-cochléaire est intégrée au récepteur/stimulateur.
- Monopolaire 1+2 (MP1+2) : le courant passe entre l'électrode intra-cochléaire active et les deux électrodes extra-cochléaires.

- Bipolaire (BP) : les deux électrodes, active et référence, se situent à l'intérieur de la cochlée. La configuration BP est déterminée par la distance entre ces deux électrodes et la répartition du courant dans la cochlée. Plus la distance entre les électrodes active et indifférente (ou référence) est petite, plus le courant nécessaire pour atteindre les niveaux T et C est important, vraisemblablement car une plus petite quantité de tissu neural est stimulée. Il existe différents types de stimulation bipolaire :

- Bipolaire + 1 (BP+1) : le courant passe entre l'électrode active et l'électrode distante de deux (par exemple E1 à E3).
- Bipolaire + x (BP+x) : se réfère au nombre d'électrodes entre l'électrode active et l'électrode indifférente (par exemple, E1 à E5 est appelé BP+3).

- Pseudo-monopolaire : ce mode est utilisé dans les cas d'insertion partielle du faisceau d'électrodes où les électrodes de référence monopolaires ne sont pas disponibles.

- Common ground stimulation : le courant passe entre l'électrode active et toutes les autres électrodes du faisceau, reliées électroniquement entre elles pour former une seule électrode de référence. Les électrodes extra-cochléaires (MP1 et MP2) ne sont pas utilisées.

A partir des implants cochléaires CI24RE, le mode de stimulation par défaut est le Monopolaire MP1+2. Une électrode de référence est placée dans les tissus musculo-sous-cutanés et l'autre sur le corps de l'implant.

Différents paramètres permettent la stimulation électrique des fibres cochléaires et la manière dont les signaux acoustiques sont codés en signaux électriques dans chacun des 3 domaines : intensité, spectral et temporel (**Tableau 1.3**).

Tableau 1.3 : Ensemble des paramètres influençant un domaine spécifique (intensité, spectral, temporel).

Les paramètres influençant le domaine de l'intensité et de la sonie	Les paramètres influençant le domaine spectral	Le paramètre influençant le domaine temporel
Largeur d'impulsion	Contact de l'électrode	Taux de stimulation
Amplitude du courant	Canal	
Niveaux T	Répartition fréquentielle	
Niveaux C		
Plage dynamique électrique		
Plage dynamique d'entrée acoustique		
Sensibilité du microphone		
Compression (Q-value) du signal acoustique		
Gain du canal		
Volume		

Les paramètres influençant le domaine de l'intensité et de la sonie

Largeur d'impulsion et Amplitude du courant

L'unité de stimulation dans le logiciel Custom Sound, spécifique à Cochlear, est une unité arbitraire, le current level (CL) ou clinical unit (CU). Le CL représente l'amplitude du courant d'impulsion du stimulus de programmation (Norgia et al., 2004). Le stimulus de programmation est un train d'impulsions biphasiques rectangulaires présentées à un taux de stimulation particulier (le taux de stimulation, par défaut, actuel de Cochlear est 900 pulses par seconde). Les changements de niveau de stimulation se font de manière logarithmique et vont de 0 CL (une amplitude de 0 microampères/phase) à 255 CL (une amplitude de 1,75

milliampères/phase) pour une largeur d'impulsion donnée. La largeur d'impulsion varie de 9,6 à 400 μs /phase et est fixée lors de la programmation (Wolfe, 2018).

L'intensité d'un signal acoustique est produite par les réglages de l'intensité de l'impulsion électrique biphasique. Celle-ci est modifiable de deux manières, soit en augmentant l'amplitude du courant (c'est-à-dire la hauteur), soit en augmentant la largeur d'impulsion (c'est-à-dire la durée, la largeur) de chaque phase de l'impulsion électrique biphasique (μs).

Un pulse biphasique possède une phase avec une polarité positive et une phase avec une polarité négative. Les ICs actuels ont des pulses biphasiques avec une durée de phase d'approximativement 10 à 100 μs . La durée entre chaque phase se nomme « interphase gap » et celle entre chaque pulse biphasique se nomme « interpulse gap ». L'amplitude du courant se mesure en microampères ou milliampères. L'intensité d'un signal électrique se décrit en unités de charge (nanocoulombs), ce qui correspond au produit de l'amplitude du courant et de la largeur d'impulsion (Wolfe, 2018).

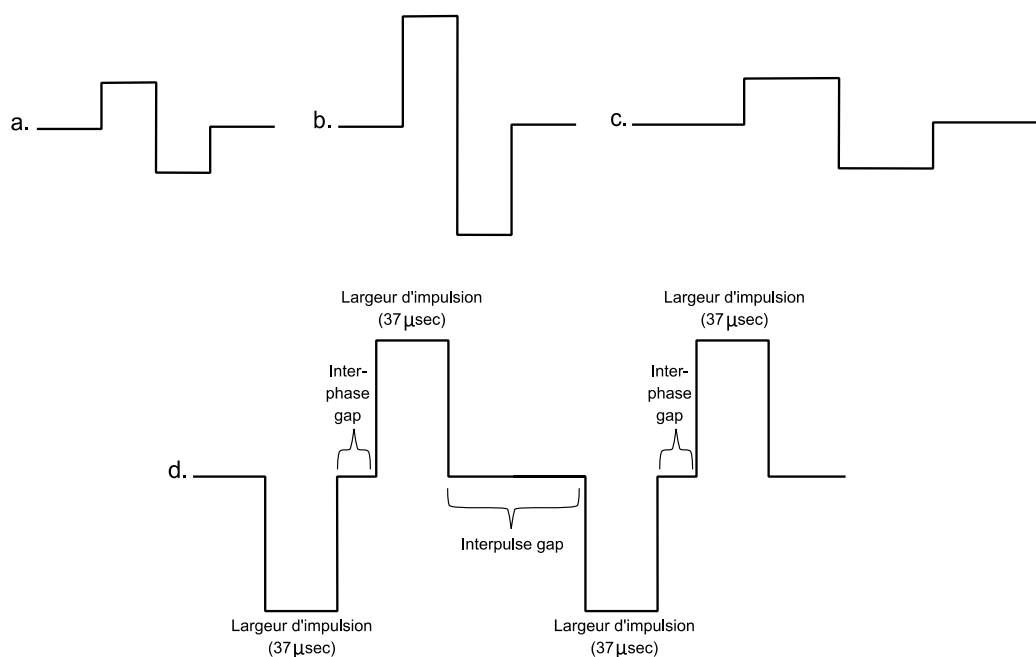


Figure 1.7 : Augmentation de l'intensité d'un signal original (a.) obtenue par l'augmentation de l'amplitude du courant (b.) et l'augmentation de la largeur d'impulsion (c.) et représentation de la manière dont la largeur d'impulsion est mesurée (d.)

Les pulses biphasiques (b) et (c) sont 2 fois plus forts que le pulse (a) parce que l'amplitude du courant de chaque phase du signal (b) ou la durée de chaque phase du signal (c) est 2 fois la taille du signal (a) (**Figure 1.7**).

L'intensité d'un signal électrique se décrit en unités de charge (nanocoulombs), ce qui correspond au produit de l'amplitude du courant et de la largeur d'impulsion. Les ICs sont limités dans la quantité d'amplitude du courant pouvant être délivré à chaque contact d'électrode. Cette limite est déterminée par la capacité de charge (voltage) de la batterie du processeur vocal et la résistance (c'est-à-dire l'impédance) à la jonction entre le contact d'électrode et le tissu. A partir de la loi d'Ohm où la tension correspond au courant multiplié par la résistance, il est déduit que le maximum de courant disponible pour chaque contact d'électrode correspond à la tension/résistance. La capacité de voltage (tension) d'une batterie est fixe tandis que la résistance (impédance) varie. Les contacts d'électrode avec une plus grande résistance disposent de moins de courant tandis que les contacts d'électrode avec moins de résistance ont des limites de compliance (voltage) plus faibles (Wolfe, 2018).

Niveaux T et C

Le seuil de stimulation électrique (niveau T) fait référence aux niveaux de stimulation électrique les plus faibles que le patient détecte 100 % du temps lorsque des signaux électriques (cfr. Impulsions électriques biphasiques) sont délivrés aux contacts des électrodes.

Le niveau de stimulation confortable (niveau C) correspond à la quantité maximale de stimulation électrique que l'IC délivre par l'IC que le patient trouve confortable-supportable.

Lors du réglage des niveaux T et C, le clinicien utilise une largeur d'impulsion fixe et augmente l'amplitude du courant en utilisant des niveaux de courant de 1 à 255 CL (Martins et al., 2021).

Plage dynamique électrique (Electrical Dynamic Range, EDR)

L'EDR est la différence en unités électriques entre le seuil de perception (niveau T) et le niveau confortable (niveau C) d'un canal déterminé (par exemple : $T=140$ et $C=180 = 40$ unités machines) pour une stimulation électrique (Davidson et al., 2010 ; Robinson et al., 2012). Une plage dynamique plus large (> 30 -40 unités machines) permet de coder plus de variations d'intensités qu'une dynamique étroite, qui peut produire des distorsions de type « courbe audiométrique vocale recrutante ».

L'EDR peut être converti en décibels¹⁶. Toutes marques d'IC confondues, il se situe souvent entre 10 et 25 dB (Nelson et al., 1996 ; Zeng & Galvin, 1999).

¹⁶ Le décibel acoustique représente généralement le logarithme du rapport entre un niveau de pression acoustique mesuré (en dynes ou pascals = unités de mesure de pression acoustique) et une valeur de référence (par exemple : 20 micropascals). Les décibels sont aussi calculables en mesurant la tension électrique de sortie d'un microphone par rapport à une valeur de tension de référence (par exemple : 0,775 volt) (Wolfe, 2018).

Plage dynamique d'entrée (Input Dynamic Range, IDR)

L'IDR est la plage maximale des entrées acoustiques captées électroniquement par le processeur vocal, sans écrêtage ou distorsion importante. L'IDR détermine la plage des inputs acoustiques mis en relation avec l'EDR (Robinson et al., 2012).

Tableau 1.4 : IDR et EDR en fonction du type de bruit.

Type bruit	Limite inférieure	Limite supérieure	IDR	EDR
Large bande	23 dB SPL (bruit de fond du microphone)	Les limites du convertisseur analogique/numérique (nombre de bits du processeur) 100 dB SPL	+ - 80 dB SPL	10-25 dB
Bande étroite	9 dB SPL (pas le bruit du microphone) 1000-3000Hz	100 dB SPL	+ - 90 dB SPL	10-25 dB

Un traitement de compression est nécessaire pour faire rentrer la plage étendue (environ 80 dB SPL pour les entrées à large bande) dans l'EDR (**Tableau 1.4**). Les ingénieurs en traitement du signal de Cochlear ont développé une méthode permettant de fournir une compression à action rapide à partir d'une certaine intensité d'un signal vocal statique.

Instantaneous Input Dynamic Range (IIDR) correspond à la plage de fluctuations instantanées à court terme mises en relation sans compression ni contrôle de l'auto-sensibilité (ASC) dans l'EDR à un moment précis (Veeckmans et al., 2010).

La valeur par défaut de l'IIDR est de 40 dB (T-SPL = 25 dB SPL et C-SPL = 65 dB SPL). Il se définit par 2 paramètres :

- Le **T-SPL** (threshold SPL) contrôle le niveau d'entrée d'intensité minimale qui entraîne une stimulation électrique des niveaux T (en fonction du réglage de la sensibilité utilisé). Sa valeur par défaut est de 25 dB SPL (9 à 50 dB SPL). Les niveaux T sont stimulés pour les inputs acoustiques de 25 dB SPL. Si les niveaux T sont réglés correctement (niveau juste audible), les inputs en dessous de 25 dB SPL ne vont pas être entendus.
- Le **C-SPL** (comfortable SPL) contrôle le niveau d'entrée d'intensité maximale qui entraîne une stimulation électrique des niveaux C (avant l'activation de l'AGC et en fonction du réglage de la sensibilité utilisé). Sa valeur par défaut est de 65 dB SPL (65 à 84 dB SPL) (Potts et al., 2019). Les inputs acoustiques à partir de 65 dB SPL stimulent

les niveaux C si le volume est à sa position maximale (10). Tous les inputs supérieurs à 65 dB SPL sont soumis à une compression à action rapide provenant d'un compresseur à commande automatique de gain (AGC) à action rapide avec un taux de compression élevé. Les entrées acoustiques entre 25 et 65 dB SPL reçoivent une stimulation électrique qui se situe entre les niveaux T et C du patient.

Cochlear a développé un AGC à double action, pour diminuer les distorsions de la parole et des sons de l'environnement dans les processeurs vocaux nucleus 6 et 7 où :

- Les sons d'intensité moyenne sont soumis à une compression à vitesse moyenne avec des taux de compression modérés.
- Les sons d'intensité forte sont soumis à une compression à vitesse rapide avec des taux de compression élevés.

Ces valeurs par défaut (25 et 65 dB SPL) conviennent pour comprendre la parole à intensité normale en condition calme mais pas pour comprendre la voix chuchotée (<25 dB SPL) ou criée (>65 dB SPL). Dès lors, pour permettre aux patients IC d'accéder aux inputs inférieurs à 25 dB SPL et aux inputs supérieurs à 65 dB SPL sans distorsion, la plage de l'IIDR est mouvante c'est-à-dire qu'elle peut se décaler, « shifter ». La **sensibilité** contrôle le gain global appliqué au signal d'entrée provenant du microphone ou de l'entrée auditive directe. La sensibilité va de 1 à 20, elle est modifiable par le patient ou fixée par le clinicien. La valeur par défaut est 12 quand elle est sur 12 ; cela correspond au T-SPL sur 25 et au C-SPL sur 65. En augmentant la sensibilité, l'IIDR se déplace « vers le bas », ce qui permet au patient IC d'avoir un meilleur accès aux entrées de faible intensité, mais cela entraîne également la probabilité d'avoir une compression trop importante pour les entrées avec une intensité moyenne (par exemple, une conversation à intensité normale). Par contre, en diminuant la sensibilité, on évite une compression trop importante des entrées avec une intensité moyenne à forte, mais les entrées avec une intensité faible seront inaudibles pour le patient (Wolfe, 2018). Le **contrôle de l'auto-sensibilité (ASC)** est un type de traitement en entrée qui ajuste automatiquement le réglage de la sensibilité lorsque le niveau du bruit ambiant dépasse le seuil d'activation par défaut de 57 dB SPL (Wolfe, 2018 ; Di Berardino et al., 2021).

Q-value

Cette valeur contrôle la pente de la fonction de croissance de l'intensité sonore et détermine le pourcentage de la plage dynamique de sortie électrique propre à chaque patient. Ce pourcentage est attribué aux 10 dB supérieurs de la gamme dynamique d'entrée du processeur de son. Une valeur Q faible rend la fonction de croissance de l'intensité plus raide

et a pour effet de rendre les sons faibles plus forts sur le plan auditif (Theelen-van den Hoek et al., 2020). La **Figure 1.8** illustre la courbe d'intensité avec deux valeurs Q 20 et 30.

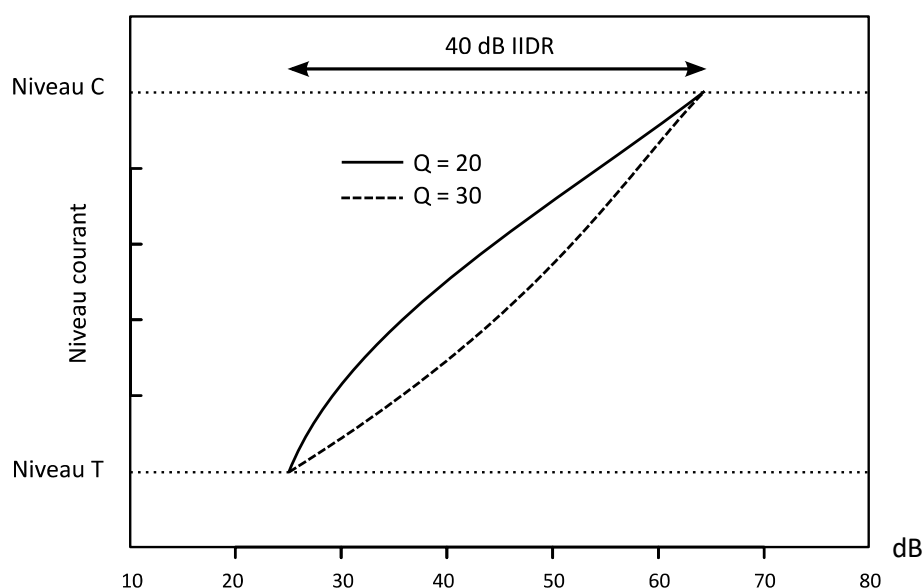


Figure 1.8 : Fonction de croissance de l'intensité sonore : Q = 20 et 30.

Contrôle du volume

Le paramètre de contrôle du volume (CV) a une influence importante sur les niveaux C. La plage sur laquelle le CV ajuste les niveaux C est programmable de 0 à 100% et est contrôlée par le paramètre d'ajustement du volume (% de DR).

Si le niveau C mesuré comportementalement est par exemple à 180 et le niveau T à 140, on peut dire que le niveau électrique de 180 correspond à 100% de la dynamique (Dynamic range = DR) et 140 à 0% de DR mesurée comportementalement.

Ce niveau 100% n'est parfois pas supporté immédiatement ou dans certaines situations par les patients IC. La programmation permet de diminuer le niveau C effectif à un niveau plus faible que celui mesuré comportementalement, pouvant correspondre à x% de la DR maximale. Par exemple, il peut être placé à 20% de DR mesurée (c'est-à-dire, 20% de 40 steps, dans l'exemple du **Tableau 1.5**, soit un niveau électrique de 172 à la place de 180) ou à 50% (c'est-à-dire, 50% de 40 steps, dans l'exemple du **Tableau 1.5**, soit un niveau électrique de 160 à la place de 180), ou à tout autre % prédéfini (**Tableaux 1.5 et 1.6**). Ce niveau C plus faible, programmé, est sélectionné lorsque le curseur du « contrôle de volume » est fixé sur « 1 » au niveau du processeur vocal. Ce contrôle de volume peut être augmenté entre 1 et 10 : si « 1 » est sélectionné, le C effectif correspond au % de DR choisi (par exemple : 172 ou 160 dans les exemples du **Tableau 1.5**), et si « 10 » est sélectionné, le C effectif correspondra au niveau C

mesuré (= 180 dans l'exemple du **Tableau 1.5**). Dès lors, un petit % de DR ($\leq 30\%$) permet d'avoir un meilleur contrôle sur le niveau de stimulation des sons moyens à forts que le patient entend.

Ce paramètre de contrôle du volume permet au patient de faire varier dans sa vie quotidienne les niveaux C programmés dans le centre de programmation (**Tableaux 1.5 et 1.6**). Par conséquent, il a un impact significatif sur la compréhension de la parole et la qualité du son (Wolfe, 2018).

Le **Tableau 1.5** illustre les niveaux de stimulation (en CL) avec un niveau T à 140 et un niveau C à 180, différents réglages du volume (1, 2, 4, 6, 8 et 10) et % de DR (0% à 100%) d'un patient qui entend des inputs $\geq$ à 65 dB SPL. Le % de DR réglé à 100% donne des modifications de 4,44 CL alors qu'un %DR à 20% donne des modifications de 2,22 CL par changement du niveau du volume (1 à 10).

Tableau 1.5 : Niveaux de stimulation (CL) avec des inputs $\geq$ à 65 dB SPL.

Niveau T	Niveau C	Plage dyn.	%de DR	Niveaux volume						Step/CV
				1	2	4	6	8	10	
140	180	40	100%	140	144,4	153,2	162,2	171	180	4,44
140	180	40	50%	160	162,2	166,64	171	175,5	180	2,22
140	180	40	20%	172	172,8	174,5	176,3	178	180	0,88
140	180	40	0%	180	180	180	180	180	180	0

Tableau 1.6 : Impact du contrôle du volume en fonction d'inputs de différentes intensités.

Valeurs par défaut	Inputs entre 25 et 65 dB SPL	Inputs > 65 dB SPL CV = 10 et 20%	Inputs > 65 dB SPL CV < 10 et 20%
T-SPL = 25	Stimulation des niveaux T		
C-SPL = 65	Stimulation correspondant au niveau du volume	Niveaux C de la map	diminution globale des niveaux C = 20 % de la gamme dynamique électrique

En résumé : La sensibilité influence la perception des sons faibles et la compression et le CV impacte la perception des sons moyens à forts.

Les paramètres influençant le domaine spectral

Contact d'électrode

Il s'agit du contact physique dans le faisceau d'électrodes entre la partie interne où la stimulation est transmise et les fibres nerveuses cochléaires (Wolfe & Schafer, 2015).

Canal

Le canal correspond au circuit entre l'électrode active et l'électrode de référence (MP1 ou MP2) (Bierer & Faulkner, 2010).

Répartition fréquentielle

Les tableaux d'attribution des fréquences définissent la gamme de fréquences (largeur de bande de fréquences) qui est attribuée à chaque canal actif dans la map. Chaque canal couvre une gamme de fréquences spécifique (bande) et un canal donné est stimulé lorsque sa bande passante contient suffisamment d'énergie pour être sélectionnée comme un maximum. Le tableau de fréquence utilisé dépend de la stratégie de traitement du son et du nombre de canaux dans la map. Cochlear attribue 22 canaux aux 22 contacts d'électrodes intra-cochléaires actifs. L'électrode 1 (et le canal 1) est attribuée au contact le plus basal, et le nombre de contacts d'électrodes/canaux augmente progressivement vers l'extrémité apicale de la cochlée (Wolfe & Schafer, 2015).

Le paramètre influençant le domaine temporel

Le paramètre, **taux de stimulation**, a été décrit précédemment dans la partie concernant les stratégies de codage.

Lorsque tous les paramètres ont été définis, il reste les stratégies de traitement des entrées (« pre-processing strategies ») aussi appelées les stratégies de traitement du signal, à définir dans le processeur vocal.

Ces stratégies sont des algorithmes conçus pour améliorer les capacités d'écoute dans divers environnements sonores, sans être exhaustif, les plus utilisés :

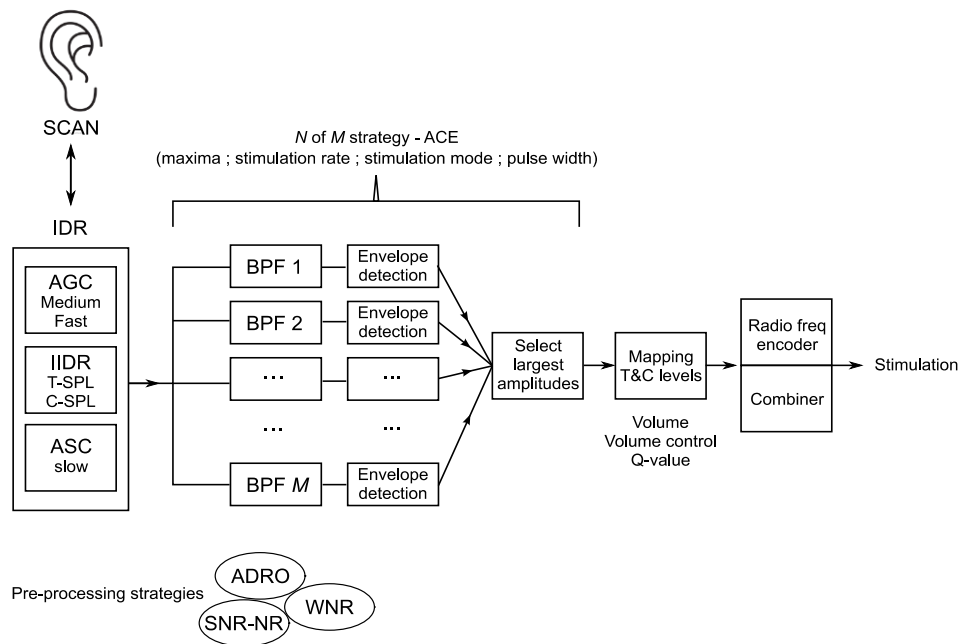
- SCAN (Automatic scene classifier system) est un algorithme provenant de SmartSound®iQ (technologie propre à Cochlear) qui analyse l'environnement sonore

du patient et en fonction de celui-ci, sélectionne automatiquement le traitement du signal lui permettant d'optimiser sa compréhension¹⁷. Si l'environnement sonore est de la parole dans le bruit, le processeur passe automatiquement en mode adaptatif « beam-forming ». Le seuil d'activation pour passer du mode microphone conventionnel à un mode directionnel est de 50 dB SPL. Lorsqu'il y a uniquement du bruit, le processeur vocal passe du mode microphone conventionnel au mode « Zoom », qui présente une configuration de tracé polaire hypercardioïde fixe. Quand il y a du bruit et de la parole, le SCAN passe de manière adaptative au mode « beam-forming » (De Ceulaer et al., 2017 ; Wolfe, 2018).

- ADRO (Adaptative dynamic range optimization) est une stratégie de prétraitement du signal qui ajuste en permanence le gain de chaque canal pour « placer » le signal dans la gamme dynamique de l'audition électrique du patient (Blamey, 2005 ; Rakszawski et al., 2016).
- Réduction du bruit et du rapport signal/bruit (SNR-NR) est un algorithme qui réduit le gain dans les canaux spectraux présentant un mauvais rapport signal/bruit (négatif) afin d'améliorer la compréhension de la parole dans un bruit de fond constant tel que le bruit de la circulation ou le bruit des machines (Loizou et al., 2005 ; De Ceulaer et al., 2015).
- Réduction du bruit de vent (WNR - Wind Noise Reduction) est un algorithme qui détecte le bruit de vent. Quand ce bruit est détecté, il modifie la directionnalité du micro (omnidirectionnel) et diminue le gain dans les canaux spectraux impactés par le bruit du vent (Kokkinakis & Cox, 2014).

¹⁷ Si l'environnement sonore est de la parole dans le bruit, le processeur passe automatiquement en mode adaptatif « faisceau » (« beam »). Dans ce mode, il utilise la sortie des deux microphones du processeur pour créer une réponse microphonique directionnelle à variation adaptative. Le seuil d'activation pour passer du mode conventionnel des microphones à un mode directionnel est de 50 dB SPL. Lorsqu'il y a uniquement du bruit, le processeur vocal passe du mode conventionnel au mode Zoom (un tracé polaire hypercardioïde fixe). Quand il y a du bruit et de la parole, le SCAN passe progressivement au mode « faisceau » (Wolfe, 2018).

La **Figure 1.9** reprend les différents paramètres constituant l'IC qui viennent d'être développés.



BPF = bandpass filter

Figure 1.9 : Diagramme schématisant le fonctionnement d'un IC Cochlear

1.2.4 Programmation

La programmation d'un IC est complexe car de nombreux paramètres entrent en jeu. Celle-ci a lieu, généralement, 1 à 4 voir 6 semaines après la chirurgie (Naeem et al., 2020).

Quelle que soit la méthode utilisée, la programmation d'un IC se fait en 2 phases :

- La phase 1 correspond à l'activation (=switch-on, tune up, initial activation) ; une ou plusieurs maps sont enregistrées dans le processeur vocal.
- La phase 2 correspond à l'optimisation afin d'atteindre une map unique.

1.2.4.1 Programmation manuelle

La littérature scientifique sur les IC est abondante mais seules quelques études avec des méthodologies et objectifs différents décrivent la manière de programmer des cliniciens (Fielden & Kitterick, 2016 ; Rossi-Katz & Arehart, 2011 ; Vaerenberg et al., 2014 ; Siburt & Holmes, 2015 ; Browning et al., 2020). Deux d'entre elles ont fait le point sur la programmation de l'IC à partir d'un questionnaire distribué dans 47 centres, principalement en Europe

(Vaerenberg et al., 2014) et dans des centres médicaux et des universités aux États-Unis (Browning et al., 2020). Ces deux études ont conclu qu'il n'y avait pas de consensus sur les bonnes pratiques cliniques (GCP). Les cliniciens utilisent différentes méthodes de programmation avec les patients et elles dépendent de la marque de l'IC. La programmation consiste principalement à définir des profils globaux des niveaux C sur base des commentaires subjectifs du patient, ce qui conduit à des programmations très différentes (Vaerenberg et al., 2014 ; Battmer et al., 2014).

Activation

En programmation manuelle (PM), la tâche fondamentale pour programmer un IC est de définir les niveaux seuils (T) et les niveaux de stimulation électrique confortables (C). Avant de définir les niveaux T et C, la majorité des cliniciens commencent par mesurer les impédances¹⁸ (Vaerenberg et al., 2014). Lors de l'activation, les impédances des électrodes sont généralement élevées mais diminuent avec l'utilisation du processeur vocal. Cochlear considère des impédances en dessous de 565 Ohms comme anormalement faibles et désigne ces contacts d'électrodes comme faisant partie des circuits « courts ». Tandis que des impédances supérieures à 30 kOhms sont anormalement élevées et sont appelées circuits « ouverts » reflétant le placement extra-cochléaire d'une ou plusieurs électrodes ou un dysfonctionnement de l'implant (Aebischer et al., 2020). Les électrodes avec des impédances anormales sont signalées (flagged) et désactivées pour la programmation.

Il existe deux approches principales pour définir ces niveaux T et C : l'approche comportementale et l'approche objective. Cependant, ces deux approches ne sont pas accompagnées d'une procédure formelle, et de nombreux cliniciens ont leur « propre manière de faire » (Vaerenberg et al., 2014).

L'approche comportementale définit les niveaux de stimulation électrique les plus appropriés pour chaque électrode en mesurant le niveau le plus bas qui donne une sensation auditive (niveaux T) et le niveau le plus élevé qui ne provoque pas de sensation auditive inconfortable (niveaux C).

Les niveaux T et C sont généralement mesurés pour chaque électrode par des méthodes qui prennent du temps et qui ressemblent à celles utilisées quand on réalise une audiométrie

¹⁸ L'impédance (en kOhms) est mesurée sur l'ensemble du circuit quand le courant passe de la source de courant au contact de l'électrode intra-cochléaire et ensuite à une ou plusieurs électrodes de référence. Pour le mode MP1+2, l'impédance s'évalue dans le circuit de la source du courant à chaque contact d'électrode intra-cochléaire et enfin à l'électrode de référence.

tonale. Plusieurs approches ont été développées pour faciliter cette recherche des niveaux T et C. L'une d'elles consiste à mesurer les niveaux T et C de 5 électrodes réparties sur le réseau d'électrodes et à extrapoler les niveaux de toutes les autres électrodes. Une autre consiste à ne mesurer que les niveaux C et à fixer les niveaux T à 0 (Med-El) ou à 10 % des niveaux C (Advanced Bionics). D'autres méthodes ont été décrites, telles que (1) la méthode de comptage des bips (Skinner et al, 1995), (2) l'échelle de sonie psychophysique et (3) l'estimation des niveaux T avec la détection de la voix (Wolfe & Schafer, 2015).

L'approche objective extrapole les niveaux T et C à partir de réponses auditives objectives. Les différents fabricants d'IC utilisent différents noms pour évaluer ces mêmes réponses : télémétrie¹⁹ de la réponse neurale (NRT) pour Cochlear, imagerie de la réponse neurale (NRI) pour Advanced Bionics et PA composite évoqué (ECAP) pour MedEl. Ces mesures capturent les PA composites (PAC) des fibres nerveuses du nerf auditif provoqués par la stimulation de l'IC (PA composite évoqué électriquement : ECAP) (Botros & Psarros, 2010 ; Carvalho et al., 2015). Il n'existe pas de directives standard sur la manière d'utiliser ces mesures. Des études antérieures n'ont montré qu'une corrélation faible ou moyenne entre les niveaux T et C obtenus à partir des mesures comportementales et les niveaux prédits sur la base des NRTs and ECAPs (Botros & Psarros, 2010 ; Greisiger et al., 2015). Habituellement, avec les ICs Cochlear, les valeurs NRT sont utilisées pour apprécier les seuils des niveaux C, en considérant qu'ils y correspondent presque. Les niveaux T sont fixés 40 steps plus bas.

Les valeurs données aux autres paramètres de programmation par les cliniciens correspondent soit aux valeurs par défaut de Cochlear, soit dépendent du clinicien ou du centre IC (**Tableau 1.7**). Généralement, les valeurs par défaut ne sont pas souvent modifiées par les cliniciens, si ce n'est à l'arrivée d'un nouveau processeur qui change certaines de ces valeurs.

¹⁹ Le terme télémétrie est utilisé pour envoyer le signal à la partie interne de l'IC mais aussi durant une séance de réglages pour transmettre le signal à l'implant. La télémétrie à distance permet aux cliniciens d'évaluer l'intégrité de la partie interne, de mesurer les réponses du nerf cochléaire et d'estimer la durée de la batterie.

Tableau 1.7 : Valeurs par défaut des paramètres des maps lors de l'activation en programmation manuelle (PM) et FOX®.

	PM	FOX®
Nombre d'électrodes	22	21 (E1 coupée)
Maxima	8	11
Largeur du pulse	25 µs	37 µs
Volume	6	10
Contrôle du volume	20%	0%
Sensibilité	12	14
Mode de stimulation	MP1+2	MP1+2
Taux de stimulation	900 pps	900 pps
Stratégie	ACE	ACE

Optimisation

Les séances de programmation post-activation ont pour objectifs d'optimiser les capacités auditives du patient IC.

L'optimisation résulte principalement du feedback auditif subjectif transmis par le patient au clinicien. Les tests auditifs classiques, à savoir l'audiométrie tonale et vocale, sont utilisés fréquemment sans toujours y recourir pour la programmation (Zwolan et al., 2020).

La première année post-activation totalise généralement entre 8 et 10 séances de programmation chez les enfants (Hughes et al., 2018) et les adultes (Vaerenberg et al., 2014 ; Wathour et al., 2021). Ensuite, les patients reviennent dans leur centre IC pour le suivi des résultats auditifs et l'adaptation éventuelle de leur programmation, leur contrôle annuel, des explications concernant une nouvelle technologie ou pour le renouvellement de leur processeur vocal.

1.2.4.2 Programmation assistée par l'intelligence artificielle

Fitting to Outcome eXpert (FOX®) est un système d'aide à la programmation des ICs utilisant l'intelligence artificielle (IA), le seul disponible actuellement. Avant de le détailler davantage, il est situé au sein de l'histoire de l'IA.

Un peu d'histoire

L'intelligence artificielle est une discipline scientifique s'intéressant à comprendre comment programmer les ordinateurs, toute machine capable de traiter de l'information, afin d'effectuer des tâches qui relèvent de l'intelligence (ex : traduire un texte automatiquement, reconnaître dans une image les différents objets qui s'y trouvent...).

Sans encore être nommée IA, sa trace se retrouve chez les poètes et philosophes de l'Antiquité avec cette idée de reproduire, à l'aide de machines, différentes fonctions de notre cognition, comme la capacité de parler, de lire, de comprendre, de calculer, de raisonner. L'imagination de robots intelligents et d'êtres artificiels ou mécaniques apparaît dans la culture populaire, par exemple le « mythe d'Héphaïstos » (réflexion entre techniques et vivant).

Les bases de l'IA sont posées dans les années 1940 par Alan Turing. En 1942-43, il casse les codes d'Enigma, la machine de cryptage des messages secrets des Allemands, ce qui a permis aux alliés de connaître les informations stratégiques des ennemis (Jean, 2020).

Mais l'IA en tant que discipline est officiellement née au collège Dartmouth aux Etats-Unis, lors d'un cours d'été organisé par 4 chercheurs : Mc Carthy, Minsky, Rochester & Shannon. Ils ont inventé le terme IA pour frapper les esprits (Haiech, 2020). Ce terme a fait fortune puisque leur projet a été financé. Les 4 chercheurs pensaient que quelques milliers de lignes de codes informatiques, quelques millions de dollars et 20 années de travail allaient leur permettre d'égaler le cerveau humain, considéré comme un ordinateur assez simple.

En 1959, Arthur Samuel introduit le terme « Machine Learning » (ML) (apprentissage automatique/statistique/probabiliste) pour désigner un champ d'étude de l'IA permettant aux ordinateurs « d'apprendre sans être explicitement programmés » (Chassagnon et al., 2020). Plus précisément, c'est une technique de programmation informatique qui utilise des probabilités statistiques pour donner aux ordinateurs la capacité d'apprendre par eux-mêmes sans programmation explicite (Kononenko, 2001).

A cette époque, un autre grand courant est le courant « déterministe ». Le système répond à des règles, c'est plus simple d'un point de vue algorithmique car la règle édictée ne peut être contournée. Chaque exception doit être gérée explicitement par le concepteur (Krim, 2017).

Les chercheurs des années 70 comprennent qu'un programme intelligent nécessite des microprocesseurs plus puissants (le processeur est la partie d'un ordinateur qui exécute les instructions et traite les données des programmes). Ceux dont ils disposaient ne réalisaient que quelques milliers d'opérations/seconde, ce qui n'était pas suffisant.

Un projet d'ordinateur, dit de 5^{ème} génération (5G)²⁰, est lancé au Japon par le ministère de l'industrie et des échanges internationaux (Morizet-Mahoudeaux, 1994). Munis de moteurs d'inférences, de techniques d'IA fondées sur le langage « Prolog²¹ », ces machines devaient battre les ordinateurs traditionnels. Cette idée d'ordinateur 5G ne s'est pas vraiment imposée. La sortie d'une 5G, alors que la 4G n'est pas une totale réussite, laisse les spécialistes perplexes.

En 1997, le « superordinateur Deep Blue », conçu par International Business Machines Corporation (IBM), est le premier ordinateur à gagner aux échecs contre un champion du monde en titre.

En 1999, l'Eargroup²² commence à développer le logiciel Fitting to Outcome eXpert® (FOX®) d'aide à la programmation des implants cochléaires assistée par l'intelligence artificielle. Ce logiciel porte le marquage CE en tant que dispositif médical actif de classe I.

En 2010-2012, on parle de l'ère du Deep Learning (DL). Le DL est un système d'apprentissage et de classification, basé sur des "réseaux de neurones artificiels" numériques qui permettent à un ordinateur d'acquérir certaines capacités du cerveau humain (Chassagnon et al., 2020). Ces réseaux peuvent faire face à des tâches très complexes, comme la compréhension du langage parlé. Comment cela fonctionne-t-il ? Pour qu'un programme apprenne à reconnaître une voiture, par exemple, on le "nourrit" de millions d'images de voitures, étiquetées comme telles. Une fois entraîné, le programme peut, par association, reconnaître des voitures sur de nouvelles images. Le DL s'éduque plus qu'il ne se programme, ce qui donne un énorme pouvoir aux détenteurs de bases de données (Alexandre, 2019).

Les systèmes experts, ML ou DL, ne sont que ce que les humains ont décidé qu'ils soient. Ces technologies ont pour objectif de fournir une aide qui augmente nos capacités physiques ou intellectuelles sans pouvoir les remplacer. Luc Julia (2019) parle d'une

²⁰ 1G = Emploi de dispositifs électriques de traitement de l'information, par exemple : « Pascaline » est une machine à calculer réalisée par Blaise Pascal ; 2G = Apparition avec l'invention du transistor en 1947, puis avec le remplacement progressif des lampes, fragiles et encombrantes, par des nouveaux composants, plus compacts, plus fiables et plus solides. ; 3G (1963) = Naissance des ordinateurs avec des circuits intégrés ; 4G (1970) = Invention des microprocesseurs.

²¹ Prolog (PROgrammation en LOGique) est un langage de programmation en logique, créé par Alain Colmerauer et Philippe Roussel dans les années 70.

²² L'Eargroup est une clinique privée d'oto-rhino-laryngologie spécialisée dans l'otologie et l'audiologie (tests auditifs) chez les enfants et les adultes (Anvers, Belgique).

« intelligence augmentée » qui demande une « juste régulation » afin de supporter notre intelligence. Cette intelligence augmentée aide les êtres intelligents à enrichir leurs capacités et à être meilleurs dans des domaines spécifiques. L'apprentissage reçu correspond à des règles définies et balisées avec des statistiques. Plus ces systèmes experts sont « nourris » d'exemples et de situations représentées mathématiquement, plus ils vont pouvoir retrouver ou classer statistiquement un événement identique qui se présente à eux.

Objectifs

Pour pallier le manque de standardisation et la complexité des relations entre les nombreux paramètres qui font la map et la perception « cérébrale » du champ électrique créé par un son acoustique à travers la map, l'équipe du Eargroup (Anvers, Belgique) a développé une application utilisant l'intelligence artificielle, le « Fitting to Outcome eXpert » (FOX®). Il s'agit d'un système d'aide à la programmation d'un IC qui permet de prendre des décisions rationnelles afin d'optimiser les résultats dans des systèmes complexes. Les objectifs du FOX® sont les suivants : optimiser les réglages en donnant des meilleurs résultats auditifs plus rapidement, réduire la variabilité inter et intra-centres des réglages des ICs (qui pourrait produire des variabilités dans les résultats chez les patients), baser le réglage sur les résultats auditifs (plus que sur la perception de confort par rapport aux stimulations électriques) et les objectifs à atteindre lors des tests auditifs (Vaerenberg et al., 2014 ; Wathour et al., 2021).

FOX® est une marque déposée, tous les détails propres au FOX® ne peuvent être dévoilés mais voici quelques éléments pour éclairer la compréhension de son fonctionnement.

En quoi FOX® est une IA ?

FOX® est un outil intelligent évolutif d'aide à la programmation des ICs. En effet, il s'agit d'une approche où les réglages sont guidés par les résultats aux tests auditifs (batterie psychoacoustique A&E®) et les cibles à atteindre.

Cet outil possède les 3 caractéristiques propres à l'IA de haut niveau²³ : un capteur « A&E® » (système qui effectue des mesures de l'état du système), un activateur « IC » (système qui active et qui permet un changement d'état) et un contrôleur « FOX® » (système intelligent qui relie le capteur à l'activateur).

²³ Il existe 2 grandes sortes d'IA : l'IA de bas niveau (limitée) et l'IA de haut niveau (Park & Park, 2018 ; Jean, 2020).

Le modèle ICCI²⁴ parvient à simuler ce qui se passe dans le champ électrique suite à une stimulation acoustique du système en fonction de la map. Ensuite, des algorithmes évaluent les résultats mesurés avec la map actuelle et si nécessaire, ils cherchent une nouvelle map dans l'optique de mener les résultats du patient vers les cibles prédéfinies. Dans la première génération de FOX® (dit « FOX®1G »), ces algorithmes sont de nature « déterministe » pour analyser et optimiser les paramètres de la map du patient (Govaerts et al., 2010 ; Vaerenberg et al., 2011, 2014). FOX®1G reçoit les résultats aux tests psychoacoustiques du patient, obtenus avec une map spécifique. Si le patient n'a pas atteint les cibles attendues, sa performance est jugée sous-optimale et FOX® suggère une map avec des paramètres modifiés.

A partir de 2015, FOX®2G s'est développé sur une logique hybride avec des parties déterministes et des éléments probabilistes comme des réseaux bayésiens. Ces derniers permettent d'injecter de l'incertitude ou de la stochasticité dans les analyses (Vaerenberg, 2014). Après avoir analysé une map et les résultats correspondants, FOX®2G crée un grand nombre de nouvelles maps, typiquement quelques millions, et pour chaque nouvelle map, il prédit selon une approche probabiliste son impact sur les résultats psychoacoustiques. La map qui augure le meilleur impact sera proposée par FOX® au régleur. Cette nouvelle map devrait aboutir à des meilleurs résultats psychoacoustiques que la map actuelle. La fonction d'utilité (Russel & Norving, 2003) fait correspondre les résultats prédits à un nombre réel permettant de classer les maps en fonction du bénéfice attendu (Meeuws et al., 2017 ; Wasmann et al., 2021). La map avec la plus grande utilité supposée est proposée au clinicien qui est libre de l'accepter ou de la rejeter. De plus, si les résultats mesurés avec cette nouvelle map sont introduits dans FOX®, ce dernier peut les comparer à ses propres prédictions afin de réaliser des modifications dans ses algorithmes, ce qui constitue une capacité d'apprentissage intrinsèque au système d'IA. C'est dans ce feed-back constant que réside toute la richesse du Machine Learning.

²⁴ Intensity Coding in Cochlear Implants (ICCI, 2013) est une représentation graphique avec 3 axes reflétant les 3 grandes étapes de la transformation du niveau d'entrée acoustique en niveau de sortie électrique:

- Une étape acoustique ou le signal est capturé par le microphone et pré traité
- Une étape digitale/numérique ou le signal est numérisé et l'énergie est distribuée sur un certain nombre de canaux
- Une étape électrique ou l'énergie de chaque canal est mis en rapport avec un niveau d'activation de l'électrode.

Évaluation psychoacoustique

Les mesures psychoacoustiques correspondent aux résultats de 4 tests auditifs (audiométrie tonale, discrimination phonémique, échelles de sonie, audiométrie vocale) de la batterie psychoacoustique A&E® (Anvers, Belgique) disponibles dans le logiciel Audiqueen, une application de gestion des données. Pour toutes ces mesures, des cibles sont définies et le but du réglage est d'amener le patient IC vers ces cibles (Vaerenberg et al., 2014).

Ces quatre tests ont été choisis parce qu'ils couvrent le codage des 3 paramètres du son (intensité, spectral, temporel) au niveau de la détection (audiométrie), de la discrimination (discrimination des phonèmes) et de l'identification (échelle de sonie et audiométrie vocale) (**Figure 1.10**).

La détection et la discrimination sont des fonctions essentielles du récepteur (la cochlée), contrairement à l'identification. Cette dernière nécessite davantage qu'un bon récepteur, elle requiert également un traitement central efficient, une bonne cognition, etc. Par conséquent, les deux premiers tests reflètent plus précisément l'état de la cochlée implantée.

Au niveau des paramètres des sons, l'intensité et les composantes spectrales sont couvertes par les tests choisis contrairement au codage temporel (structure fine temporelle). Ce dernier n'est pas évalué, alors que cela pourrait être fait, par exemple avec le test dysharmonique du A&E®. Étant donné que ICs actuels ne parviennent pas tous à transmettre correctement cette SFT, l'information retirée ne pourrait être utilisée dans la programmation de l'IC.

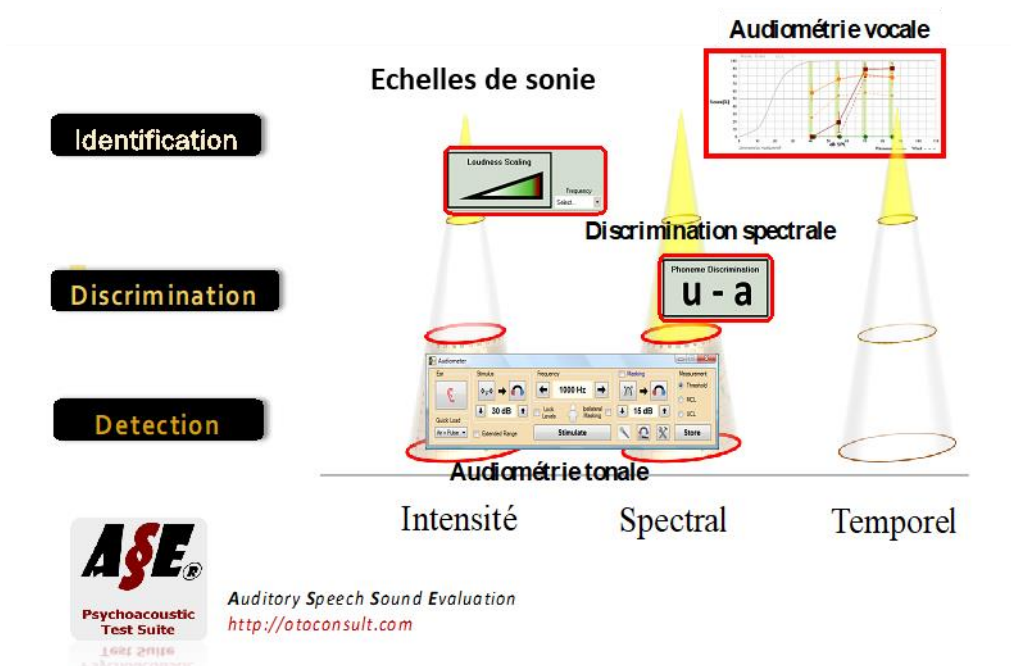


Figure 1.10 : Schéma reprenant les 3 paramètres des sons (intensité, spectral et temporel) avec leurs tests auditifs associés évaluant chaque niveau
(Image reproduite avec l'autorisation du Eargroup)

Audiométrie tonale

L'audiométrie tonale est le test le plus courant lorsque l'audition est testée. Son rôle est d'évaluer si l'acuité auditive est normale ou altérée (Heinrich et al., 2020). Pour les patients tout-venant, les seuils d'audition en conduction aérienne au casque sont mesurés pour des stimuli tonaux allant de 125 à 8 000 Hz. Pour les patients IC, ce test est évalué en champ libre et les fréquences extrêmes, 125 et 8000 Hz ne sont pas toujours testées.

Le graphique reprenant le tracé avec les valeurs des seuils auditifs pour toutes les fréquences testées, est appelé "audiogramme", "audiogramme de sons purs" ou "audiogramme tonal". Les seuils d'audition sont mesurés en unités dB HL, qui sont calibrées sur des populations jeunes normo-entendantes (Sliwinska-kowalska, 2015).

Pour les patients ICs, un seuil auditif qui reste élevé pour certaines fréquences peut se résoudre, d'abord par des changements des niveaux T et C sur les bandes fréquentielles des électrodes concernées et, si c'est insuffisant, la désactivation des électrodes concernées. Toutefois, désactiver une ou plusieurs électrodes a des répercussions sur les autres paramètres comme les limites des filtres passe-bande.

Audiométrie vocale (ou test de discrimination vocale)

L'audiométrie vocale (AV) évalue la discrimination auditive par opposition à l'acuité auditive, en demandant au sujet de répéter des listes de mots (monosyllabiques, bisyllabiques, ...) dans le calme ou dans le bruit, listes délivrées par des écouteurs ou en champ libre à des intensités variables. Pour les patients IC, ce test est effectué en champ libre avec des mots bisyllabiques ou monosyllabiques dans le calme ou dans le bruit (Boron et al., 2020).

Dans les études présentées dans cette thèse, l'AV est réalisée dans le calme avec des mots français monosyllabiques (Tixier et al., 2011) et bisyllabiques (Lafon, 1964) présentés à 40, 55, 70 et 85 dB SPL, en champ libre. Le pourcentage de phonèmes ou de mots correctement répétés est enregistré. Un score pondéré, EaSI (Eargroup Speech Intelligibility Index), a été calculé comme la moyenne des scores des phonèmes ou des mots perçus correctement à 40, 55, 70 ($\times 2$) et 85 dB SPL.

Les réponses données fournissent une évaluation de la discrimination auditive qui est utile car elle permet d'évaluer la qualité du codage des sons en périphérie et les capacités des voies auditives centrales et des fonctions cognitives associées ou de donner un sens à ces informations. Elle permet également d'étudier la discrimination en fonction de l'intensité. Elle doit normalement s'améliorer avec l'intensité pour atteindre une asymptote, sans diminution des performances si l'intensité continue à augmenter. Les surdités neurosensorielles donnent

souvent une diminution de l'intelligibilité, au-delà d'une certaine intensité et ceci est aussi observé chez les patients IC.

Les courbes en roll-over (courbes en cloche) des patients ICs sont importantes à repérer. Un certain roll-over est inévitable car les composantes vocales de plus haute intensité sont soumises à une limitation de sortie inhérente à la fonction du processeur, mais souvent le roll-over peut être augmenté en raison de facteurs propres au sujet tels que les limites de compliance des électrodes ou une croissance anormale de la perception de l'intensité sonore.

Discrimination phonémique

Ce test évalue les capacités spectrales de discrimination de la cochlée à l'aide de 20 paires phonémiques différentes (a-r, u-ʃ, u-a, u-i, i-a, o-a, i-ɛ, m-z, s-ʃ, ɛ-a, u-o, ə-a, ə-o, ə-ɛ, ə-i, z-s, v-z, ə-u, u-y, y-i) présentées à 70 dB HL dans un paradigme « oddity²⁵ ». Les phonèmes ne comportent aucune différence d'intensité ou de durée. Seul leur contenu spectral diffère (Amar & al., 2014). Dans chaque paire, un phonème sert de « background » et le second est la cible. Le phonème « background » est répété toutes les 850 ms en moyenne et est ponctuellement remplacé par un autre phonème (la cible) (Amar & al., 2014). La tâche du patient est de détecter la cible pour chaque paire phonémique. Sur base de ses réponses, le clinicien juge si le patient distingue le phonème cible du phonème « background ». En règle générale, un score positif est octroyé après trois réponses correctes consécutives. Un score positif ou négatif est enregistré pour la discrimination de chaque contraste.

Ce test est généralement bien réussi par les patients IC quand leur audiométrie tonale est bonne.

Échelles de sonie

Ce test évalue les distorsions dans la perception de l'intensité, soit la capacité de codage par la cochlée de la croissance de l'intensité sonore (Amar & al., 2014).

Le stimulus de 1876 ms est présenté deux fois à chaque niveau sonore. L'intensité sonore perçue est évaluée sur base d'une échelle visuelle analogique allant de 0 (inaudible) à 6 (trop fort). Les niveaux sont présentés de manière aléatoire par incréments de 5 dB entre 30 et 80 dB d'intensité sonore (HL) (Vaerenberg et al., 2014) pour 3 fréquences 250 (grave), 1000 (moyenne) et 4000 (aiguë) Hz. La valeur moyenne quadratique (RMS) est calculée pour

²⁵ Paradigme « oddity » pourrait se traduire comme paradigme de « l'étrangeté ». Il faut identifier l'élément « étrange » parmi d'autres éléments. Dans ce cas-ci, il s'agit d'identifier le phonème « étrange » parmi les phonèmes similaires.

mesurer l'erreur par rapport à la courbe normale. La courbe normale est la moyenne des données obtenues auprès de 30 volontaires ayant une audition normale (données non publiées) correspondant aux zones grisées des 3 échelles (**Figure 1.11**). La valeur RMS est la racine de la somme de la réponse médiane (la réponse normale) à toutes les intensités (niveaux de présentation).

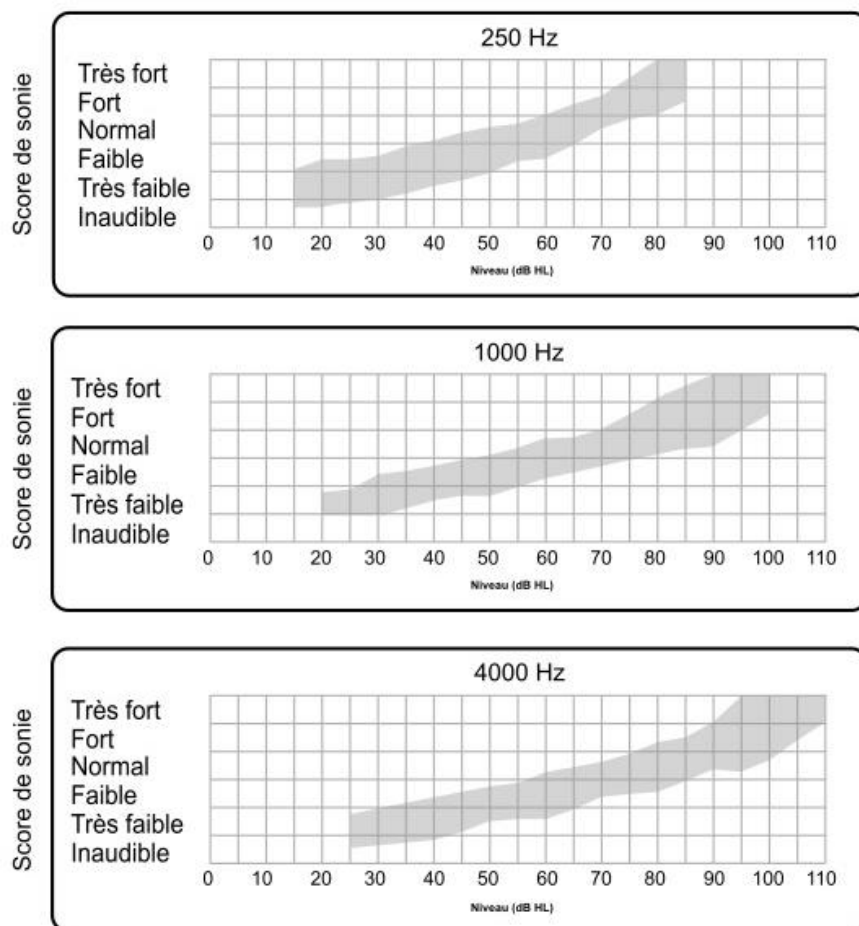


Figure 1.11 : Représentation des normes (zones grisées) pour les 3 échelles de sonie (250-1000-4000 Hz) et le niveau d'intensité en dB HL (ordonnée)

En plus des tests auditifs standards utilisés par FOX®, les performances auditives des patients ont aussi été évaluées à l'aide de 2 autres tests : l'audiométrie vocale dans le bruit et le speech tracking.

Audiométrie vocale dans le bruit

L'AV dans le bruit a été réalisée avec les phrases prononcées par une orthophoniste, issues du « Marginal Benefit Acoustic Amplification » (MBAA2). Ce matériel compte 36 listes de 15 phrases du quotidien, de longueur variable, présentées à deux rapports signal sur bruit différents, 0 (parole = 60 dB SPL) et +10 dB SPL (parole = 70 dB SPL). Le bruit utilisé est un

« babble noise » fixé à 60 dB SPL comprenant 2 voix de femme et 2 voix d'homme. Le pourcentage de mots correctement répétés par liste est comptabilisé (James, et al., 2016).

Speech tracking

Le Speech Tracking, autrement appelé le Connected Discourse Tracking, a été élaboré en 1978 par Carol De Filippo et Brian Scott. Cette procédure britannique a pour but d'évaluer et d'entraîner la capacité de réceptionner un discours continu chez un sujet présentant une perte auditive (De Filippo & Scott, 1978). L'objectif des auteurs était de concevoir, à la fois, une méthode qui servirait d'outil pour évaluer l'efficacité des différentes aides à la communication et un programme d'entraînement pour développer les compétences communicatives. De Filippo et Scott (1978) ont démontré que, contrairement au Speech Tracking, les tests de listes de phrases sans lien entre elles, ne reflètent pas les capacités des adultes devenus sourds à percevoir un flux de parole continu et sensé tel qu'on peut le rencontrer dans une situation de communication.

Le clinicien lit un texte phonétiquement équilibré préalablement divisé en rhèses²⁶. Après chaque rhèse, le sujet répète textuellement ce qu'il vient d'entendre. La performance du sujet est mesurée en nombre de mots correctement répétés par unité de temps (« words per minutes : wpm »). Il s'agit d'un indice de vitesse analysant l'efficacité de la communication à un niveau non exploité par les tests auditifs usuels. Un score de 60 wpm ou plus est considéré comme une bonne performance pour les patients IC (Plant, 2001).

Normes

FOX® a des objectifs, des cibles, pour chaque test (**Tableau 1.8**). Ces cibles sont les valeurs obtenues chez les pairs entendants ou, si cela est difficile à réaliser, des valeurs aussi proches que possible de ces valeurs normales.

Cette ambition d'atteindre pour les patients ICs, les mêmes résultats que les entendants est réalisable pour l'audiométrie tonale, la discrimination phonémique et les échelles de sonie. Tandis que l'AV est un test qui n'évalue pas seulement la cochlée mais aussi certaines fonctions cognitives. Dès lors, le choix du matériel langagier est primordial en fonction de l'objectif à atteindre qui est soit le réglage, soit la réhabilitation auditive. Les mots monosyllabiques ne comportent pas de redondance linguistique contrairement aux mots bisyllabiques et aux phrases. Ainsi, un test avec un contenu cognitif minimal va davantage cibler la cochlée et être

²⁶Rhèse (n.f) : Groupe de mots d'une phrase qui porte un sens et cadence le discours.

utile pour les réglages. Par contre le matériel langagier avec davantage de redondance est plus adéquat pour la réhabilitation et l'entraînement auditif.

Tableau 1.8 : Normes souhaitées pour les patients ICs.

<i>Tests auditifs</i>	Normes
<i>Audiométrie tonale</i>	20-30 dB HL (Les microphones actuels des ICs ne permettent pas de meilleurs seuils auditifs tonaux)
<i>Discrimination phonémique</i>	100%
<i>Audiométrie vocale</i>	Matériel utilisé ? 100% à 55 et 70 dB SPL Meilleurs résultats possibles aux 4 intensités 40 – 55 – 70 – 85 dB SPL → dépend du patient
<i>Échelles de sonie</i>	Zones grisées correspondantes aux résultats des normo-entendants (Figure 1.11)

Matériel

Outre A§E® et Audiqueen, l'utilisation de FOX® permet aussi d'utiliser du matériel innovant comme l'Otocube, une cabine insonorisée portable, et le câble coala, un lien direct avec le logiciel.

Activation

Lors de la première séance de programmation d'un IC avec FOX®, le clinicien utilise les automaps (Govaerts, et al., 2010 ; Buëchner & al., 2014). Les automaps sont un ensemble de maps basées sur l'analyse statistique des maps de patients IC du Eargroup (Anvers, Belgique) avec de bonnes performances auditives (Govaerts et al., 2010).

Les automaps²⁷ de 2^{ème} génération utilisées actuellement diffèrent de celles de la 1^{ère} génération par leur largeur d'impulsions de 37 µs (vs. 25 µs) et l'augmentation des niveaux T et C (Buëchner et al., 2014). Les 10 automaps présentent des niveaux T et C croissants (**Figure 1.12**).

Les automaps du FOX® ont comme paramètres par défaut : la stratégie ACE, le taux de stimulation de 900 pps, la largeur d'impulsions de 37 µs et 11 maxima²⁸. Dans la littérature, on

²⁷ Les automaps du FOX® se nomment : « Switch-on », Silver 1,2,3, Gold 1,2,3 et Ivory 1,2,3.

²⁸ FOX propose 11 maxima, ce qui est le nombre le plus élevé pouvant être actuellement proposé avec une fréquence de 900 Hz et une largeur d'impulsion de 37 µs :

900 pps x 12 = 10 800 pps au total

1/10 800 = 92,5 µs disponible pour chaque pulse

Un pulse de 37 µs a un « interphase gap » par défaut de 9 µs : (2 x 37) + 9 = 83 µs

retrouve des meilleurs résultats de compréhension de la parole dans le bruit et dans le calme avec un nombre plus élevé que 8 maxima, valeur par défaut de Cochlear (Dorman et al., 2002 ; Balkany et al., 2007). Wolfe (2018) recommande l'utilisation d'une largeur d'impulsion de 37 μ s combinée à 10 maxima. Cependant, Lee & Mendel (2016) ont des meilleurs résultats avec 6 et 8 maxima mais avec des taux de stimulation plus élevés.

L'activation commence avec la map « Switch-on » qui est la plus faible. Celle-ci n'est pas enregistrée sur le processeur vocal, c'est la map de « mise en route ». Les 4 autres maps enregistrées sur le processeur sont d'intensité croissante et le patient est encouragé à changer de map progressivement afin de développer son expérience et sa tolérance. Tous les patients ont donc la même map de départ et les mêmes 4 premières maps. Il ne s'agit pas du tout d'une map basée sur les seuils de perception du patient. L'automap la plus forte, et qui est tolérée par le patient, sert de point de départ pour les futurs réglages.

Le counselling²⁹ prodigué aux patients est essentiel, il doit à la fois être informatif et persuasif. *Informatif* car il est important d'expliquer aux patients, par exemple, pourquoi les automaps peuvent de prime abord sembler fortes et *persuasif* car l'objectif est de passer ce cap pour arriver à percevoir et comprendre un maximum.

Cependant, l'implant a encore besoin d'un peu de temps « inter frame gap » pour connecter les sources de courant, court-circuiter les électrodes, etc. Ce temps est de 10 μ s pour un CIC4. Cela donne 93 μ s, un temps trop long pour utiliser 12 maxima à 900 pps.

²⁹ Le counselling se définit comme « une démarche relationnelle fondée sur le recours éthique à des compétences professionnelles précises en vue de faciliter le changement chez l'humain. Le counselling concerne le bien-être, les relations, l'épanouissement personnel, le perfectionnement professionnel, la santé mentale et la maladie ou la détresse psychologique ». (Shepard et al., 2017)

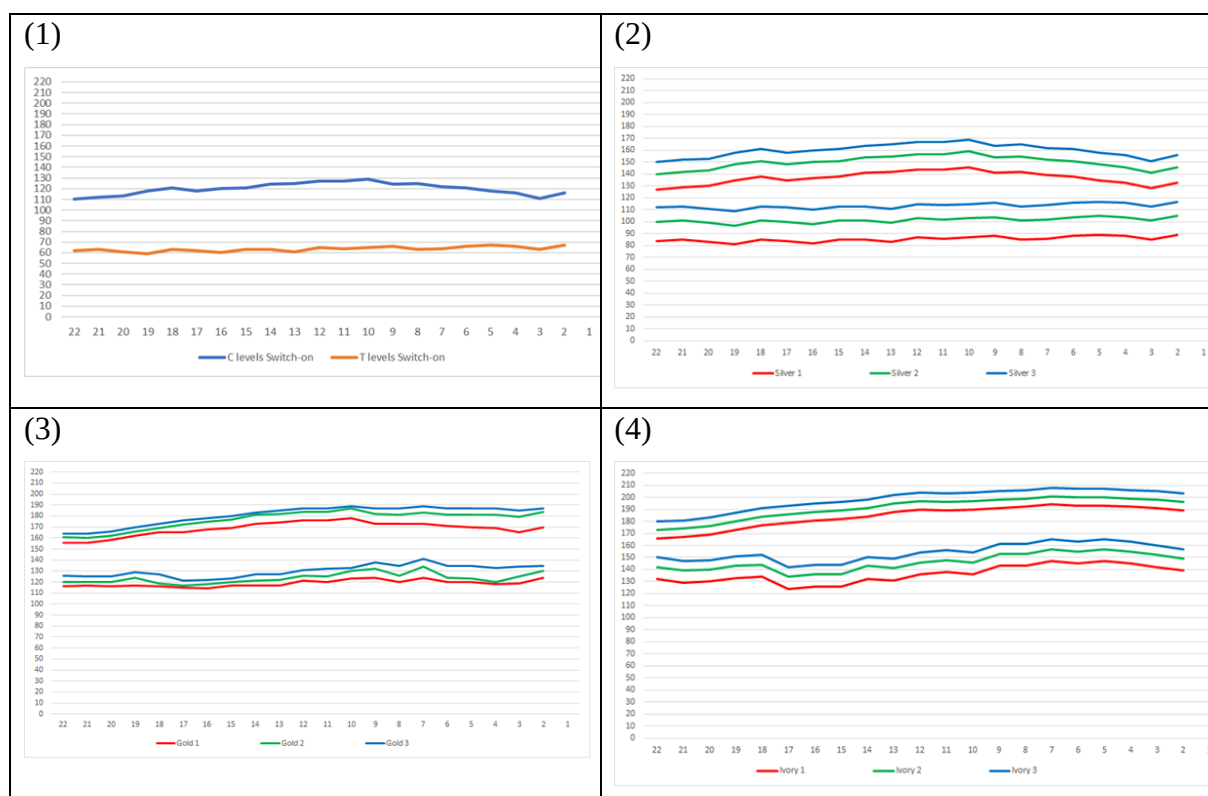


Figure 1.12 : Représentation des automaps du FOX® (1) « la map switch-on » (2) « Silver 1,2,3 » (3) « Gold 1,2,3 » (4) « Ivory 1,2,3 »

Optimisation

Le Eargroup a développé un protocole (**Figure 1.13**) qui comprend une séance de programmation pour l'activation et 3 séances pour l'optimisation des réglages durant la 1^{ère} année d'implantation. Chaque séance de programmation comporte les tests auditifs proposés au patient et les modifications de maps proposées par FOX®. La **Figure 1.13** reprend le temps, les tests auditifs et l'utilisation de FOX durant la 1^{ère} année post-activation. L'abréviation « POR » correspond à Pending Outcomes Requests (demandes de résultats en attente), ces derniers réfèrent aux tests que FOX souhaite que le patient recommence avec la nouvelle map afin de juger si ses recommandations sont bénéfiques ou non. Au Eargroup, l'activation de l'IC a généralement lieu deux semaines après l'opération, ce qui n'est pas le cas dans tous les centres IC ou celle-ci a plutôt lieu 4 semaines après l'opération.

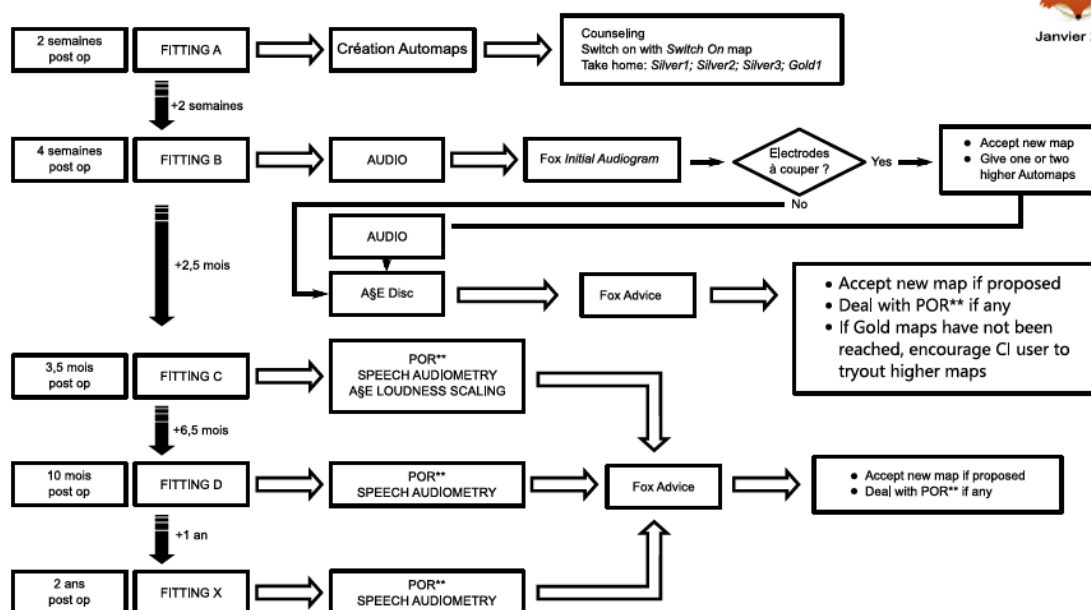


Figure 1.13 : Protocole de programmation FOX® du Eargroup (2017)
 (Image reproduite avec l'autorisation du Eargroup)

Anciens patients IC

Les patients ayant déjà une expérience manuelle ont 2 options avec FOX® : soit « recommencer à zéro avec les automaps » ; soit « demander l'avis de FOX® » qui propose des modifications à partir de leur map actuelle.

- « Recommencer avec les automaps » consiste à suivre la même procédure que l'activation avec les automaps, en ayant préalablement supprimé tous les programmes manuels du processeur vocal.
- « Demander l'avis de FOX® » consiste à partir de la map manuelle du patient, à lui proposer les 4 tests auditifs, FOX® analyse ensuite les résultats et donne des recommandations que le clinicien est libre d'accepter ou non.

Notons qu'une option n'exclut pas l'autre. Le clinicien est libre de commencer par « demander l'avis de FOX® » et, en fonction des résultats auditifs du patient de poursuivre dans cette voie ou de « recommencer avec les automaps ».

Le **Tableau 1.9** reprend les principales différences entre la programmation d'un IC manuelle et avec FOX®.

Tableau 1.9 : Principales différences entre la programmation d'un IC manuelle et avec FOX®.

	Programmation manuelle	Programmation FOX®
<i>Approche</i>	Subjective	Target-driven
<i>Activation</i>	Impédances Recherche des niveaux T et C	Utilisation des automaps
<i>Valeurs par défaut</i>	Firmes IC	Propres à FOX®
<i>Optimisation</i>		
-Nombre de RDV la 1 ^{ère} année post-activation	-8 à 10 RDV	-3 RDV
- Utilisation des tests auditifs	-dépend des centres	-protocole à suivre
<i>Anciens patients IC</i>		-« Recommencer avec les automaps » -« Demander l'avis »

Le chapitre 2 évalue la variabilité de la programmation manuelle entre 4 centres ICs francophones.

Abstract

OBJECTIVE: As a follow-up to the studies by Vaerenberg et al. (Sci World J 501738:1–12, 2014) and Browning et al. (Cochlear Implant Int 21(3):1–13, 2020), who used questionnaires, we determined whether there are between-centre variations in the fitting of cochlear implants by analysing the methodology, fitting parameters and hearing results of patients from four centres with real data. The purpose of this study is to highlight the lack of streamlined mapping guides and outcome measures with respect to cochlear implant (CI) fittings.

METHODS: A retrospective study with ninety-seven post-lingual adults with a nucleus cochlear implant placed between 2003 and 2013 was included to ensure at least 5 years of follow-up. The studied data were as follows: the methodology, including the fitter's professional background, the method of activation, the sequence of fitting sessions, the objectives measures and hearing outcomes; and the fitting parameters, including the speech processors, programming strategy, stimulation mode, T and C levels, T-SPL and C-SPL, maxima, pulse width, loudness growth and hearing results.

RESULTS: This investigation highlights some common practices across professionals and CI centres: the activation of a CI is behavioural; impedances are systematically measured at each fitting; and some parameters are rarely modified. However, there are also differences, either between centres, such as the sequences of fitting sessions ($p < 0.05$) or their approach to spectral bands ($p < 0.05$), or even within centres, such as the policy regarding T and C levels at high frequencies compared to those at low and mid-frequencies.

CONCLUSION: There are important variations between and within centres that reflect a lack of CI-related policies and outcome measures in the fitting of CI.

The content of this chapter has been published as: Wathour, J., Govaerts, P.G. & Deggouj, N., (2021). Variability of fitting parameters across cochlear implant centres. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 4671-4679. doi: 10.1007/s00405-020-06572-w

2.1 Introduction

A cochlear implant (CI) is a device that provides functional hearing to patients, children and adults with severe (70-90 dB) to profound (>90 dB) sensorineural hearing loss who received no benefit from conventional hearing aids. Indications vary between countries and competent authorities (Tokita et al., 2014; Ramos et al., 2015 ; Servais et al., 2017).

All CIs share the same basic functions (Hughes, 2013) and design, including an external part (external components: sound processor, cable and coil with magnet) and an internal part (internal components: antenna, receiver/stimulator, extracochlear electrodes and intracochlear electrode array), which provide electrical stimulation directly to the cochlear nerve fibres, bypassing absent or nonfunctional cells in the cochlea (Ramos et al., 2015).

The programming of the speech processor, commonly called fitting, is used to obtain the best hearing results in different sound situations and is a real challenge. A precise fitting of the electrical stimulation (map) by setting various available parameters of the CI is essential to restore the intelligibility of speech (Wolfe & Schafer, 2015). CI companies provide proprietary fitting software together with recommendations on CI activation and follow-up, but these recommendations are more general rather than detailed, and they are certainly not binding.

The scientific literature on CIs is extensive, but to our knowledge, only 5 studies with different objectives and methodologies have provided evidence in CI audiologist practice procedures (Fielden & Kitterick, 2016; Rossi-Katz & Arehaert, 2011; Vaerenberg et al., 2014; Siburt & Holmes, 2015; Browning et al., 2020). Two studies surveyed the state of the art in CI fitting based on a questionnaire that was distributed to 47 centres, mainly in Europe [8] and in medical centres and universities in the United States (Siburt & Holmes, 2015). Both studies concluded that there was no consensus on good clinical practice (GCP). Audiologists adopt different fitting methods with patients and depend on the manufacturer of the CI. The fitting primarily consisted of setting global profiles of maximum current levels based on subjective feedback from the recipient, which led to disparate fittings (Vaerenberg et al., 2014 ; Battmer et al., 2014).

The most elementary task of CI fitting is setting the threshold (T) and comfortable/most comfortable (C) electrical stimulation levels. There are 2 major approaches to define these T and C levels: the behavioural approach and the objective approach. However, these two approaches do not come with formal guidelines, and many experts do it their own way (Vaerenberg et al., 2014).

The behavioural approach defines the most appropriate electrical stimulation levels for each electrode by measuring the lowest level that gives a hearing sensation (T level) and the

highest level that does not cause an uncomfortable hearing sensation (C level). T and C levels are typically measured for each electrode by time-consuming methods that are similar to the methods used in pure-tone audiometry. Several approaches have been developed to reduce amount of effort required. One approach is to measure the T and C levels at 5 electrodes spread across the electrode array and interpolate the levels for all of the other electrodes. Other approaches consist of only measuring C levels and setting T levels to 0 (Med-El) or to 10% of the C levels (Advanced Bionics). Other methods have been described, such as (1) the count-the-beep method (Skinner et al., 2005), (2) psychophysical loudness scaling, and (3) threshold estimation with voice perception (Wolfe, 2015).

The objective approach derives the T and C levels from objective auditory responses. Different CI manufacturers use various names to evaluate the same: neural response telemetry (NRT) for cochlear, neural response imaging (NRI) for advanced bionics and auditory nerve response telemetry (ART) for MedEl. These measures capture the compound action potentials (CAPs) of the auditory nerve caused by stimulation with the CI (electrically evoked compound action potential: ECAP) (Botros & Psarros, 2010; Carvalho et al., 2015). There is no standard guidance on how to use these measures. Previous studies showed only a moderate or weak correlation between the T and C levels obtained from behavioural measures and the levels predicted based on NRTs and ECAPs (Botros & Psarros, 2010; Greisiger et al., 2015). These studies provide only information about the “threshold profile”.

Measurement of the stapedial reflex is shown to provide an objective evaluation of high loudness perception, which may be used for the adjustment of C levels. Moreover, it also allows verification of the functioning of the CI and an evaluation of the auditory pathways at the level of the brainstem (Stephan & Welzl-Müller, 2000).

It is noteworthy that no recommendations exist for useful adaptations of parameters other than T and C levels, such as T-SPL (the input dB SPL level where the implant starts to stimulate the T level), C-SPL (the input dB SPL value at which the compression starts and stimulates the C levels), loudness growth (the steepness of the logarithmic function used to map input sounds into the recipient’s electrical dynamic range), and maxima (number of channels stimulated during one cycle). The manufacturers provide default values that are not often modified by clinicians. Generally, some of these values change with the arrival of a new speech processor. To date, there have been no universal evidence-based clinical practice guidelines for the fitting of CI. This absence of standardization in CI programming has led to wide variations in patient outcomes and performances between centres.

The purpose of this paper is to highlight the two current lacks in CI fittings, which are streamlined mapping guides and outcome measures.

2.2 Materials and methods

2.2.1 Subjects

Fitting data files of ninety-seven postlingual adult CI recipients were retrospectively analysed from 4 major CI centres randomly chosen in Belgium and France: Centre 1 (C1): 22 subjects implanted at an average age of 55 years (± 14 y); Centre 2 (C2): 22 subjects implanted at the age of 54 years (± 17 y); Centre 3 (C3): 28 subjects implanted at the age of 51 years (± 17 y); and Centre 4 (C4): 25 subjects implanted at the age of 58 years (± 13 y.). The subjects received a nucleus cochlear implant (Cochlear Ltd., Sydney, Australia) between 2003 and 2013, which ensured at least 5 years of follow-up. Patients with postmeningitis deafness were excluded to avoid situations of cochlear ossification, which may lead to poorer CI performance (Philippon et al., 2010).

2.2.2 Procedure

This was a retrospective study on the data collected during the 5 years of follow-up. The methodology used, the fitting parameters and the hearing outcome measures were collected in the 4 centres.

To ascertain the *fitting methodology*, the clinicians' type (professional background), fitting session timelines, activation methods, objective measures and hearing outcomes were analysed. *The fitting parameters* retrieved from the files at activation, 3 months, 6 months, 1 year, 2 years, and 5 years post activation were the speech processor type, programming strategy (algorithm used to transform features of the incoming signal into an electrical code), stimulation mode (how channels are connected to form an electrical circuit), T and C levels (softest and comfortable electrical input level), T-SPL (the input dB SPL level where the implant starts to stimulate the T level) and C-SPL (the input dB SPL value at which the compression starts and stimulates the C levels), maxima (number of channels stimulated during one cycle), pulse width (duration of one single phase) and loudness growth (the steepness of the logarithmic function used to map input sounds into the recipient's electrical dynamic range). For the sake of readability, the T and C levels were averaged for the electrodes activated into 3 spectral bands: LOW (188 to 938 Hz), which typically corresponded to electrodes 22 to 17; MID (1063 to 3563 Hz), which typically corresponded to electrodes 16 to 7; and HIGH (4063 to 7938 Hz), which typically corresponded to electrodes 6 to 1 (Cresson, 2016). The data collected date from 2003

to 2013. The majority of pulse width (PW) are 25 μ s except for some patients. For the patients with a PW of 37 μ s, we have increased the T and C levels by 22 units, with a PW of 50 μ s we have increased the T and C levels by 40 units, with a PW of 20 μ s we have decreased the T and C levels by 12 units and, with a PW of 12 μ s we have decreased the T and C levels by 40 units. The *hearing results*, hearing thresholds at 250, 500, 1000, 2000, 4000 and 6000 Hz with warble tones and speech audiometry using mono- or bisyllabic words played from a CD or presented live in quiet at 40, 55 and 70 dB HL, were recorded in centres 1 and 4 at 1 year post intervention (Cfr. Fig. 2). Centres 2 and 3 did not systematically perform tone nor speech audiometry.

The following fitting default values were proposed by Cochlear in 2005: ACE and SPEAK strategies; MP1+2 stimulation mode; T-SPL set at 25 dB SPL; C-SPL at 65 dB SPL (for the 9 patients with the Esprit 3G, there was no possibility to modify the T-SPL and C-SPL); rate of 900 pps with ACE and 250 pps with SPEAK; 8 maxima; pulse width of 25 μ s; and a loudness growth of 20.

2.2.3 Statistics

All descriptive (mean, standard deviation) and analytical statistics were performed using SPSS software (IBM Statistical Package for Social Sciences version 25).

The average and 95% confidence intervals of the T and C levels are shown in bar diagrams. Box plots were used to show the pure-tone and speech audiometry results.

ANOVA generalized linear mixed models were used to test variability within and between centres, and post hoc Mann-Whitney pairs tests were used to evaluate differences between groups. The level of significance was set to $p \leq .05$.

2.3 Results

2.3.1 Fitting procedures

The *clinicians* were audiologists in 3 centres (C1, C3, C4) and either audiologists or speech therapists in one of the centres (C2).

The *fitting session timeline* was different in the 4 centres. Activation was performed between 2 and 5 weeks after implantation, and the number of fitting sessions was 8 or 12 during the first CI year. The fitting was performed in an audiological setting outside of the hospital in 3 centres (C1, C2, C4) and in the hospital in 1 centre (C3).

The *activation method* was based on the behavioural determination of T and C levels in all 4 centres. In the follow-up, these T and C levels were controlled during every session for 2

centres (C2, C3), only at 3 months for 1 centre (C4) and whenever deemed necessary for the other centre (C1).

The following objective measures were used to adapt the fittings: electrode impedances at each session for all centres; NRT systematically at 1 month postactivation for 1 centre (C3) and in case of limited functional results in 3 centres (C1, C2, C4); and stapedial reflex thresholds systematically at each session after 1 month of activation in 1 centre (C3).

The *hearing outcome measures* used to validate the fitting adaptations were variable between centres. Audiometry thresholds were recorded and used systematically for fitting optimization at each session in one centre (C1), only every now and then in two centres and never in one centre (C2). Speech audiometry in quiet was used systematically at each session in one centre (C1), sometimes in one centre (C4) and never in two centres (C2, C3). Speech tests with live utterances pronounced by a speech therapist at a comfortable intensity were the only hearing tests used in one centre (C2) and were sometimes used in the other 3 centres (C1, C3, C4).

2.3.2 Fitting parameters

Speech processors

Various speech processors were used. In the first 2 years postactivation, the Freedom and CP800 processors were used in all centres, and the Esprit 3G processors were used in C1 (6 of 22 cases) and C3 (3 of 28 cases). At 5 years postactivation, the processors were Freedom (C1 = 1/22; C2 = 1/22; C3 = 14/28; C4 = 11/25), CP800 (C1 = 14/22; C2 = 18/22; C3 = 9/28; C4 = 7/25), CP900-950 (C1 = 6/22; C2 = 3/22; C3 = 5/28; C4 = 5/25), and CP1000 (C1 = 1/22).

Programming strategy

The programming strategy used at activation was always the default ACE in all centres (C1 = 20/22; C2 = 22/22; C3 = 28/28; C4 = 24/25) and SPEAK (C1 = 2/22; C4 = 1/25).

Stimulation mode

All centres used the default stimulation mode MP1 + 2 at activation, and MP1 was sometimes chosen when there was a technical problem with an electrode (C1 = 1/22; C4 = 1/25) or MP2 (C4 = 2/22).

T and C levels

Figure 2.1 shows the averages and 95% confidence intervals for the *T and C levels* (current levels) over time according to the spectral bands at LOW, MID and HIGH frequencies in the 4 centres.

These results demonstrate the variabilities between and within centres.

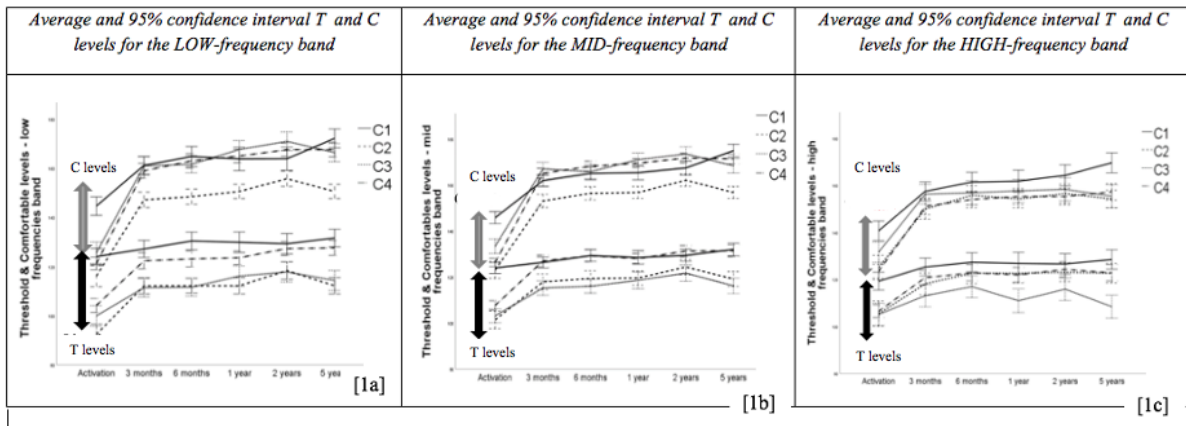


Figure 2.1: Average and 95% confidence intervals of T and C levels (current levels) over time according to spectral bands at LOW [1a], MID [1b] and HIGH [1c] frequencies for the 4 centres.

Within-centre variability

The T levels showed significant within-centre differences between the LOW, MID and HIGH frequencies at all times: C1 $\chi^2=172,29(2)$, $p<.001$; C2 $\chi^2=219,8(2)$, $p<.001$; C3 $\chi^2=215,41(2)$, $p<.001$; and C4 $\chi^2=215,41(2)$, $p<.001$ (Cfr. **Table 2.1**).

Table 2.1 : Means and standard deviation for T levels by spectral bands (LOW, MID, HIGH) for all centres (C1, C2, C3, C4) : LOW had values higher than MID, higher than HIGH. The differences between LOW, MID and HIGH are significant.

C1			C2			C3			C4		
LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH
135	127	120	120	114	103	129	123	114	126	116	103
± 23	± 19	± 17	± 25	± 24	± 24	± 22	± 21	± 20	± 27	± 25	± 22

The C levels showed significant within-centre differences between the LOW, MID and HIGH frequencies at all times: C1 $\chi^2=178,24(2)$, $p<.001$; C2 $\chi^2=394,48(2)$, $p<.001$; C3 $\chi^2=467,66(2)$, $p<.001$; and C4 $\chi^2=321,64(2)$, $p<.001$ (Cfr. **Table 2.2**)

Table 2.2 : Means and standard deviation for C levels by spectral bands (LOW, MID, HIGH) for all centres (C1, C2, C3, C4) : LOW had values higher than MID, higher than HIGH. The differences between LOW, MID and HIGH are significant.

C1			C2			C3			C4		
LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH	LOW	MID	HIGH
169	162	152	171	161	144	168	158	143	159	149	137
± 24	± 23	± 22	± 25	± 25	± 26	± 23	± 23	± 23	± 25	± 24	± 24

For all the centres, both T and C levels for LOW and MID frequencies were higher than for HIGH frequencies.

The T and C levels reached more or less steady level after 3 months in one centre, 6 months in one centre, and 1 year in the other 2 centres.

Between-Centre Variability

Centres and spectral bands

There was a significant between-centre difference in the 3 spectral bands for both the T levels ($F(6, 12183) = 21.09, p < .001$) and the C levels, $F(10, 12178) = 5.128, p < .001$).

Centre C1 applied higher T and C levels at activation than did the other centres. For LOW frequencies, C1 had significantly higher T levels than C2 ($U = 4959,5; p < .001$), C3 ($U = 6282; p < .001$) and C4 ($U = 6136; p < .001$); for MID frequencies, C1 had significantly higher T levels than C2 ($U = 10421; p < .001$), C3 ($U = 16359,5; p < .001$) and C4 ($U = 13070; p < .001$); and for HIGH frequencies, C1 had significantly higher T levels than C2 ($U = 2734; p < .001$), C3 ($U = 4249; p < .001$) and C4 ($U = 2696; p < .001$).

For LOW frequencies, C1 had significantly higher C levels than C2 ($U = 6297,5; p < .001$), C3 ($U = 5389,5; p < .001$) and C4 ($U = 4209,5; p < .001$); for MID frequencies, C1 had significantly higher C levels than C2 ($U = 14938; p < .001$), C3 ($U = 12807; p < .001$) and C4 ($U = 10687; p < .001$); and for HIGH frequencies, C1 had significantly higher C levels than C2 ($U = 3738,5; p < .001$), C3 ($U = 3928,5; p < .001$) and C4 ($U = 2817,5; p < .001$).

Centre C2 applied different C levels than C3 and C4. For LOW frequencies, C2 had significantly lower C levels than C3 ($U = 8819,5; p = .002$) and C4 ($U = 6306,5; p < .001$); for MID frequencies, C2 had significantly lower C levels than C3 ($U = 24940; p < .001$) and C4 ($U = 17782; p < .001$); and for HIGH frequencies, C2 had significantly lower C levels than C4 ($U = 6030; p = .006$).

Centre C3 applied different T and C levels than C4. For HIGH frequencies, C3 had significantly lower T levels than C2 ($U = 8098; p = .004$) and C4 ($U = 6821; p < .001$). For HIGH frequencies, C3 had significantly higher C levels than C4 ($U = 7369; p = .003$).

Centres and time evolution

There was a significant difference between the variables centre and time for T levels ($F(15, 12183) = 8.79, p < .001$) and for C levels ($F(15, 12178) = 16.433, p < .001$). The observed differences in T and C levels at activation were conserved over time.

Other parameters

For the other parameters, i.e., *T-SPL*, *C-SPL*, *rate*, *maxima*, *pulse width* and *Q value*, Table 3 shows the percentage of subjects with values different from the default setting provided by Cochlear. Some parameters were rarely adjusted, such as the loudness growth (other proposed values = 16, 17, 20), rate (other proposed values =500, 720, 1200, 1800, 2400 pps) and pulse width (other proposed values =12, 20, 37, 50 μ s). Some centres changed parameters more frequently (Cfr. **Table 2.3**) than other centres, such as the T-SPL (other proposed values =30, 33, 34, 35, 40, 45 dB SPL), C-SPL (other proposed values =70, 71, 75, 80 dB SPL) and the maxima number (other proposed values =6, 7, 9, 10, 11, 12).

Table 2.3 : Percentage of subjects with values deviant from the default setting.

Parameters (default value)	Centre 1 (n=22)	Centre 2 (n=22)	Centre 3 (n=28)	Centre 4 (n=25)
T-SPL (25 dB SPL)	54%	3%	62%	22,5%
C-SPL (65 dB SPL)	42,5%	0%	49%	9%
Rate (250 pps and 900 pps)	6%	2,5%	3%	22%
Maxima (8)	5%	24%	80%	36%
Pulse width (25 μ s)	6%	10%	7%	7%
Q-value (20)	0%	0%	0%	3,5%

Hearing tests

The tone and speech audiometry results in centres 1 and 4 are shown in **Figure 2.2**. There was no significant difference between pure-tone audiometries from centre 1 and centre 4 ($p>.05$).

Speech audiometries were not comparable because the lists of words and the modalities of presentation, namely, speech or recorded voice, were not the same.

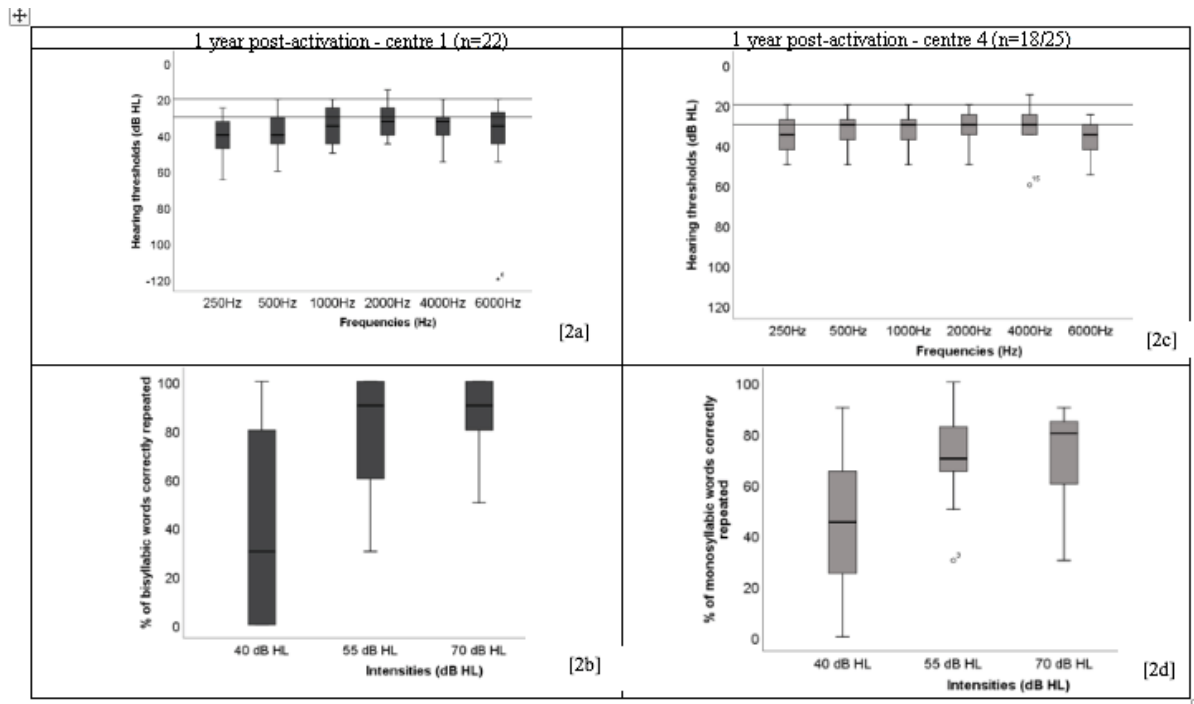


Figure 2.2: [2a] Pure-tone audiogram (dB HL) [2b] speech audiogram % of correct repetition of bisyllabic words presented in quiet at 40, 55 and 70 dB HL for centre 1. [2c] Pure-tone audiogram (dB HL) [2d] speech audiogram % of correct repetition of monosyllabic words presented in quiet at 40, 55 and 70 dB HL for centre 4.

2.4 Discussion

Vaerenberg et al. (2014) and Browning et al. (2020) concluded that there was variability in fittings and different outcome measures based on questionnaires completed by audiologists. Our analysis confirms these findings with numerical data originating from 4 centres in Belgium and France. We investigated the records of 97 postlingual deaf adults who received a cochlear implant between 2003 and 2013 at an average age of 50 to 58 years, and we found important variations with regard to the fitting methodology, the fitting parameters that were modified and the hearing tests used to guide the fitting. Because of the retrospective nature of this analysis, we had to work with relatively old data, but we have no indication that the fitting policies have substantially changed since in any of those centres.

Some practices are common in the four centres:

- (1) The activation of CI is behavioural and based on the measurement of the T and C levels on a number of electrodes along the electrode array, with interpolation of the other electrodes (20).

(2) Impedances are systematically measured at each fitting. Electrode impedance is the first objective assessment carried out during the surgical procedure and follow-up of cochlear implanted patients (Leone et al., 2017).

(3) A number of map parameters rarely change from their default values, such as the programming strategy, stimulation mode, rate, pulse width and loudness growth.

Each CI centre has its own policies in terms of methodology, parameters and hearing tests.

The fittings are mainly done by audiologists, while in one centre (C2), speech therapists were also involved.

The timeline for activation of the CI differs in all four centres. The switch-on of the processor is scheduled between 2 and 5 weeks after surgery. This timeframe is relatively late considering that several studies have demonstrated the safety and feasibility of switching on the processor as early as 24 hours after surgery (Chen et al., 2013; Chen et al., 2015; Hagr et al., 2015; Sun et al., 2019).

The switch-on session is followed by 8 to 12 fitting sessions in the first year. C1 and C3 prefer to start with more sessions during the first month postactivation, perhaps for practical reasons or their experience that such intensive schemes lead to fast stable MAPS, unlike C2 and C4, which do not see patients again for 1 month to allow more time for patients to get used to the fittings.

With regard to the content of the follow-up, the NRTs were measured 1 month after activation in C3 as a global indication of T and C levels and in centres 1 and 4 to confirm device functioning and verify questionable behavioural responses. Stapedial reflexes were only measured in C3. The setting of T and C levels per electrode with behavioural assessment was commonly used, systematically for C2 and C3 and whenever deemed necessary for C1 and C4. Every centre appeared to have its own policy on how and when to determine these levels. Behavioural assessment was commonly used to assess the levels on a few electrodes and deduce the values for the remaining electrodes via interpolation. The T and C levels, which were studied at activation, 3 and 6 months, and 1, 2 and 5 years, showed significant differences between and within centres. This result was the same for their absolute values and the profiles across LOW, MID and HIGH frequencies. It is unlikely that these differences were caused by real physiological differences between the patient populations of the different centres. We believe this can only be explained by different fitting policies at the centres. One could argue that this result indicates that all of these settings may not be extremely important. However, one can then question how to justify all the effort spent at fitting. Evidence exists that optimizing

the settings does make a difference. For instance, excessively high T levels are reported to produce the perception of background noise (Busby & Arora, 2016), and excessively low T levels produce a decreased detection of quiet sounds (Busby & Arora, 2016), which impedes the ability to understand soft voices (Skinner et al., 2009; Firszt et al., 2004; Holden et al., 2011). In fact, there is no global agreement or good clinical practice to set the threshold (Plesch et al., 2019). The most common way to measure the audibility of electrical signals is the behavioural method (Mewes & Hey, 2017), which is very similar to audiometry. Alternative methods, such as self-tests that allow patients to determine their electrical hearing thresholds themselves without a clinician, may result in better speech perception in noise [30], but it remains unclear whether T levels are optimally set at these measured levels of audibility or rather slightly above or below them. The intrinsic variability of behavioural responses, the influence of NRT measures, and the policy on how this relates to T levels may all contribute to the observed variability between CI centres. It is noteworthy that a novel CI fitting approach based on artificial intelligence (AI), published as “Fitting to Outcome eXpert” (Govaerts et al., 2010; Vaerenberg et al., 2011; Bermejo et al., 2013; Wathour et al., 2016), does not rely on measured T and C levels but on measured audiological outcome rather than solely on comfort. Wathour et al. 2019 (Wathour et al., 2019) used AI-assisted fitting with 2 cases and obtained better results on hearing tests with maps without ascertaining the T and C levels as such. A recent study (Waltzman & Kelsall, 2020) concluded that FOX® outcomes, speech audiometry with CNC words and AzBio sentences in noise are comparable to those using manual fitting in 55 CI adults. This target-driven, computer-assisted fitting brings self-testing and self-fitting at home within reach (Meeuws et al., 2020).

Map parameters other than T and C are rarely adjusted. All centres systematically overruled some default settings but this again was different for each centre, for instance, T-SPL, which had a value of 30 dB SPL for C3 and 35 dB SPL for C1; C-SPL, which had values of 70 dB SPL and 75 dB SPL for C1 and C3 respectively; and maxima, which had a value of 10 for C2 and 12 for C3 and C4. These results indicate that the default settings do not necessarily give the best results. Whether modifying these map parameters is relevant remains an interesting issue. One of the problems encountered was the difficulty of correctly understanding the underline rational which drove the centres to change the default settings. Even when ask, centres often replied that this were existing policies that had existed for or since a long time without people remembering exactly why.

The audiological tests used also differed between centres. Audiometry and speech audiometry were systematically performed at each fitting in C1, never performed in C2 and

performed on demand in C3 and C4. C2 used perceptive tests with live utterances by speech therapists. The centres mostly relied on the recipient's subjective feedback to drive the MAP changes. Comparative evaluations of the preoperative hearing status and the development of speech understanding over time should be documented (Lenarz, 2018).

Comparisons between the various evaluations were difficult because the speech material used differed, such as the use of monosyllabic or bisyllabic words and use of recordings, as well as test performance, e.g., in a sound booth or office. C1 offered pre-recorded bisyllabic lists, and C4 used monosyllabic words spoken in a direct live voice. There were no specific rules on which tests to use in the follow-up of a CI.

An analysis of the results showed that the within- and between-centre variability depended on a certain policy or way of doing things. This observed difference cannot be explained by the differences in patients. Multiple fitting approaches exist, and it seems impossible to compare all of these differences and judge whether some yield better results or are more efficient than others in the absence of targets or well-defined outcome measures.

2.5 Conclusion

Following the studies of Vaerenberg et al. (2014) and Browning et al. (2020), we analysed the methodology, parameters and hearing tests of patients from 4 centres to verify whether real differences exist across centres. Our results show that although each CI has the same internal and external components, the way of fitting differs from one centre to another. What justifies this great variability? The actual lack of systematic outcomes measures makes it impossible to determine if one policy results in better hearing results than another policy.

At present, there is no consensus on how to program a CI.

CHAPITRE 3: FROM MANUAL TO ARTIFICIAL INTELLIGENCE FITTING : TWO COCHLEAR IMPLANT CASE STUDIES

Abstract

OBJECTIVE: To assess whether CI programming by means of a software application using artificial intelligence (AI), FOX®, may improve cochlear implant (CI) performance.

PATIENTS: Two adult CI recipients who had mixed auditory results with their manual fitting were selected for an AI-assisted fitting. Even after 17 months CI experience and 19 manual fitting sessions, the first subject hadn't developed open set word recognition, despite audiometric thresholds around 40 dB HL. The second subject, after 9 months of manual fitting, had developed good open set word recognition, but his scores remained poor at soft and loud presentation levels. Both CI recipients were 're-fitted' by means of AI.

MAIN OUTCOME MEASURE(S): Cochlear implant fitting parameters, pure tone thresholds, bisyllabic word recognition, phonemic discrimination scores and loudness scaling curves.

RESULTS: For subject 1, a first approach trying to optimize the home maps by means of AI-proposed adaptations was not successful whereas a second approach based on the use of Automaps (an AI approach based on universal, i.e. population based group statistics) during 3 months allowed the development of open set word recognition. This case shows better central adaptation to a population based map rather than to a personally adapted one. The cognitive approaches are different between manual and AI-assisted fitting: the attention is shifted from subjective threshold and comfort levels to auditory performance targets. For subject 2, the word recognition scores improved at soft and loud intensities with the AI suggestions. The global shape of the "proceed with home map" changed with an increase of T levels on apical electrodes and an increase of M levels on all the electrodes. The AI-suggested modifications seem to be atypical as compared to what audiologists would typically do in terms of the number and the degree of the changes made.

CONCLUSIONS: The two case studies illustrate that adults implanted with manual CI fitting may experience an improvement in their auditory results with AI-assisted fitting.

The content of this chapter has been published as: Wathour, J., Govaerts, P.G. & Deggouj, N., (2019). From manual to artificial intelligence fitting : Two cochlear implant case studies. *Cochlear Implants International*, 299-305. doi: 10.1080/14670100.2019.1667574

3.1 Introduction

A cochlear implant (CI) is a device that restores audition in patients with severe to profound bilateral sensorineural deafness (Cullington et al., 2016; Orzan et al., 2016).

The fitting of CI processors is a real challenge and aims to achieve good access to speech sound information as well as good speech understanding without the use of visual cues. To date, no widely established “Good Practice” exists, and this leads to substantial variability, both in the fitting methods and the electrical maps that are given to CI recipients (Vaerenberg et al., 2014; Battmer et al., 2014). There is no ‘standard operating procedure’ for device fitting, the process of CI mapping is variable.

One option to improve and systematize CI fitting could be the introduction of decision support software applications, such as “Fitting to Outcome eXpert® (FOX®)” (Govaerts et al., 2010; Vaerenberg et al., 2011; Bermejo et al., 2013). Initially, FOX® used deterministic logic, i.e., rule sets to determine how to modify a map based on measured outcomes. A second generation of FOX® (FOX® 2G) has been developed using artificial intelligence (AI) that uses probabilistic logic and self-learning capacities (Meeuws et al., 2017). AI is a relatively new science with many theoretical applications such as rational decision-making to optimize the results in complex systems, for example, navigation systems (Li et al., 2017). FOX® is a decision support application. It provides recommendations and it remains up to the expert to either accept them or not.

The outcomes used by FOX® for map optimisation, in free field with the CI in use, are aided thresholds at 250, 500, 1000, 2000, 4000 and 6000Hz (warble tones), speech audiometry in quiet (mono or bisyllabic recorded words) at 40, 55, 70 and 85 dB SPL, spectral discrimination scores using an odd ball test in which 20 spectral contrasts are presented and the listener is expected to discriminate them (Govaerts et al. 2006), and loudness growth curves with narrow band noises centered at 250, 1000 and 4000 Hz and a six point visual analogue scale for loudness scoring (A&E® test battery; Meeuws et al., 2017).

The manual fitting of CIs in adults is traditionally based on seeking the thresholds (T) and comfortable/most comfortable (C/M) electrical levels for each or some electrodes (Maria, C.S. & Maria, P.L.S., 2016; Rader et al., 2018).

A balancing procedure may also be performed to control the perceived loudness on all the tested electrodes. The classical method described above of fitting CI is believed to provide the best comfort while avoiding over-stimulation (Wolfe & Schafer, 2015). But the procedure is time consuming and complex. Indeed, except for T & C levels, only very few CI parameters are modified. It is clear that the full fitting capacities are underused (Vaerenberg et al., 2014).

This approach differs from AI-assisted fitting by means of FOX®. Here, during the first activation or the “switch-on”, a list of 10 computer-generated maps (Automaps) is proposed with incremental T and C/M levels (Govaerts, 2010). The CI recipient starts with the lowest Automap and is instructed to change progressively to the next Automap, hence to higher T & C levels, allowing a progressive experience and tolerance. The highest Automap that is reached without causing lasting discomfort serves as the starting point for the next fine-tuning based on the measured outcomes.

In experienced CI patients who have received typical manual fitting so far, FOX®-assisted fitting can be accomplished with 2 approaches. In the first approach, the home map is reset to an Automap that then serves as a starting point for fine-tuning. Automaps are typically used for the switch-on procedure. It is a series of ten maps with increasing T and C levels based on a statistical analysis of population based data (Govaerts et al., 2010). For this, FOX® offers a short version of the 10 Automaps, starting with the map corresponding best to the home map of the CI recipient, plus all higher Automaps. The CI recipient is switched to the lower map of this series and is instructed to try out one or two maps higher, and pick the most comfortable of these Automaps for audiological testing and optimization. Hereafter, this way is called “reset to Automaps”. In the second approach, the CI recipient keeps his/her home map, which then serves as the starting point for audiological testing and optimization. Hereafter, this will be referred to as “proceed with home map”. The audiologist is free to choose either of both these two fitting options.

This paper describes our experience with AI-assisted fitting in the optimization of hearing outcomes in 2 manually fitted CI recipients: one with poor functional results despite many manual fitting sessions and one satisfied subject to evaluate whether AI can further improve its auditory results, mainly for speech audiometry.

3.2 Case study 1

A 75-year-old woman was implanted in the left ear for progressive bilateral profound hearing loss of unknown origin. The subject had not worn hearing aids though she did try them for a short period. Her principal communication mode was based on lipreading and writing. Preoperative assessment showed excellent articulation (Speech Intelligibility Rating scale = 5) (Yücel et al., 2015) and no signs of depression according to the HAD scale (“Hospital Anxiety and Depression” scale) (Ingvar et al., 2002). The subject was implanted with a Nucleus CI512 cochlear implant (Cochlear Ltd, Australia) with full insertion of the electrode array, and she received a CP910 speech processor.

During the first 17 months after implantation, the patient underwent 19 manual fitting sessions with 2 experienced audiologists, in which many adjustments were done on electrical T & C levels, pulse width, stimulation rate (audiologist started at 900 pps and after 6 months decreased at 250 pps because this patient didn't have any auditory perception maybe due to her long duration of deafness), T-SPL, C-SPL, and electrode deactivation. Hearing training was provided by a speech therapist on a regular basis. At the end of this period, the audiometric hearing thresholds were approximately 45 dB HL (**Figure 3.1a**); nevertheless, the subject did not develop any recognition of bisyllabic words presented at 65 to 85 dB SPL (**Figure 3.1b**).

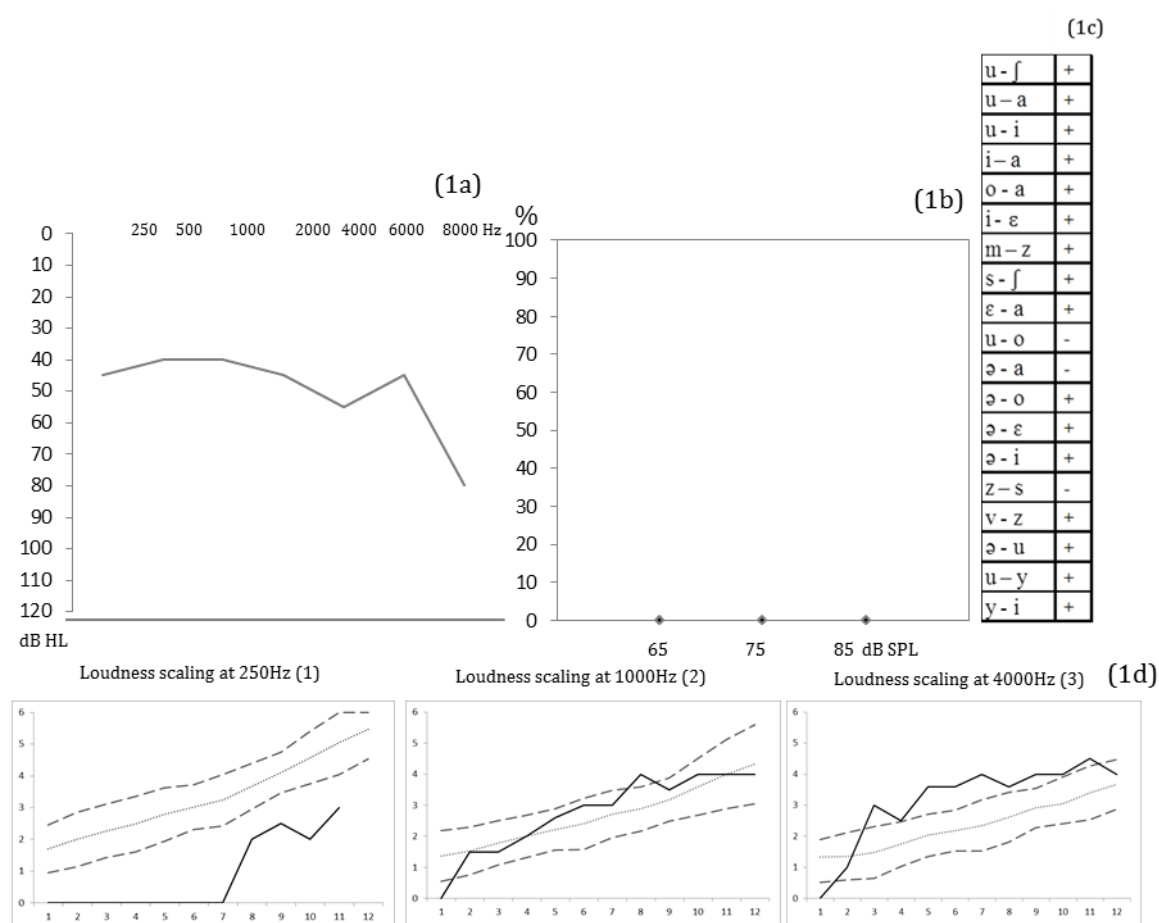
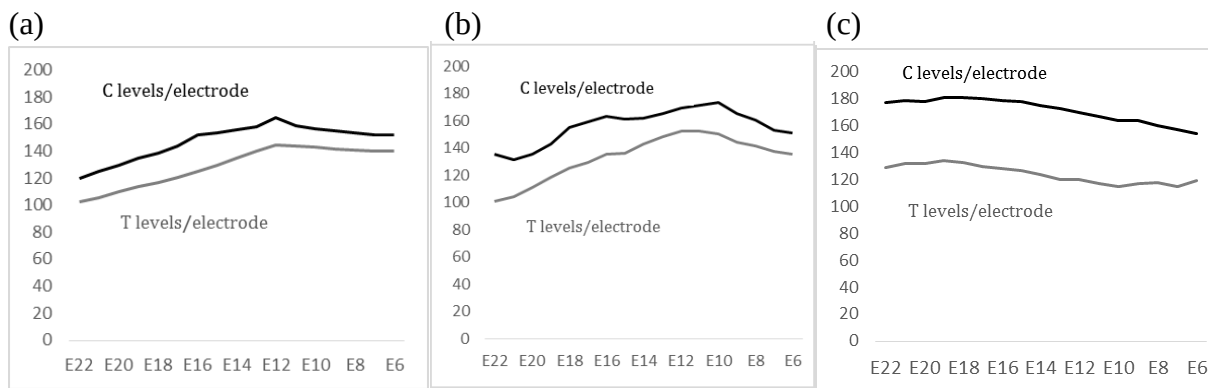


Figure 3.1: Case 1, auditory results of “Manual map”: (1a) Pure tone audiogram (dB HL), (1b) speech audiogram % of correct repetition of bisyllabic words presented in quiet at 65, 75 and 85 dB SPL (1c) phoneme discrimination (wrong (-) - correct (+)) & (1d) loudness scaling curves at 250 Hz (1) – 1000 Hz (2) – 4000 Hz (3), Mean (.....), +2 standard deviation (---) for normal hearing population and patient result (—).

The “Manual map” parameters are summarized in **Table 3.1**. **Figure 3.2** displays the electrical T & C levels of the 17 electrodes (the 5 most basal electrodes had been disabled because of intolerance).

Table 3.1 : Map parameters – “Manual map”; “New map”; “Automap level 4”.

<i>Map parameters</i>	« Manual map »	« New map »	« Automap level 4 »
Strategy	ACE	ACE	ACE
Stimulation mode	MP1+2	MP1+2	MP1+2
Sensitivity	12	12	14
Volume	6	6	10
Electrodes	17	17	17
Pulse width	25	25	25
Stimulation rate	250	250	900
Maxima	8	8	11
T-SPL	25	23	20
C-SPL	65	65	70
Loudness Growth (Q-value)	20	18	20

**Figure 3.2:** Maps of Case 1, showing (a) the home map ; (b) the optimized home map after the “proceed with home map” approach and (c) the optimized Automap after the “reset to Automaps” approach. The map graph shows the T and C levels.

It was decided to evaluate whether either of both AI assisted fitting approaches could improve these disappointing results.

Our first approach was to use the “proceed with home map” procedure. For this, we performed the phoneme discrimination (**Figure 3.1c**) and loudness scaling tests (**Figure 3.1d**) with the “Manual map” that was the home map. FOX®analyzed this home map as well as the outcome and proposed a “New map”. Some parameters were changed: electrical T & C levels; T-SPL (25 to 23 dB); and Q-value (20 to 18 dB) (Table 1 and Fig. 2b). After 2 months take home experience, the audiological performance was measured with this “New map”, and it did not improve (**Figures 3.3a, 3.3b, 3.3c and 3.3d**).

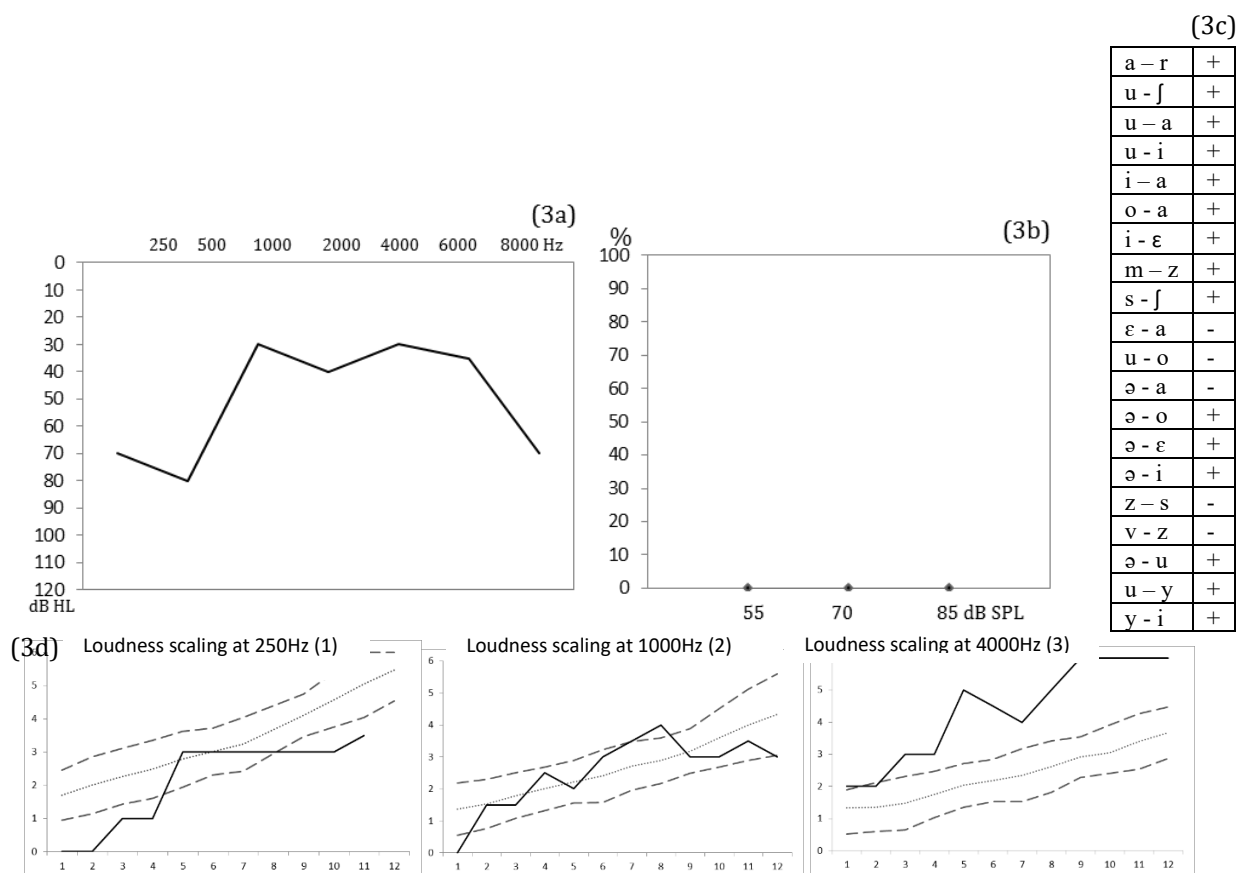


Figure 3.3: Case 1, auditory results of “New map”: (3a) Pure tone audiogram (dB HL) (3b) speech audiogram % of correct repetition of bisyllabic words presented in quiet at 55, 70 and 85 dB SPL (3c) phoneme discrimination (wrong (-) - correct (+))

& (3d) loudness scaling curves at 250 Hz (1) – 1000 Hz (2) – 4000 Hz (3), Mean (.....), +2 standard deviation (- - -) for normal hearing population and patient result (—).

Therefore, it was decided to try the “reset to Automaps” approach. FOX® proposed an incremental series starting at Automap level 3. The CI recipient tolerated Automap level 3, and increased it to Automap level 4. The “reset to Automaps” procedure led to many parameter modifications: electrical T & C levels; stimulation rate (250 to 900 pps); number of maxima (8 to 11); T-SPL (25 to 20 dB); and C-SPL (65 to 70 dB) (**Table 3.1** and **Figure 3.2c**). The subject instantaneously reported better hearing of the high frequencies, and this result was confirmed with tone audiometry (**Figure 3.4a**). Furthermore, speech audiometry scores progressively improved (**Figure 3.4b**).

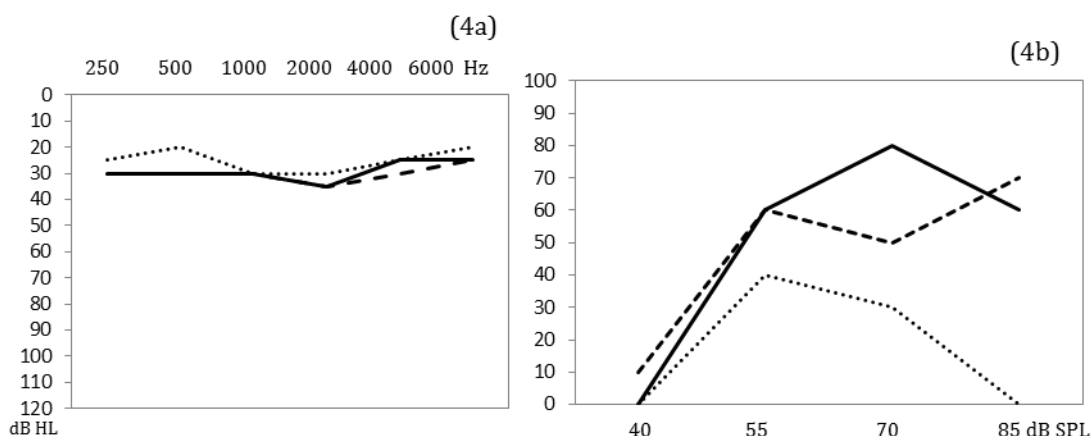


Figure 3.4: Case 1, auditory results of “Automap level 4”: (4a) Pure tone audiogram (dB HL) and (4b) speech audiogram % of correct repetition of bisyllabic words presented in quiet at 40, 55, 70 and 85 dB SPL at 3 different test intervals +3 (.....), +6 (---), 10 (—) months post “CI switching on”.

3.2.1 Clinical implications and discussion

This case was a CI recipient with disappointing results after 17 months of manual fitting. She had never developed word recognition, despite good cognitive abilities.

After the “proceed with home map” procedure, in which FOX® starts from the home map and modifies it, FOX® increased the electrical levels in the “New map” (decreased T-SPL from 25 to 23 dB, decreased Q-value from 20 to 18 dB and increased C levels for the apical electrodes around electrode 10 without truly changing the electrical dynamic range (the interval between T & C levels). The “New map” did not result in better outcomes. In contrast, the “reset to Automaps” procedure, in which FOX® starts from scratch with its own Automaps, did improve the results. This procedure yielded “Automap level 4” as a recommendation; this map gives more electrical charge than “New map”. This approach resulted in better speech audiometry scores.

One of the differences between the two procedures is that, for safety reasons, the “proceed with home map” procedure does not allow overly large map changes in one iteration, meaning that the optimal map may not lay within the search space of FOX®. In the “reset to Automap” procedure, such constraints do not apply. It must also be specified that this AI-assisted fitting has an impact on what is expected from the patient. This procedure modifies the cognitive approach of the electrical stimulation. In the manual approach, the cognitive resources are oriented to comfort and acceptability, where the more comfortable levels are sought (Vaerenberg et al., 2014). In the AI-assisted approach, the cognitive resources are focused on the “best” functional results produced by some electrical parameters proposed by the software. The cognition is more oriented toward the functional result than toward the electrical

stimulation to reach it. In this particular case, higher current levels had been vigorously rejected by the CI recipient during the manual approach. With the Automap, the patient initially also reacted negatively; however, after explanations and encouragement, she managed to tolerate the new and louder map that provided better functional results.

This case shows that the supposed superiority of comfort driven fitting parameters to a recipient is debatable.

3.3 Case study 2

A 72-year-old man with bilateral profound hearing loss associated with a COCH gene mutation (Pawlak-Osińska et al., 2018) was implanted in the right ear. His communication was mainly based on writing and poor lipreading. The patient had not been wearing hearing aids for a year because they no longer provided functional benefit. The preoperative assessment showed good articulation (Speech Intelligibility Rating scale = 5) and no signs of depression (HAD scale). The subject was implanted with an AB HR90K/Hifocus ms (Advanced Bionics, California) with full insertion of the electrode array, and he received a Naïda Q90 speech processor.

The first “Manual map“ fitting took place one month post-CI surgery using 16 electrodes, the Hires optima strategy, an 18 μ s pulse width, a channel rate of 3712 pps, 120 spectral bands, an IDR of 60 dB, a clear voice fixed at a medium voice and a sensitivity of 0 dB. **Figure 3.5** displays the T & M levels of the 16 electrodes.

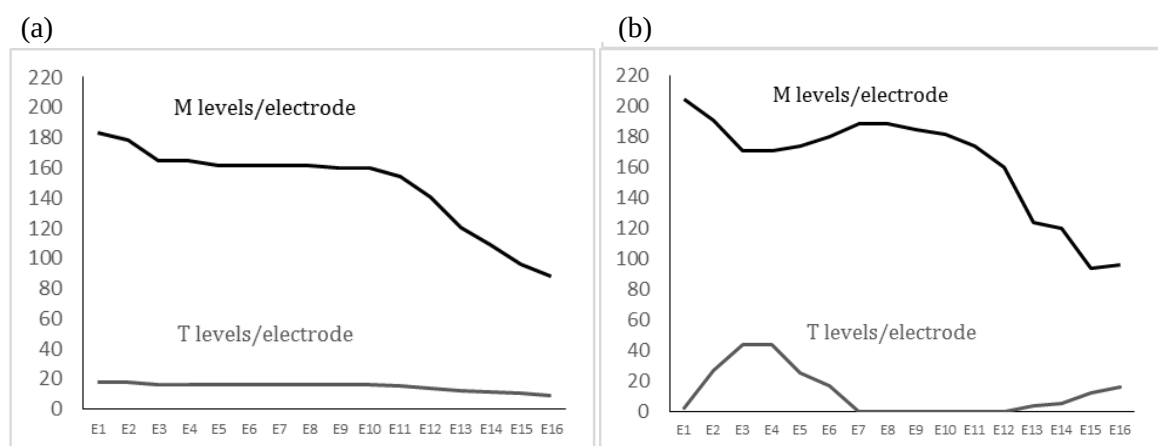


Figure 3.5: Maps of Case 2, showing (a) the home map and (b) the optimized home map after the “proceed with home map” approach. The map graph shows the T and M levels for the electrode array.

After 9 months, the audiologic evaluation showed good pure tone thresholds (**Figure 3.6a**), good speech audiometric scores at 55 and 70 dB SPL, with lower scores at soft (40 dB SPL) and loud (85 dB SPL) presentation levels (**Figure 3.6b**) and low loudness scaling curve at 250Hz (**Figure 3.6c**). The “proceed with home map” procedure was attempted to see whether this would have any impact. FOX® proposed a “New map” where only T & M levels were modified (**Figure 3.5b**). T levels increased from 4 to 25 CU in apical electrodes 2 to 6, which coded for 455 to 906 Hz; these levels decreased from 6 to 16 CU in electrodes 7 to 14, which coded for 1076 to 3590 Hz. All M levels increased from 4 to 28 CU, except for those of basal electrode 15. With this “New map”, the patient showed an improvement in understanding both soft and loud speech (**Figure 3.6b**) and a higher scaling curve at 250Hz (**Figure 3.6d**).

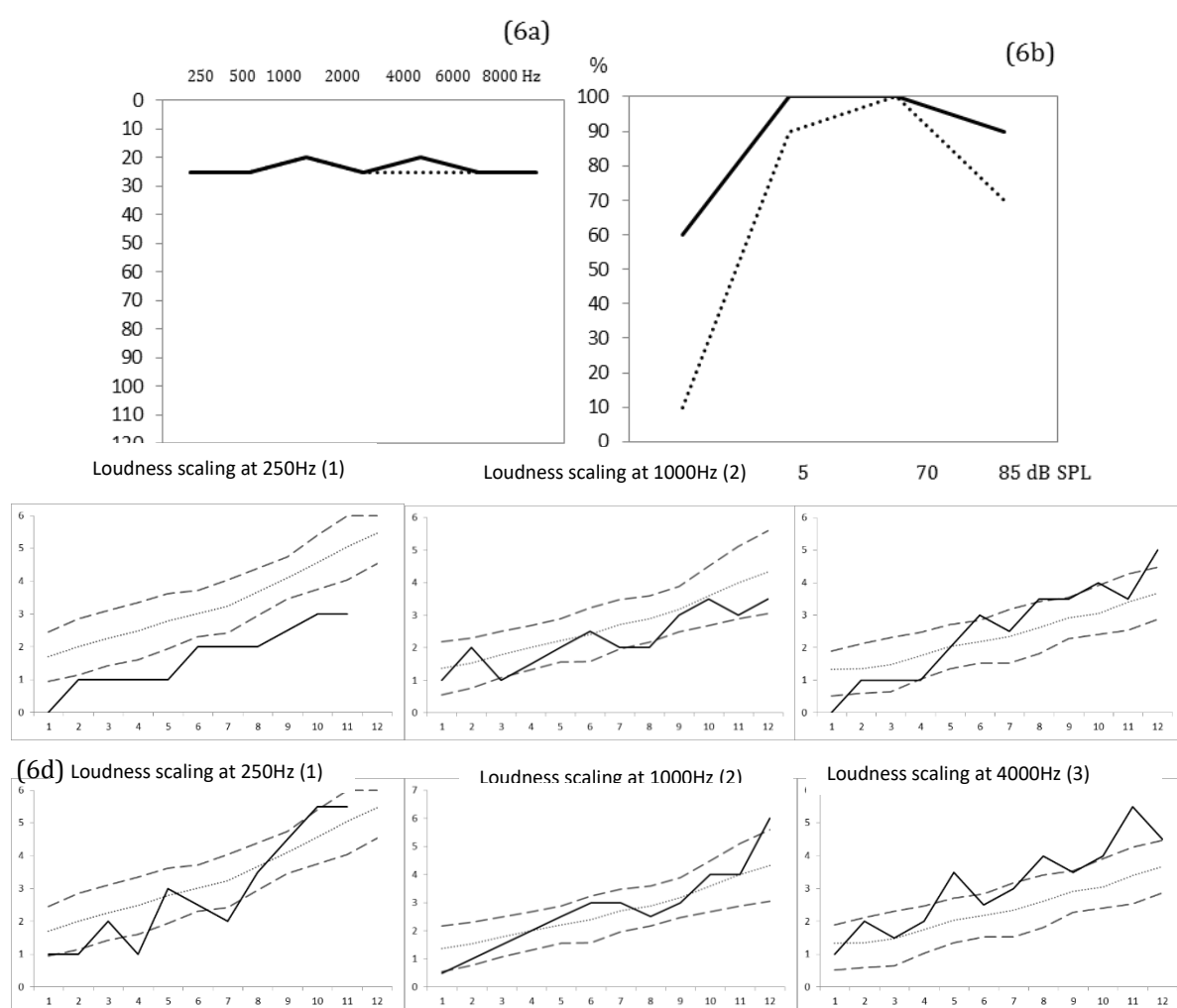


Figure 3.6: Case 2, auditory results, “Manual map” (.....) and “New map” (—): (6a) pure tone audiogram (dB HL) and (6b) speech audiogram % of correct repetition of bisyllabic words presented in quiet at 40, 55, 70 and 85 dB SPL.

“Manual map” (6c) & “New map” (6d) loudness scaling curves at 250 Hz (1) – 1000 Hz (2) – 4000 Hz (3),

Mean (.....), +2 standard deviation (---) for normal hearing population and patient result (—)
Phoneme discrimination result = 100% with “Manual map” and “New map”.

3.3.1 Clinical implications and discussion

This case was a good performer with his “manual home map”. Speech understanding at soft and loud intensities was inferior to the scores at 55 and 70 dB SPL; however, this result was never considered problematic. FOX® analyzed the map and measured outcome and proposed a map with modified T and M levels. This approach improved the understanding of soft and loud speech.

Advanced Bionics (AB) promotes fitting strategies with no specific evaluation of the T levels (Wolfe & Schaffer, 2015). The T levels are set automatically at 10% of the M levels for AB. One can question whether this approach is optimal. The negative impact of too high or too low levels have been discussed in the literature. Too high T levels are reported to produce the perception of background noise (Boyd, 2006; Busby & Arora, 2016), and too low T levels produce decreased detection of quiet sounds (Busby & Arora, 2016). However, access to soft sound is important because it improves the ability to understand soft voices and the outcomes used by FOX® for map optimisation comprehend difficult everyday listening situations (Holden et al., 2011). The evaluation of real T levels provides better functional results and better detection of phonemes and frequency modulated tones than fitting them at 10% of the M levels in AB cochlear implanted children (Baudhuin et al., 2012).). On the other hand, Spahr & Dorman (2005) didn't find an effect of setting T levels based on behavioural assessment as compared to setting them at 10% of MCL levels in MedEl Tempo+ CI users. No significant difference was observed in terms of speech recognition and the audibility of soft sounds. In our case, the improvement observed in soft speech intelligibility can be explained by the combined effect of increased T levels and the dynamic field being more compressed for the 455 to 906 Hz sounds. Indeed, the decreased T levels and increased M levels for the other electrodes are expected to decrease the detection of very soft sounds.

FOX® proposed an increase in the behaviourally measured M levels, aiming to improve speech intelligibility specifically at louder intensities.

This case shows that the proposed T & M levels don't correspond to the behaviourally set levels. The levels proposed by FOX® would probably not be proposed by experienced audiologists in manual fitting. The constraints imposed by manufacturers must not always be respected.

3.4 Conclusion

These two case studies report on our first experience with outcome driven, computer assisted fitting by means of FOX®. They illustrate that adult CI recipients with manually programmed devices may experience an improvement in their auditory results with this new AI-assisted fitting.

Up to now, it was generally accepted that CI fitting must be based on the subject-specific electrical thresholds. It may be possible to obtain better functional results by focusing on outcome rather than on comfort. AI-assisted fitting offers a new insight in our attitude towards the programming of CIs.

CHAPITRE 4 : EFFECT OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE ON EXPERIENCED COCHLEAR IMPLANT PATIENTS WITH POOR TO MODERATE PERFORMANCE

Abstract

OBJECTIVE: Cochlear implants (CIs) are the treatment of choice for patients with severe to profound hearing loss. However, the recovered hearing performance is highly variable from one patient to another, similar to the programming parameters used by experienced clinicians within and between centers.

Here, we investigated the possibility of improving poor to moderate hearing performance of experienced manually fitted CI patients using a software based on artificial intelligence (AI).

METHODS: Forty-seven experienced CI patients participated in this study. CI parameters and auditory outcomes obtained using a new AI proposed map were compared to those of the initial manual map after 15 days of use of the new parameters. Differences between groups were assessed using the Wilcoxon test, and Holm corrections were applied for multiple statistical tests. At the end of the study, the patients were offered a choice to continue using the AI map.

RESULTS: Several auditory outcomes improved with the AI map to 6000 Hz on pure tone audiometry, phonemic discrimination scores, soft intensities, and Eargroup Speech Intelligibility Index (EaSI) scores in speech audiometry (group mean, $p < 0.05$). Forty-two patients decided to continue using the AI map.

CONCLUSION: AI is a complementary tool for CI fitting that can strengthen the underlying knowledge of CI parameters and their interactions. Although a novelty effect related to the use of new technology cannot be entirely excluded, AI-based CI fitting offers a reliable tool for clinicians and allows better standardization of CI parameters within and between centers.

The content of this chapter has been submitted for publication in *Otology & Neurotology* as : Wathour, J., Govaerts, P.G., Lacroix, E. & Deggouj, N. Effect of artificial intelligence on experienced cochlear implant patients with poor to moderate performance.

4.1 Introduction

Cochlear implantation (CI) is an effective technique for restoring hearing in patients with severe to profound hearing loss. Although CI currently provides good to excellent outcomes, some patients continue to perform below or even far below expectations (Holden et al., 2013; Moberly et al., 2016; Ang, 2017; Lenarz, 2018).

The reasons behind the variable and lower CI speech comprehension score performances are still difficult to understand (Lazard et al., 2012; Blamey et al., 2015; Moberly et al., 2016). Although individual variability plays a role in various factors of patient recovery such as the extent and duration of auditory deprivation, differences in auditory sensitivity, language, and neurocognitive skills (Moberly et al., 2016), CI programming methods are rarely considered. However, recent research shows that the lack of standardization between the different methods of programming speech processors may lead to significant variability in fitting policy between different centres and experts (Vaerenberg et al., 2014; Browning et al., 2020; de Graaf et al., 2020; Wathour et al., 2021). Conventional manual fitting is mainly based on the perceptual thresholds of electrical stimuli for different electrodes, with various default parameters for acoustic-electrical transduction. The interactions between the different programmable parameters are not yet clear, and most of them are rarely modified.

Recently, to standardize and optimize the fitting of CI, the Fitting to Outcome eXpert (FOX®, Otoconsult NV, Antwerp, Belgium) software was developed. The first generation of FOX® (FOX®1G) was a computer-assisted fitting strategy using deterministic logic, that is, rule sets, which were driven by measurable audiological targets. The second generation of FOX® (FOX®2G) has been developed using AI with probabilistic logic and self-learning capabilities (Meeuws et al., 2017).

Depending on whether the CI fitted patients had an experience with manually fitted CI or they were newly fitted with CIs, two different approaches were proposed. For patients newly fitted with CIs, FOX® offers the use of a set of predefined maps, called Automaps, as starting points for the switch-on procedure (Buechner et al., 2015). For experienced manually fitted CI patients, the FOX® provides two optimization approaches. The first one is called "FOX® advice" where the manual map of the CI patient is the starting point. The CI patient undergoes extensive audiological testing with this map, which is also used by FOX® to optimize it (Meeuws et al., 2017). The second approach is called 'Automap', which is similar to the switch-on procedure for a CI patient with a newly fitted CI. The manual map is replaced by a series of Automaps, with incremental T&C levels that are automatically generated by FOX® independently and based on a statistical analysis of population data (Govaerts et al., 2010). In

contrast to the switch-on procedure, FOX® does not start with the lowest available map, but with the map of the series just below the manual map in terms of the delivered energy. The CI patient was then asked to switch to the most comfortable map in the set.

FOX® has been demonstrated as a valid assistive tool for CI fitting in the hands of audiologists (Waltzman & Kelsall, 2020). A prospective multicenter randomized controlled trial showed that FOX®1G is reliable for initial CI activation. It provides a standard fitting protocol and reduces variability between centers (Battmer et al., 2015). Among experienced CI patients with manual fitting, the 'FOX®1G advice' and the 'Automap' approach with FOX®2G were evaluated and showed the equivalent performance to the manual map. However, at the individual level, they found significantly improved hearing outcome profiles (Buechner et al., 2015; Waltzman & Kelsall, 2020). Recently, we demonstrated improved hearing outcomes in two single cases (moderate CI patients) after using FOX®2G (Wathour et al., 2019). However, it is not yet known if the FOX®2G “advice” approach produces the same results as the Automap approach (Waltzman & Kelsall, 2020). Therefore, the purpose of this paper is to extend our previous research on a larger experienced CI patient group with poor to moderate results and to see if they could be optimized from their manual map that was modified by the AI studied.

To our knowledge, there is very little information in the literature on hearing outcomes or the fitting of CI patients with poor outcomes (Moberly et al., 2016).

4.2 Material and methods

4.2.1 Subjects

Forty-seven experienced CI patients with an average of 10 years of CI experience (**Table 4.1**) were recruited for this study. CI patients were all previously manually fitted by expert audiologists, with at least 20 years of experience, and poor to moderate performance was the only selection criterion, which was defined as a speech recognition score of less than 50% for open bisyllabic words presented at one of the four intensities (40, 55, 70, or 85 dB SPL). The study was approved by the local ethical review board (Hospital St-Luc B403201734403), and all eligible patients agreed to participate in the study. There was no monetary incentive for participation in this study.

Each patient had been implanted with a Cochlear device (Cochlear Ltd., Sydney, Australia), and except for two patients, all had undergone their switch-on session at our center.

Table 4.1 : Demographic data of the study patients.

	Mean $\pm$ Standard Deviation Median (Min-Max)
<i>Age at enrollment (years)</i>	44 $\pm$ 25 55 (10 – 87)
<i>Age of onset of hearing loss (years)</i>	13 $\pm$ 18 4.5 (0 – 69)
<i>Age of CI (years)</i>	34.94 $\pm$ 25.42 38 (0.6 – 76)
<i>Duration of CI use (years)</i>	9.8 $\pm$ 6 9 (1 – 23)
<i>Sex</i>	Number and % of patients
• Women	26 (55%)
• Men	21 (45%)
<i>Oral language users</i>	47 (100%)
<i>Hearing loss</i>	
• Prelingual	19 (41%)
• Post lingual	28 (59%)
<i>Etiology of hearing loss</i>	
• Unknown	20 (43%)
• Genetic	10 (22%)
• Congenital infection	6 (13%)
• Auditory neuropathy spectrum disorder	2 (4%)
• Otosclerosis	3 (6%)
• Acquired infection	3 (6%)
• Others	3 (6%)
<i>Implanted ear</i>	
• Right	24 (51%)
• Left	23 (49%)
<i>Contralateral ear</i>	
• No hearing aid	18 (38%)
• Conventional hearing aid	13 (28%)
• CI	16 (34%)
<i>Sound processor</i>	
• CP800	6 (13%)
• CP900	29 (61%)
• CP1000	12 (26%)
<i>Cochlear Implant</i>	
• CI24	28 (60%)
• CI4	9 (19%)
• CI5	9 (19%)
• CI6	1 (2%)
<i>Speech processing strategy</i>	
• ACE	39 (83%)
• SPEAK	8 (17%)

4.2.2 Procedure

The study was conducted in two sessions, which were separated by 15 days. During the first session, CI patients underwent extensive audiological testing (see below for detailed outcome measures) with their manually fitted map. These auditory outcomes and map parameters were used by the FOX® to propose modifications to the manual map. Both the old and new maps were implemented in the processor. Patients were encouraged to use the “FOX® advice” map, but they were allowed to switch back to their old manual map if needed. The data logging of each map was recorded to control for the daily duration of map use. During the second session, all audiological tests were performed with the “FOX® advice” map, even if they did not use it, and subjects were asked to select their preferred map for future use.

4.2.3 CI fitting parameters

The studied CI fitting parameters were the T-levels (corresponding to electrical thresholds expressed in current units which are determined by the delivered electric charge per phase), C-levels (comfortable electrical levels in current units), T-SPL (the acoustical sound threshold sent at the electrical T-levels), C-SPL (the acoustical sound comfort level sent at the electrical C-levels), and electrical loudness growth value (a logarithmic function that compresses the acoustic input range onto the electrical output range).

The tests were administered using the software application Audiqueen® (Otoconsult NV, Antwerp, Belgium). The fitting software Custom Sound 5.0 (Cochlear Ltd, Sydney, Australia), for cochlear processors, and the FOX®2G version of the AI application (Otoconsult NV, Antwerp, Belgium) were used for the fittings.

4.2.4 Auditory outcomes

The outcomes used by FOX® for map optimization were pure tone audiometry, phonemic discrimination, loudness scaling curves, and speech audiometry data. During the evaluation, the contralateral ear was plugged to ensure that only the CI ear responded.

Pure tone audiometry

Audiometric-aided thresholds for warble tones were obtained in free-field conditions at 250, 500, 1000, 2000, 4000, and 6000 Hz. The 8000 Hz frequency warble tone is not used by FOX®. A pure tone average (PTA) was calculated using thresholds of 500, 1000, 2000, and 4000 Hz.

Loudness scaling curves

The A&E® loudness scaling test was performed using 1/3rd octave narrow-band noises centered at 250, 1000, and 4000 Hz. The 1876 ms stimulus was presented twice at each level, and the loudness was scored on a visual analogue scale ranging from 0 (inaudible) to 6 (too loud). Levels were randomly presented at 5 dB increments between 30 and 80 dB hearing loss (HL) (Vaerenberg et al., 2014). The root mean square (RMS) value was calculated as a measure of error compared to the normal line. The normal line is the average of data obtained from 30 normally hearing volunteers. The RMS is the root of the sum of the median response (the normal response) of all intensities (presentation levels). As such, this is a positive value (<https://audiqueen.support.otoconsult.com/support/solutions/articles/3000089582-how-to-perform-the-a-e-loudness-scaling-test>). Audiqueen® adds a sign mark. This is the sign mark of the sum of all responses – the sum of all normal responses.

Phonemic discrimination

A&E® phoneme discrimination was performed using up to 20 speech sound contrasts (a-r, u-ʃ, u-a, u-i, i-a, o-a, i-ε, m-z, s-ʃ, ε-a, u-o, ə-a, ə-o, ə-ε, ə-i, z-s, v-z, ə-u, u-y, y-i), presented at 70 dB HL in an oddity paradigm (Govaerts et al., 2006). Briefly, the odd phoneme is presented no more than 8 times. Based on the patient's responses, the audiologist judges whether the patient discriminates the odd phoneme from the background phoneme. As a rule of thumb, a positive score is given after three consecutive correct answers. A result of yes or no was recorded for the discrimination of each contrast. The percentage of well-discriminated contrasts was calculated.

Speech audiometry

Speech audiometry was performed with bisyllabic French words (J-C Lafon, 1964) presented at 40, 55, 70, and 85 dB SPL in the free field. Lists of 10 words were presented, and the percentage of correctly repeated words was recorded. A weighted score and the EaSI (Eargroup Speech Intelligibility Index) was calculated as the average of the scores at 40, 55, 70 (×2), and 85 dB SPL. They were not counterbalanced between patients because the test (J-C Lafon, 1964) was constructed and validated by its authors to exclude bias between list when it was created (J-C Lafon, 1964).

4.2.5 Statistical analyses

All descriptive (mean, median, and standard deviation) and analytical statistics were performed using the SPSS software (IBM Statistical Package for Social Sciences version 26).

Box plots were used to show the results of the hearing tests (pure tone audiometry, phonemic discrimination, loudness scale curves, and speech audiometry).

The Wilcoxon signed-rank test with Holm correction was used to assess whether the mean ranks of our samples differed. The Holm correction is a sequentially rejective Bonferroni test that progressively adjusts the threshold for multiple comparisons (Pfister et al., 2020).

4.3 Results

4.3.1 CI's parameters

The T- and C-levels were not linearly changed by the FOX® treatment. **Figure 4.1** shows the mean differences in T and C-levels per electrode (n=22) between the manual and FOX® advice maps.

Overall, FOX® lowered the electrical T and C levels at low frequencies and increased them at high frequencies. The changes were more larger for C-levels than for T-levels, resulting in a decrease in the electrical dynamic range for low frequencies and an increase for high frequencies.

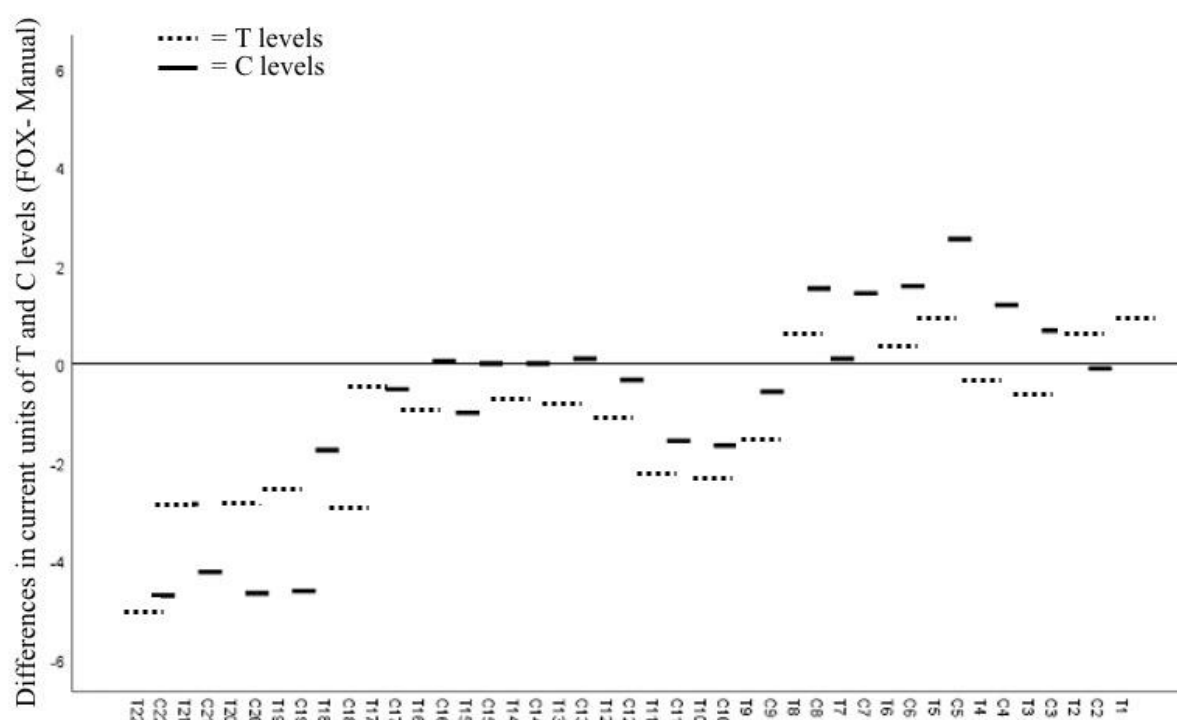


Figure 4.1: T & C-level differences (FOX® – Manual) by electrodes (X-axis). Electrodes (E) 22 to 17 correspond to spectral bands of low (188–938 Hz), E 16 to 7 correspond of mid (1063–3563 Hz) and E 6 to 1 correspond of high frequencies (4063–7938 Hz).

The T-SPL values range from 9 dB to 50 dB SPL in the Cochlear fitting software. The default value of 25 dB SPL was preserved or increased in the majority of manual maps (**Table**

4.2A). FOX® tended to increase these manual fitting values but did not propose values above 27 dB SPL and did not exceed the maximum value of 36 dB SPL. The values proposed by FOX® were significantly higher than those previously reported ($Z = -2.899$; $p = 0.004$).

The C-SPL values were between 65 and 84 dB SPL in the Cochlear fitting software, with a default value of 65. Whenever this value was changed manually by the audiologist, the fitting software automatically adjusted the loudness growth (LG) value as follows: for a C-SPL of 65, the LG was set to 20; for 70, the LG was set to 18; for 75, the LG was set to 16; and for 80, the LG was set to 15.

While the majority of manual maps had values higher than the default 65 dB SPL, FOX® tended to reduce them to 65 in several cases (**Table 4.2B**). The values proposed by FOX® were significantly smaller than those previously reported ($Z = -3.78$; $p < 0.001$).

FOX® tends to decrease the acoustic dynamic range by increasing the T-SPL and decreasing the C-SPL.

The LG values were between 10 and 50 for the Cochlear fitting software. FOX® significantly reduced LG ($Z = -2.746$; $p = 0.006$) (**Table 4.2C**).

The C-SPL and LG configuration imposed by Cochlear fitting software matched 100% of the manual mappings and 34% of the cases with FOX®.

Table 4.2 : Number of subjects (n); (A) with a T-SPL value range from 15-20; 21-25; 26-30 and >30 dB SPL with MF and FOX®; (B) with a C-SPL value of 65, 70, 75, or 80 with MF and FOX®; (C) with LG values ranging from 15 to 24 with MF and FOX®.

A					B				
	15-20	21-25	26-30	>30 (max)		65	70	75	80
MF (n)	3	30	7	7 (40)	MF (n)	22	16	8	1
FOX (n)	3	22	18	4 (36)	FOX (n)	33	13	1	

C									
		15	16	18	19	20	22	24	
MF (n)		1	8	16		22			
FOX (n)				24	1	14	4	4	

In summary, the manual fitting was often within the cochlear default parameters, T-SPL=25; C-SPL = 65 or 70; and LG = 20. FOX® advice maps often deviated from these values and were most often as follows: T-SPL= 23, 25 or 27; C-SPL = 65; and LG = 18. As a result, the FOX® fittings allow the auditory perception of low-intensity sounds (ICCI, 2013).

4.3.2 Auditory outcomes

Within-patient analysis showed that at 6000 Hz, the audiometric thresholds were significantly better ($Z=-2,608$; $p=0.008$) with the FOX® advice maps, ranging from 15 to 55 dB HL, with a median of 25 dB HL and fewer outliers compared to those obtained with the manual map ranging from 15 to 85 dB HL with a median of 25 dB HL.

The loudness scaling results for the tested frequencies were not significantly different between the manual and FOX® advice maps ($p>0.05$).

The phonemic discrimination scores ranged from 60% to 100% with a median of 90% for the manual map and from 80% to 100% with a median of 100% with the FOX® map. Within-patient analysis showed that the scores with the FOX® advice maps were significantly better than those with the manual map ($Z=-4,061$; $p=0.001$) (**Figure 4.2**).

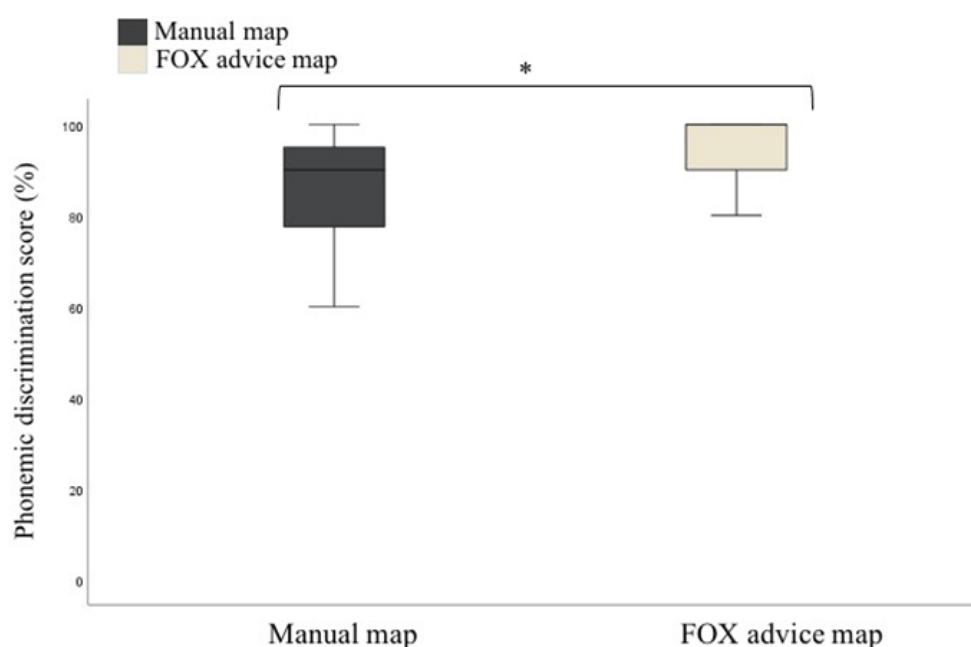


Figure 4.2: Box plots displaying the phonemic discrimination score with the manual map (black) and the FOX® advice map (grey). Boxes: range between 25th and 75th percentile, whiskers: 1.5*interquartile (IQR), and central point: median.

According to the intensity, better speech audiometric scores were obtained more frequently with the FOX® maps (**Figures 4.3 and 4.4**).

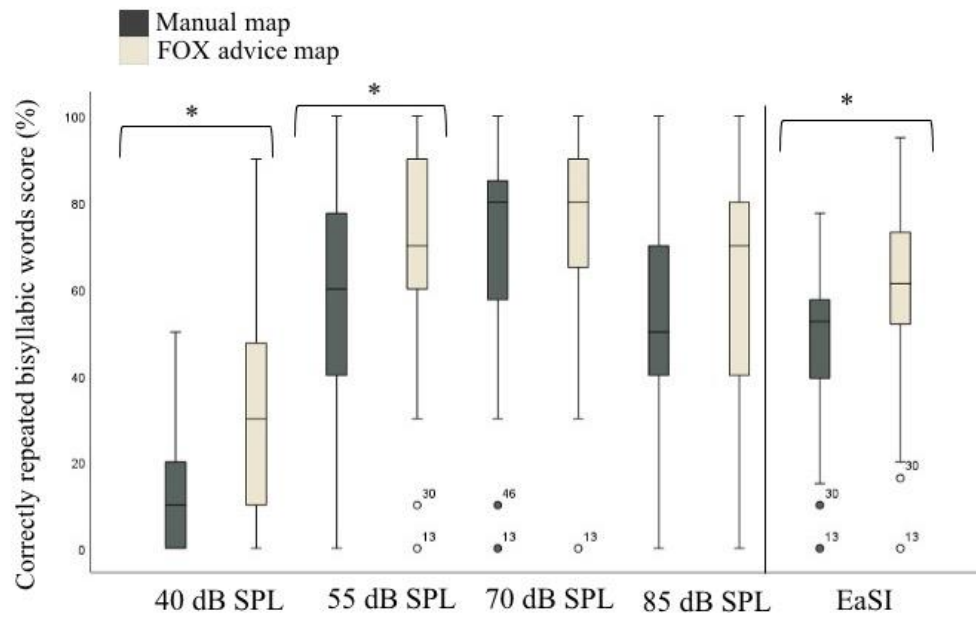


Figure 4.3: Box plots displaying the speech audiometry scores at 40, 55, 70, 85 dB SPL and the EaSI score, with the manual map (black) and the FOX advice map (grey). Boxes: range between 25th and 75th percentile, whiskers: 1.5*interquartile (IQR), and central point: median.

Within-patient analysis showed that the FOX® advice maps had higher scores than the manual map at 40 dB SPL with a median of 30% and a range from 0 to 90% versus a median of 10% and a range from 0 to 50%, $Z=-4.412$; $p<0.001$; and at 55 dB SPL with a median of 70% and a range from 0 to 100% vs. a median of 60% with a range from 0 to 100%, $Z=-3.35$; $p<0.001$; and also for the EaSI score with a median of 61.5% and a range from 0 to 95% vs. a median of 52.5% with a range from 0% to 77.5%, $Z=-4.405$; $p<0.001$.

The analysis of the EaSI scores showed an improvement for 89% (42) of the patients, no change for 4% (2), and a slight decrease of 6% (3) with the FOX® advice map (**Figure 4.4**).

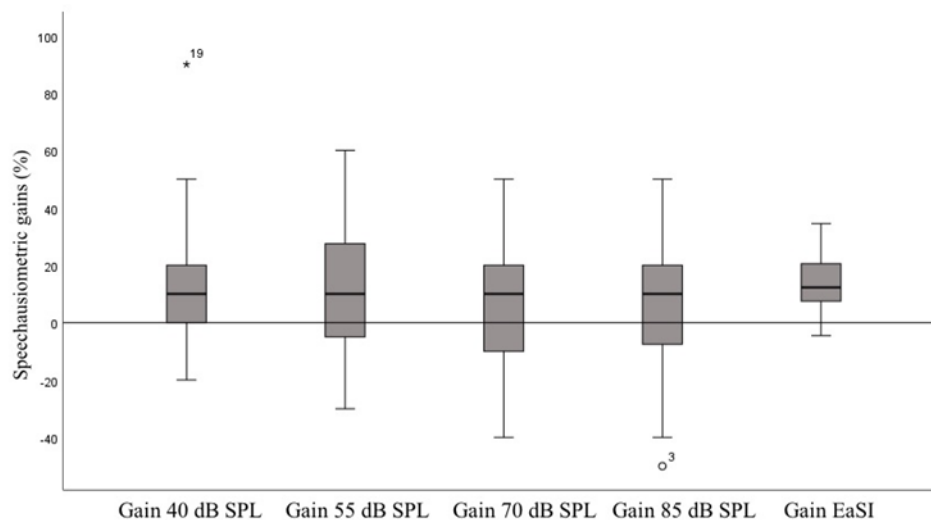


Figure 4.4: Box plots displaying the distributions of within-subject speech audiometric gains (scores with FOX map – scores with manual map) at 40, 55, 70, 85 dB SPL and the EaSI score. Boxes: range between 25th and 75th percentile, whiskers: 1.5*IQR, and central point: median.

For the final choice of the map, only 9% of the 42 subjects whose EaSI scores had improved did not prefer to continue with the FOX® map. The reason for this appears to be subjective intolerance to high frequency sounds.

Eventually, data logging was recorded in 38 CI patients (nine were not available for technical reasons). Daily duration (in hours) of CI use with AI map was significantly longer than that with the manual map, with a median of 9.75 and a range from 0.7 to 15.8 versus a median of 1.2 with a range from 0 to 10 ($Z = -4.982$; $p < 0.001$).

4.4 Discussion

Despite many manual programming sessions with experienced clinicians, some CI patients may continue to experience poor to moderate hearing outcomes. Once CI patients reach their optimum hearing quality (Trudel et al., 2017), it becomes difficult to improve it further. While hearing outcomes can vary greatly from patient to patient (Lenarz, 2018), reports show that stable fitting parameters can be reached after 3 months of activation (Geal-Dor et al., 2012; Mosca et al., 2014). Different factors, such as age at CI, age at onset of hearing loss, etiology of hearing loss, among others, contribute to the variability in outcome (Blamey et al., 2012). There is also variability in the programming of cochlear implants (Vaerenberg et al., 2014; Wathour et al., 2021). It seems that clinicians operate in their comfort zone, which is defined by the center policy and personal experience, and that they find it difficult to move outside this comfort zone. Therefore, when fitting parameters stabilize after a few months, it does not

necessarily mean that optimal performance has been reached. It could be that the programmer believes that they have reached their best fit.

In this study, we investigated whether the performance of 'poor to moderate performers' could still be improved by FOX®, a CI fitting assistant that uses AI to seek an optimal map (Govaerts et al., 2010; Vaerenberg et al., 2011; Vaerenberg et al., 2014; Meeuws et al., 2017). FOX® has already been successfully used in the switch-on of CIs (Battmer et al., 2015; Wathour et al., 2016; Meeuws et al., 2020) and in experienced users (Buechner et al., 2015; Waltzman & Kelsall, 2020; Wathour et al., 2019). Buechner et al. used FOX®1G (1st generation, i.e., with deterministic logic) in patients who were not selected due to poor performance. Waltzman and Kelsall reported on a multicenter study with FOX®2G (2nd generation, i.e., with probabilistic logic) in patients who were not selected due to poor performance. They used the Automap approach. In this approach, FOX® is not aware of the patients' previous maps and starts again from the beginning. The FOX® outcomes were equivalent to those obtained using traditional programming techniques.

In the current study, we used FOX®2G in CI users who were selected for performance (poor to moderate). Rather than starting from scratch with Automaps, we asked FOX® to start from the existing home maps that had been programmed by expert CI clinicians and that the CI users had been wearing for a considerable amount of time. In our group of 47 experienced CI users with poor to moderate results, FOX® managed to improve the outcome in 90% of cases. This is significant and shows that the assumption that a ceiling had been reached in their performance was incorrect. Compared to manual maps, FOX® seems to modify more electrical parameters. Although the changes in FOX® were often subtle, there seems to be an overall tendency to tilt the manual maps by decreasing the energy at low frequencies and increasing it at high frequencies. For T-SPL, C-SPL, and LG, FOX® often modifies the default values. It tends to decrease the acoustic dynamic range by increasing the T-SPL and decreasing the C-SPL. The individual map data are available as digital content. In our dataset, the impact of all these subtle modifications was mainly shown by better hearing thresholds at 6000 Hz, spectral discrimination scores, and speech recognition at 40 and 55 dB SPL and EaSI scores. Speech recognition improved more clearly at softer and louder intensities. Although both in research and in clinical practice, speech recognition is usually recorded at comfortable intensities, it is equally important to assess this at soft (40 dB SPL) and high (85 dB SPL) presentation levels (Blamey et al., 2012; Boisvert et al., 2020). One can argue whether any increase in speech recognition score is clinically significant or whether a threshold needs to be set to define clinical significance. But such threshold would be arbitrary and it would depend on many other factors

for which we do not control, such as acoustical environment, linguistical knowledge, linguistical complexity, etc. For that reason we have chosen to report all positive values as ‘improvement’ and all negative values as ‘deterioration’. It is up to the reader to interpret the medians and ranges given in view of clinical significance. Taking into consideration that EaSI is the average of 5 scores, an average within-patient improvement of 9% (61,5% vs 52,5%) is not only statistically significant but also seems clinically significant to us. It is noticeable that the electrical changes (tilting the maps in favor of the high frequencies and compressing the acoustic and electrical dynamic ranges, especially for the high frequencies) did not seem to affect loudness perception. We believe that this indicates that loudness perception is not critically dependent on the absolute electrical charge delivered, but that it results from central processing with relative internal references that shifts over time.

It should be noted that 10% of our CI patients did not improve immediately with the new AI map. There are two reasons for this lack of improvement. First, it is possible that these patients need more time to adapt to their new map, especially for older patients who have become accustomed to their usual map for years (Feng et al., 2018). A second reason is that FOX® itself has some limitations in the map changes it is authorized to make. FOX® creates millions of maps within the “neighborhood” of the initial manual map, and for security reasons, it cannot explore maps beyond certain boundaries. For some patients, the first map proposed by FOX® may not be ideal, and it is possible that several steps are required for FOX® to achieve the optimal map. However, our study protocol did not include multiple sessions. Additional sessions may allow FOX® to implement incremental map changes. In these cases, the alternative approach of “start again with Automaps” may be a more appropriate methodology as FOX® will then be operating within the area of expertise.

In this study, we chose to use FOX® in CI users with poor to moderate outcomes. One might argue that it would have been more complex to demonstrate better hearing performance in “star” patients i.e., patients that perform exceptionally well (Moberly et al., 2016), due to “the ceiling effect” (Trudel et al., 2017). On the other hand, one can also argue that our selected patients constitute difficult cases whose performance could not be improved despite numerous manual fitting sessions. It seems relevant that FOX®2G can improve both the hearing outcome and the acceptability of the map in experienced CI users, with a large majority of them preferring FOX®’s map over the manual map in ‘poor’ performers (our study: 90%) as well as in normal performers (Waltzman and Kelsall's: 82%). These results support the fact that although FOX® focuses its settings on targets, comfort is not neglected.

Finally, we want to point out that external factors may also have an impact on the results, such as the type of counseling given. Expectations regarding new fitting methods and confidence in AI technology may influence the patient's attitude toward the FOX® map. Ideally, to avoid any bias, both the patient and the clinician should be ‘blinded’, which means that the patient should not know which map is the new one, and the clinician testing the patient should not be the one programming the processor (Krot & Rudawska, 2019). However, blinding the patient is not possible. Even without being informed, our patients could easily identify the new map. For practical reasons, we could not organize the testing performed by a different audiologist than the one programming the processor. Most audiological tests we used are beginning to become available as self-tests, namely pure tone audiometry, spectral discrimination, and loudness scales, while speech audiometry self-tests are still under development. Self-tests will not only save time but also eliminate possible tester bias by leaving the interpretation of the patient’s responses to the systematics of the computer algorithms.

Overall, we believe that our results add to the growing evidence for the added value of AI-assisted CI fitting.

CHAPITRE 5: PROSPECTIVE COMPARISON BETWEEN MANUAL AND COMPUTER ASSISTED (FOX®) COCHLEAR IMPLANT FITTING IN NEWLY IMPLANTED PATIENTS

Abstract

OBJECTIVE: A prospective, longitudinal, randomized controlled trial with an original crossover design for 1 year was conducted to compare manual fitting to artificial intelligence (AI)-based fitting in newly implanted patients.

DESIGN: Twenty-four patients who received their first cochlear implant (CI) were randomly assigned to the manual or Fitting to Outcome eXpert (FOX®) arm; they followed the corresponding fitting procedures for 1 year. After 1 year, each patient was switched to another arm. The number of fittings, auditory outcomes (pure tone thresholds, loudness scaling curves, spectral discrimination scores, bisyllabic word recognition in quiet and noise, and speech tracking), fitting session questionnaire, and CI parameters (T-level, C-level, T-SPL, C-SPL, and loudness growth value) were compared between the two groups. Differences between the two groups were analyzed using the Mann-Whitney test, and Holm corrections were applied for multiple statistical tests. At the end of the crossover session, patients were offered the choice to continue with their old or new map.

RESULTS: As early as 3 months post-activation, the FOX® group showed less variability and significantly better speech intelligibility in quiet conditions at 40 and 55 dB SPL and noise ($p < .05$). This group showed better results at 12 months post-activation ($p < .05$). In the manual group, 100% of the patients decided to keep the new FOX® map, and 82% performed better with the FOX® map. In the FOX® group, 63% of the patients decided to keep the manual map. Comfort dominates compared to outcomes in their choice.

CONCLUSION: The AI-FOX® approach outperforms the manual approach in hearing performance, comfort, and resources. Furthermore, FOX® is a tool capable of continuous improvement by comparing its predictions with observed results and is continuously learning from clinicians' practice, which is why this technology promises major advances in the future.

The content of this chapter has been submitted for publication in *Ear and Hearing* as: Wathour, J., Govaerts, P.G., Derue, L., Vanderbemden, S., Huaux, H., Lacroix, E. & Deggouj, N. Prospective Comparison Between Manual And Computer Assisted (FOX®) Cochlear Implant Fitting in newly implanted patients.

5.1 Introduction

Cochlear implants (CIs) were commercially available electronic medical devices over 35 years ago, allowing the rehabilitation and development of oral communication (Dhanasingh and Jolly 2017; Pierzycki et al. 2019). Its main indication is profound sensorineural hearing loss, but its use is expanding as candidacy criteria have evolved (Varadarajan et al. 2021).

The gold standard approach to CI fitting is manual fitting. The aim is to define threshold (T level) and upper comfort (C or M levels, depending on the specific manufacturer's definition) levels for stimulation with all or a subset of intracochlear electrodes in a behavioral (Maria & Maria 2016; Rader et al. 2018) or objective way (Neural Response Telemetry, Electrical Evoked Stapedial Reflex Thresholds). There are guidelines (Has 2007), but at the clinical level, the guidelines are rarely followed by clinicians (Vaerenberg et al. 2014). This has resulted in diverse standards among centers and even within centers, as well as varying patient management protocols and outcomes (Vaerenberg 2014; Browning 2020; Wathour 2021). The lack of standardized protocols among CI centers is concerning, as postoperative audiological care received by patients can have a great impact on their outcomes (Zwolan et al. 2020).

To overcome this lack of standardization, Eargroup (Antwerp, Belgium) developed a computer-assisted fitting strategy, referred to as the “Fitting to Outcome eXpert” (FOX®, Otoconsult NV, Antwerp, Belgium, CE certified class I medical device, not yet certified by FDA). Its objectives were to optimize the programming, reduce intercenter and intracenter variability in fittings, base the fitting on hearing test results and targets, and limit the number of fitting sessions (Vaerenberg et al. 2014). The first version, FOX®1G, used algorithms in a deterministic way to analyze and optimize the patient's map (Govaerts et al. 2010; Meeuws et al. 2017). FOX®1G processed the results of the hearing tests using the patient's map. If certain targets were not reached, the performance was judged to be suboptimal and FOX® proposed a new map with modified parameters. The current generation, FOX®2G, is based on a hybrid model with deterministic and probabilistic logic and learning capabilities. Based on the current map and audiological outcomes, a new map is proposed with predicted outcomes that outperform the measured outcomes with the current map. The selection of this new map is based on a utility function that calculates a weighted combination of outcome measures. The relevant audiological measures are from the A&E® psychoacoustic battery (Antwerp, Belgium) (audiometric thresholds, spectral discrimination, loudness scaling, and speech audiometry). The utility function, which maps the predicted outcomes onto a real number, is always updated as the system learns from previous outcomes (Meeuws et al. 2017; Wasmann et al. 2021). The clinician is free to accept or overrule the new map.

Parallel to the development of FOX®, the Eargroup introduced a fitting protocol consisting of three postoperative fitting sessions, including the switch-on within the first 3 months post-activation, one fitting session at 9 months post-activation, followed by annual control sessions. During a typical switch-on with FOX®, a list of 10 “automaps” (computer-generated maps) is generated with incremental T and C levels. The CI recipient starts with the lowest automap and is instructed to change progressively to the next automap, and hence to higher T and C levels, allowing for a progressive experience and tolerance. The highest automap reached, without causing lasting discomfort, serves as the starting point for the next fine-tuning based on the measured outcomes. This is often the fifth or sixth map of the incremental series (Govaerts, unpublished data). During the three following sessions, typically at intervals of 15 days, 3 months, and 9 months, audiological test results (pure tone audiometry, spectral discrimination, loudness scaling, and speech audiometry) were performed using FOX® to optimize the MAP. This is a substantial reduction in fitting time and resources compared to manual fitting, which typically takes between 8-10 scheduled programming sessions in children (Goehring and Hughes 2016) and adults (Vaerenberg et al. 2014; Wathour et al. 2021).

The reliability of FOX® has been previously demonstrated in a prospective multicenter randomized controlled trial for initial CI activation by providing a standard fitting protocol and reducing variability between centers (Battmer et al. 2015). Waltzman and Kelsall (2020) reported that speech performance outcomes in 55 experienced CI users after 1 month of use of the FOX®2G map were equivalent compared to their clinician-created maps, and the majority of participants (82%) preferred the new FOX® map. Complementary, improved hearing outcomes with FOX®2G maps were found in two cases (Wathour et al. 2019) and in a larger group of experienced CI recipients with poor to moderate performance (Wathour et al. 2021). Furthermore, another recent study showed comparable hearing scores in quiet and noise in 31 newly fitted patients with FOX® compared to their former patients with CI532 (Zwolan et al. 2020). These studies demonstrate the feasibility and usefulness of FOX® but have limitations, such as a small number of subjects or the absence of a randomized control group.

This study aimed to extend our previous research on FOX® and address the limitations of previous studies on switch-on fitting in newly CI patients. To compare manual fitting with FOX®-based fitting, we conducted a prospective, longitudinal, randomized controlled trial with a crossover design over 1 year. The primary study outcome consisted of auditory results. The secondary outcome consisted of the number of fitting sessions and the map parameters.

5.2 Material and methods

5.2.1 Participants and Study Design

Twenty-four participants who received their first cochlear implant between September 2017 and August 2020 were included in this study. Two participants left the study just before the crossover session for personal reasons. All participants were ≥ 18 years old, had post-lingual deafness, and spoke French as their mother tongue. Written informed consent was obtained from all patients before inclusion. Patients with deafness due to meningitis were excluded. There was no monetary incentive to participate in the study.

We performed a prospective longitudinal randomized crossover study with two arms (**Table 5.1**) that were randomly assigned to the manual (MF) or FOX[®] (FOX[®]) arm. They followed the corresponding fitting procedures for 1 year. After 1 year, each patient was switched to another arm. Each patient had been implanted with a cochlear device (Cochlear Ltd., Sydney, Australia) and had undergone a switch-on session at our center. This study was approved by the local ethical review board (St-Luc B403201734403).

Table 5.1 : Demographic data of study participants by group manual fitting (MF) and FOX®.

	MF (n = 12)	FOX® (n = 12)
	Mean (standard deviation)) Median (range)	
Age at enrollment = Age of CI (years)	62 ± 8 63 (43–71)	57 ± 14 59 (32–79)
Age of onset of hearing loss (years)	46 ± 17 50 (6–70)	31 ± 19 33 (5–57)
	Number and % of subjects	Number and % of subjects
Sex		
• Female	11 (92%)	8 (66%)
• Male	1 (8%)	4 (34%)
Speech Intelligibility Rating (SIR) 5	12 (100%)	12 (100%)
Etiology of hearing loss		
• Unknown	6 (50%)	3 (25%)
• Congenital	3 (25%)	7 (58%)
• Post-trauma	1 (8%)	
• Auditory neuropathy	1 (8%)	
• Otosclerosis	1 (8%)	
• Meniere's disease		2 (17%)
Implanted ear		
• Right	5 (42%)	8 (66%)
• Left	7 (58%)	4 (34%)
Contralateral ear		
• No hearing aid	2 (17%)	
• Hearing aids	10 (83%)	12 (100%)
Sound processor		
• CP900	9 (75%)	4 (34%)
• CP1000	3 (25%)	8 (66%)
Cochlear implant		
• CI5	5 (42%)	10 (83%)
• CI6	7 (58%)	2 (17%)

5.2.2 Outcome assessment

5.2.2.1 Protocol

The number of sessions for each fitting type was recorded; with manual programming, eight to ten sessions were scheduled, meanwhile with FOX®, four sessions were scheduled.

5.2.2.2 Hearing performance measurement

The audiological assessment consisted of four tests required by the FOX® protocol (audiometry, spectral discrimination, loudness scaling, and speech audiometry in quiet) in addition to speech audiometry in noise and speech tracking. The time schedules are shown in **Table 5.2**. For each test, the contralateral ear was plugged to ensure that only the studied CI ear responded.

Table 5.2 : Timetable for hearing performance measurement post-CI activation and during the crossover session.

	Pure tone Audio	Spectral discrimination	Loudness scaling	Speech audio quiet	Speech audio noise	Speech tracking
+2 weeks	X	X				
+1 month						X
+3 months	X		X	X	X	X
+6 months						X
+9 months	X			X	X	
+12 months	X		X	X	X	X
Crossover session				X	X	

Pure tone audiometry

Audiometric-aided thresholds for warble tones were obtained under free-field conditions at 250, 500, 1000, 2000, 4000, and 6000 Hz (the 8000 Hz frequency warble tone was not used in FOX®).

Spectral discrimination

Phoneme discrimination was performed using up to 20 speech sound contrasts (a-r, u-ʃ, u-a, u-i, i-a, o-a, i-ε, m-z, s-ʃ, ε-a, u-o, ə-a, ə-o, ə-ε, ə-i, z-s, v-z, ə-u, u-y, y-i), presented at 70 dB hearing loss (HL) in an oddity paradigm (see Govaerts 2006 for test details). The odd

phoneme is presented no more than eight times. Based on the patient's responses, the audiologist determines whether the patient discriminates the odd phoneme from the background phoneme. As a general rule, a positive score is given after three consecutive correct answers. A result of yes or no was recorded for the discrimination of each contrast.

Loudness scaling curves

The A&E® loudness scaling test was performed using 1/3rd octave narrow-band noise centered at 250, 1000, and 4000 Hz. The 1876 ms stimulus was presented twice at each level, and the loudness was scored on a visual analog scale ranging from 0 (inaudible) to 6 (too loud). Levels were randomly presented in 5 dB increments between 30 and 80 dB HL (Vaerenberg et al., 2014). The root means square (RMS) value was calculated as a measure of error compared to the normal line. The normal line is the average of the data obtained from 30 volunteers with normal hearing (unpublished data). The RMS is the root of the sum of the median response (normal response) of all intensities (presentation levels) (for more details, <https://audiqueen.support.otoconsult.com/support/solutions/articles/3000089582-how-to-perform-the-a-e-loudness-scaling-test>).

Speech audiometry in quiet

Speech comprehension of words was performed with monosyllabic French words (Tixier et al. 2012) presented at 40, 55, 70, and 85 dB SPL in the free field. A list of 15 words was presented, and the percentage of correctly repeated phonemes was recorded. A weighted score, the Eargroup Speech Intelligibility Index (EaSI), was calculated as the average of the scores at 40, 55, 70 ($\times 2$), and 85 dB SPL.

Speech audiometry in noise

Speech audiometry was performed using 36 French lists of 15 sentences from Marginal Benefit Acoustic Amplification (MBAA), presented with two signal-to-noise ratios (SNR), 0 and +10 dB SPL. The length of the sentences ranged from three to 15 words and all types of sentences were presented. The percentage of correctly repeated words was then recorded. The speaker was a female speech therapist with a normal speaking rate. The noise set at 60 dB SPL is the "MBAA2 babble noise." This noise consists of four French speakers, two males and two females, and reading a text (James 2015).

Speech tracking (Filippo and Scott 1978)

An experienced speech therapist read a phonetically balanced text through a live voice to obtain the patient's tracking rate. Patients were asked to repeat word by word and sentence by sentence. The number of correct words repeated in 3 min was calculated and divided by 3 to measure the number of correct wpm. A score of ≥ 60 can be considered a good performance for patients with CI (Plant 2001).

5.2.2.3 Questionnaire

Fitting session questionnaire

At the end of each fitting session, all participants were asked to complete a five-step worst-best Likert scale questionnaire about the duration of the session and the tests (1 = very long; 5 = very short), the general feeling of the session (1 = unpleasant; 5 = pleasant), pain during fitting (1 = intolerable; 5 = no pain), the clinician's explanations (1 = not clear; 5 = very clear), and general appreciation (1 = I do not like to come for my CI fitting; 5 = It is a pleasure to come for my CI fitting).

5.2.2.4 CI Fitting Parameters

The CI fitting parameters studied at switch-on and 12 months post-activation were: T level (corresponding to electrical thresholds expressed in current units that are determined by the electric charge delivered per phase (Incerti et al. 2018)), C level (comfortable electrical levels in current units), T-SPL (the acoustical sound threshold sent at the electrical T levels), C-SPL (the acoustical sound comfort level sent at the electrical C levels), and electrical loudness growth (LG) value (a logarithmic function that compresses the acoustic input range into the electrical output range).

Audiological tests were performed using the software application Audiqueen (Otoconsult NV, Antwerp, Belgium). The fitting software Custom Sound 5.0 (Cochlear Ltd, Sydney, Australia) for cochlear processors and the FOX®2G version of the artificial intelligence (AI) application (Otoconsult NV, Antwerp, Belgium) were used for the fittings.

5.2.2.5 Crossover Session

After 1 year, each patient was switched to the alternative arm. This means that patients with the manual arm were attended by the FOX® audiologist who used FOX® in an attempt to optimize the manual map, and patients with the FOX® arm were attended by the manual fitter

who attempted to optimize the FOX® map. All this was done in two sessions. During the first session, hearing performance (speech audiometry in quiet and in noise) was assessed with the home map before the crossover, and during the second session, 15 days later, with the alternative map. The map parameters (T and C levels, volume, number of electrodes, T-SPL, C-SPL, and LG) were compared, as well as the patient's preference for either map. The preference is assessed objectively by their speech audiometry results in quiet and noise and subjectively, based on their opinion on the comfort of the new map.

The “FOX® group” is the group that started with FOX® for 1 year and then switched to MF, meanwhile the “MF group” started with MF for 1 year and then switched to FOX®.

5.2.3 Statistical Analysis

All descriptive (mean, median, and standard deviation) and analytical statistics were performed using SPSS software (IBM Statistical Package for Social Sciences version 27 for Windows). Box plots were used to show the results of speech audiometry in noise and speech tracking, and error bars were used to show the results for the T and C levels and speech audiometry in quiet conditions. These graphs were run after the CI switch-on and during the crossover session.

The Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of the data distribution. As the data were not normally distributed, comparisons between the MF and FOX® groups were performed using the nonparametric Mann-Whitney U test. The Levene's test was used to determine homogeneity in variance between the two groups. The P-values were adjusted with the Holm correction, a sequentially rejective Bonferroni test that progressively adjusts the threshold for multiple comparisons (Pfister et al. 2020). A p-value < .05 was considered significant.

5.3 Results

5.3.1 Outcome Assessment

5.3.1.1 Protocol

As expected, the number of sessions over the year was significantly lower ($U = 0$; $p < .001$) in the FOX® group (median, 4; range, 4-7) than in the MF group (median, 9; range, 8-13).

5.3.1.2 Hearing performance measurement

Pure tone audiometry

The group comparison at 12 months post-activation showed only one significant difference for the audiometric thresholds at 6000 Hz, which were significantly better ($U = 22$; $p = 0.007$) with the FOX® maps, ranging from 10 to 35 dB HL (median, 20 dB HL) compared to those obtained with the manual map ranging from 20 to 80 dB HL (median, 25 dB HL).

Loudness scaling curves

There were no significant differences at 3 and 12 months post-activation between the two groups ($p > .05$)

Phonemic discrimination

The group comparison, 2 weeks post-activation, did not show significant differences in phonemic discrimination scores between manual (median, 87.5%; range, 54–100%) and FOX® (median, 95%; range, 95-100%) maps. The Levene's test did not show homogeneity in variances, $F(1,22) = 6.35$; $p = .019$, between the MF ($\sigma = 16.17$) and FOX® ($\sigma = 2,57$) groups.

Speech audiometry in quiet

As shown in **Figure 5.1**, group comparison showed that the FOX® maps had higher scores than the manual map at 40 dB SPL (**Figure 5.1a**) at 12 months post-activation with a median of 35% and a range of 20-55% vs. a median of 15% and a range of 0-30% ($U = 7$; $p = .016$); at 55 dB SPL (**Figure 5.1b**) at 3 months post-activation with a median of 65% and a range of 40-85% vs. a median of 30% with a range of 0-80% ($U = 26$; $p = .025$), 9 months post-activation with a median of 70% and a range of 40-90% vs. a median of 45% with a range of 0 to 75% ($U = 27$; $p = .05$), at 12 months with a median of 65% and a range of 45-90% vs. a median of 45% with a range of 0-70% ($U = 19$; $p = .016$); at 70 dB SPL (**Figure 5.1c**) at 9 months post-activation with a median of 80% and a range of 50-90% vs. a median of 50% and a range of 0-95% ($U = 25$; $p = .016$); at 85 dB SPL (**Figure 5.1d**) at 3 months post-activation with a median of 50% and a range of 30-75% vs. a median of 25% and a range of 0-70% ($U = 28.5$; $p = .025$), at 9 months post-activation with a median of 60% and a range of 30-85% vs. a median of 40% and a range of 0-80% ($U = 16.5$; $p = .016$).

At 12 months post-activation, the FOX® group maintained better results at low intensities (40 and 55 dB SPL).

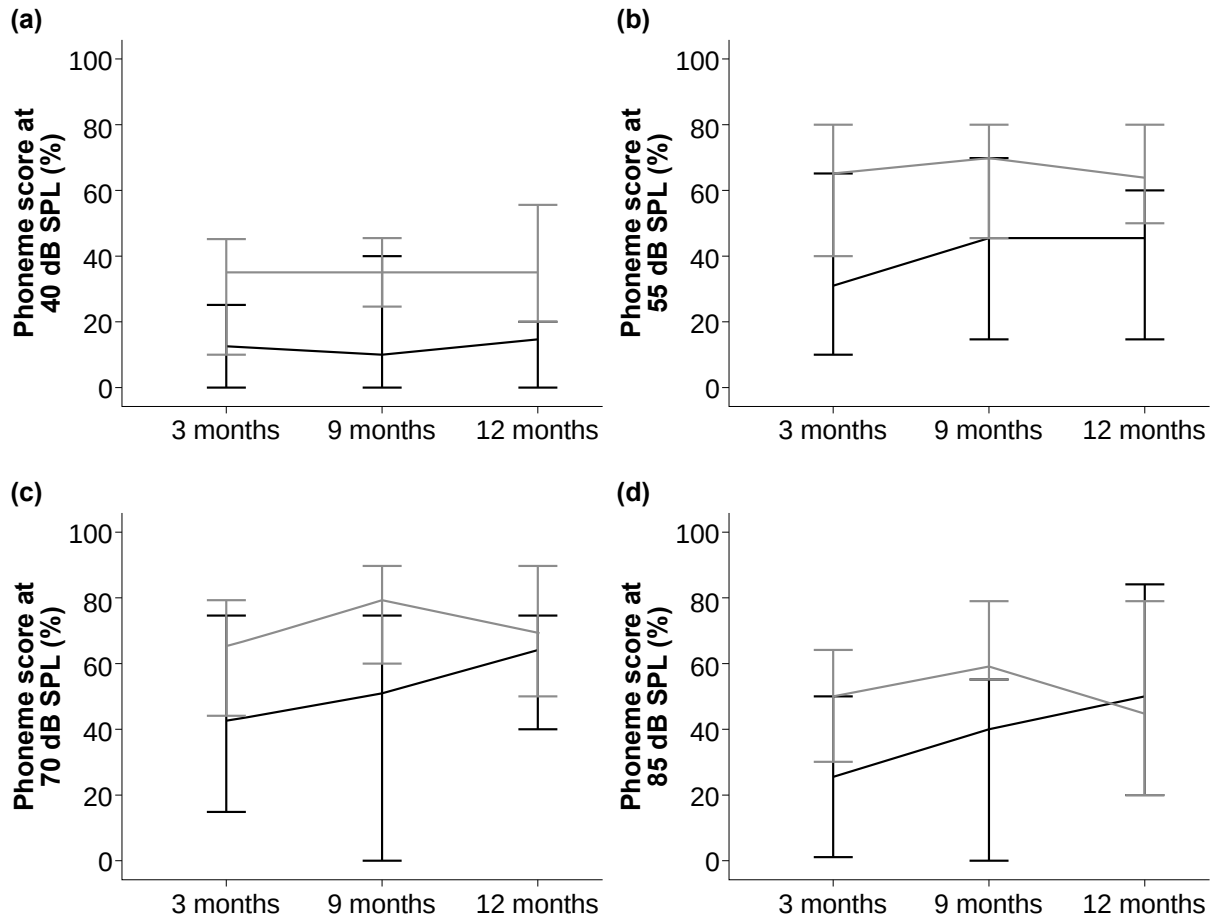


Figure 5.1: Error bar charts displaying the scores of speech audiometry phoneme at (a) 40 dB SPL; (b) 55 dB SPL; (c) 70 dB SPL; and (d) 85 dB SPL at 3, 9, and 12 months post-activation, with the manual map (black) and the FOX® map (gray). Error bars: 95% confidence interval (CI).

Speech audiometry in noise

As shown in **Figure 5.2**, group comparison showed that the FOX® maps had higher scores than the manual map at SNR0 at 3 months post-activation with a median of 40% and a range of 0-70% vs. a median of 5% and a range of 0-40% ($U = 22.5$; $p = .001$), at 9 months post-activation with a median of 55% and a range of 20-95% vs. a median of 10% and a range of 0-75% ($U = 19.5$; $p = .008$), at 12 months post-activation with a median of 40% and a range of 15-80% vs. a median of 10% and a range of 0-30% ($U = 10$; $p = .01$); at SNR10 at 3 months post-activation with a median of 95% and a range of 70-100% versus a median of 65% and a range of 0-95% ($U = 26$; $p = .05$), at 9 months post-activation with a median of 95% and a range of 90 to 100% vs. a median of 70% and a range of 0-70% ($U = 16.5$; $p = .0125$), at 12 months post-activation with a median of 100% and a range of 80-100% vs. a median of 80% and a range of 10-95% ($U = 10$; $p = .025$).

At 12 months post-activation, the FOX® group maintained better results in noise for both SNRs.

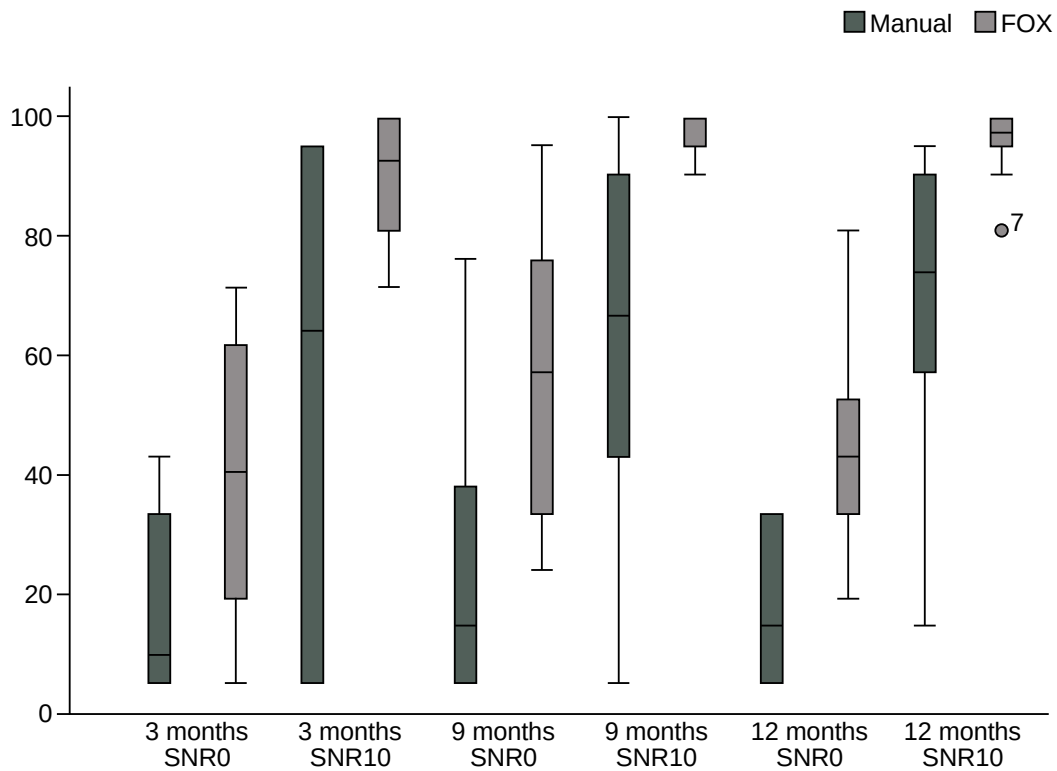


Figure 5.2: Box plots displaying the scores of speech audiometry in noise at 3, 9, and 12 months post-activation at SNR0 and SNR10 with the use of the manual map (black) and FOX® map (gray). Boxes range between the 25th and 75th percentile, whiskers show the top and bottom 25% of the scores (approximately), and central point: median.

Speech tracking

Figure 5.3 shows the speech tracking results obtained using the manual and FOX® maps. The group comparison analysis did not show a significant difference ($p > .05$) over time. The Levene's test did not show homogeneity in variances 3 months post-activation, $F(1,22) = 9.53$; $p = .016$, MF ($\sigma = 33.28$) and FOX® ($\sigma = 15.3$) and 6 months post-activation, $F(1,22) = 8.09$; $p = .0125$, MF ($\sigma = 29.58$) and FOX® ($\sigma = 14.9$) between both groups.

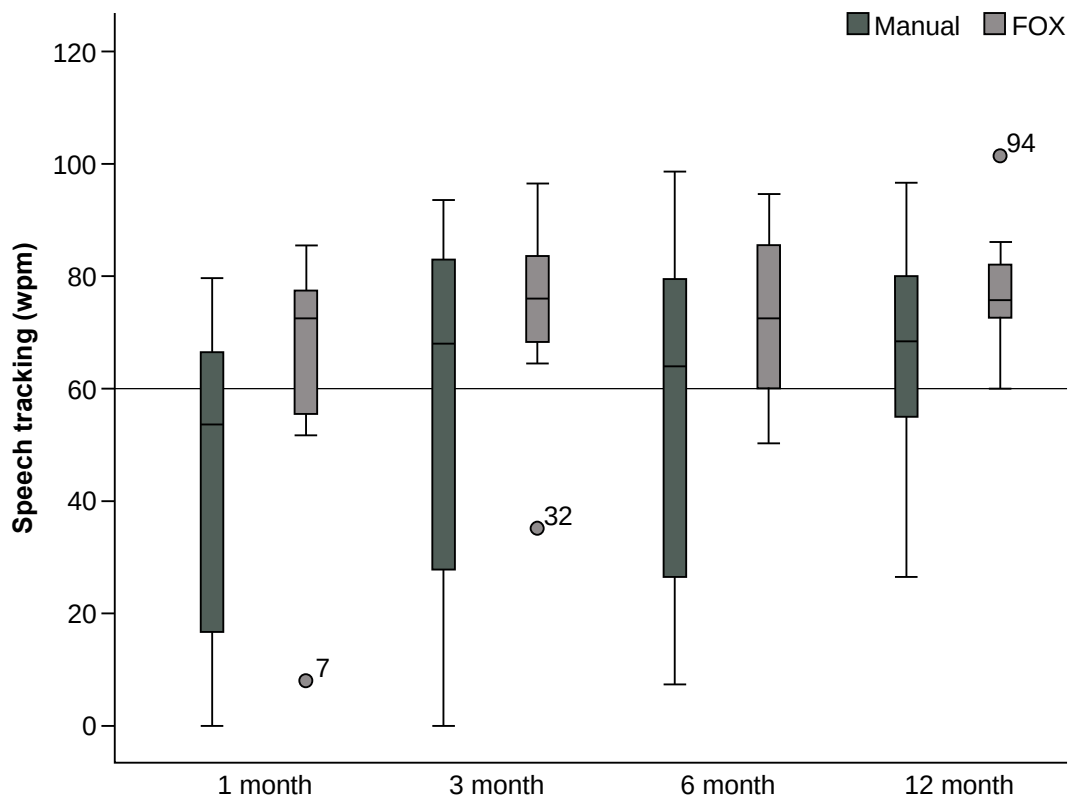


Figure 5.3: Box plots displaying the scores of speech tracking at 1, 3, 6, and 12 months post-activation with the use of the manual map (black) and FOX® map (gray). Boxes range between the 25th and 75th percentile, whiskers show the top and bottom 25% of the scores (approximately), and central point: median.

5.3.1.3 Questionnaire

Fitting session questionnaire

There was no significant difference between the two groups for any of the items evaluated. Concerning pain during fitting, three patients in the FOX® group reported a score of 2 only during the switch-on session.

5.3.1.4 CI Fitting Parameters

At activation, the C and T levels from the 21 to the 16 electrodes of the FOX® group were significantly higher than those of the MF group ($p < .05$). At 12 months post-activation, the T and C levels from electrodes 21 to 8 remained significantly ($p < .05$) higher in the FOX® group (**Figure 5.4**).

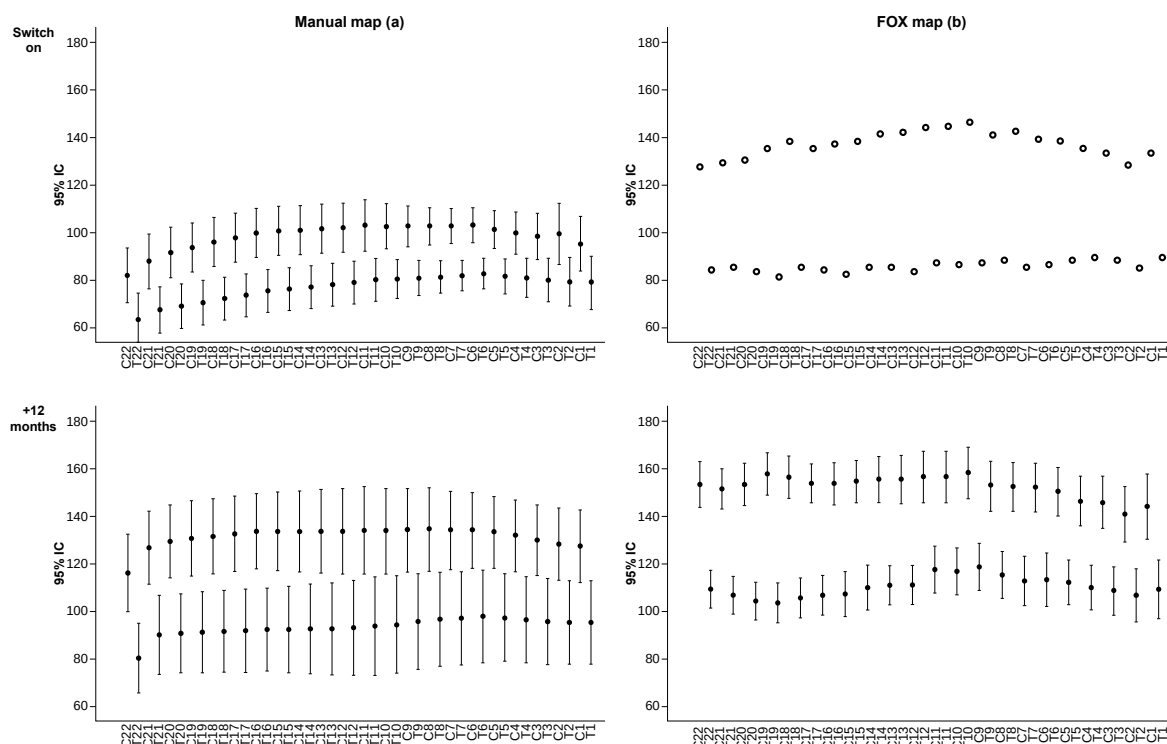


Figure 5.4: Error bar chart displaying the value of T and C levels at switch-on and 12 months by electrode (X-axis). Electrodes (E) 22 to 17 correspond to spectral bands of low frequency (188–938 Hz), E 16 to 7 correspond to mid frequency (1063–3563 Hz), and E 6 to 1 correspond to high frequency (4063–7938 Hz). Error bars: 95% CI.

The T-SPL values ranged from 9 to 50 dB SPL in the cochlear fitting software. At the switch-on, the default value is 25 dB SPL for the MF group and 20 dB SPL for the FOX® group. At 12 months post-activation, the T-SPL was significantly higher in the MF group than in the FOX® group ($U = 4$; $p < .001$ (**Table 5.3**). Levene's test did not show homogeneity in variances at 12 months post-activation, $F(1,20) = 6.3$; $p = .021$, MF ($\sigma = 4.1$) and FOX® ($\sigma = 1.8$).

Table 5.3 : Values of T-SPL, C-SPL, and LG for the Manual (MF) and FOX® groups at switch-on and 12 months post activation.

	MF group		FOX® group	
	Switch-on Default values	12 months post activation median (range)	Switch-on Default values	12 months post activation median (range)
T-SPL (dB SPL)	25	25 (25–35)	20	20 (20–25)
C-SPL (dB SPL)	65	70 (65–75)	70	65 (65–70)
LG	20	18 (16–20)	20	22 (20–24)

The C-SPL values were between 65 and 84 dB SPL in the cochlear fitting software, with a default value used in the MF group of 65. Whenever this value was manually changed by the audiologist, the fitting software automatically adjusted the LG value as follows: for a C-SPL of 65, the LG was set to 20; for 70, the LG was set to 18; for 75, the LG was set to 16; and for 80, the LG was set to 15 (Wathour et al. 2021). The default value for the FOX® was 70 dB SPL. At 12 months post-activation, C-SPL was significantly higher in the MF group than in the FOX® group ($U = 12.5$; $p < .001$ (**Table 5.3**).

LG values were between 10 and 50 for the cochlear fitting software. The default value of 20 was the same for both groups. At 12 months post-activation, LG was significantly higher in the FOX® group than in the MF group ($U = 2.5$; $p < .001$ (**Table 5.3**).

5.3.1.5 Crossover Session

5.3.1.5.1 Hearing performance measurement

Speech audiometry in quiet

As observed in **Figure 5.5**, the comparison between groups showed that the MF group showed an improvement with the use of the new FOX® maps in 55 dB SPL with a median of 50% and a range of 15-85% vs. a median of 45% and a range of 0-75% ($U = 2.39$; $p = .0125$), in 70 dB SPL with a median of 70% and a range of 20-90% vs. a median of 50% with a range of 0-95% ($U = 2.5$; $p = .016$), in 85 dB SPL with a median of 50% and a range of 20-85% vs. a median of 40% with a range of 0-80% ($U = 2.5$; $p = .025$); and for the EaSI score with a median of 53% and a range of 20-72% vs. a median of 47% with a range of 0-71% ($U = 2.58$; $p = .05$). For the FOX® group, there were no significant differences between the results of the manual map and the FOX® map.

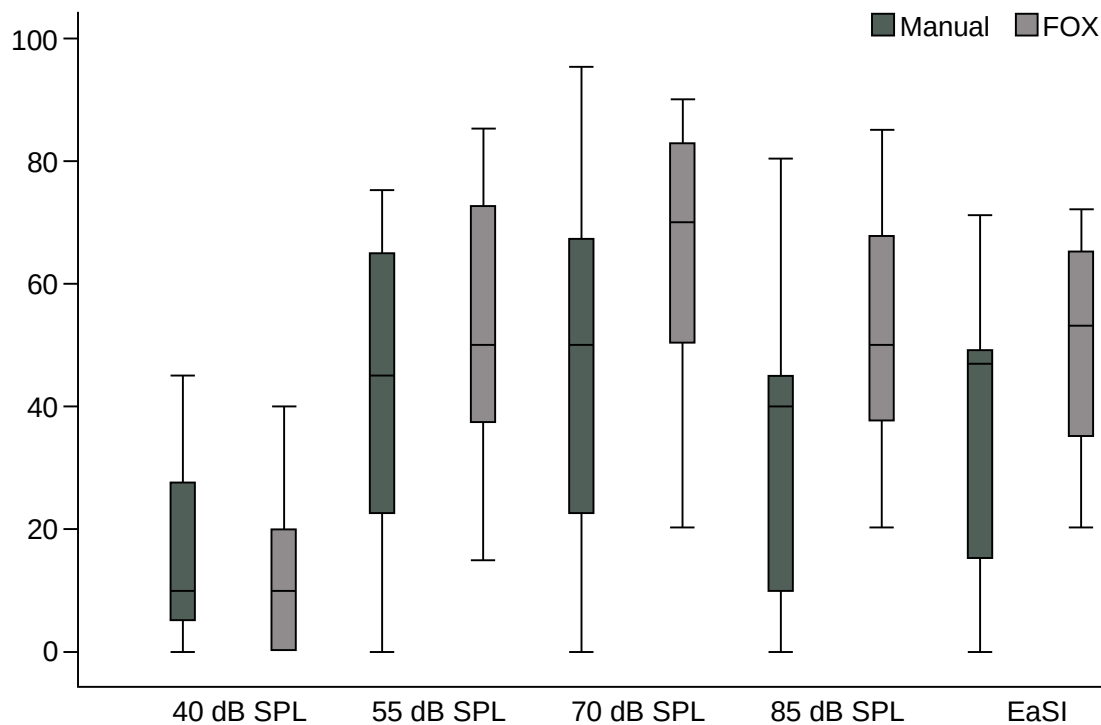


Figure 5.5: Box plots displaying the scores of speech audiometry in quiet during the crossover session for the FOX® group at 40, 55, 70, 85 dB SPL and the EaSI score with the use of the manual map (black) and FOX® map (gray). Boxes range between the 25th and 75th percentile, whiskers show the top and bottom 25% of the scores (approximately), and central point: median.

Speech audiometry in noise

The within-patient analysis showed that the MF group improved with the use of the new FOX® maps at SNR10 with a median of 95% and a range of 0-100% vs. a median of 70% and a range of 0-100% ($U = 2.37$; $p = .018$). For the FOX® group, there were no significant differences between the results of the manual map and the FOX® map.

5.3.1.5.2 Map parameters

T and C levels

Figures 5.6a, b show the mean differences in T and C levels per electrode ($n = 22$) between the manual and FOX® maps for the MF group (**Figure 5.6a**) and the FOX® group (**Figure 5.6b**). The FOX® changes in T and C levels were qualitatively larger and non-linear (**Figure 5.6a**) compared to those proposed by the MF clinician (**Figure 5.6b**).

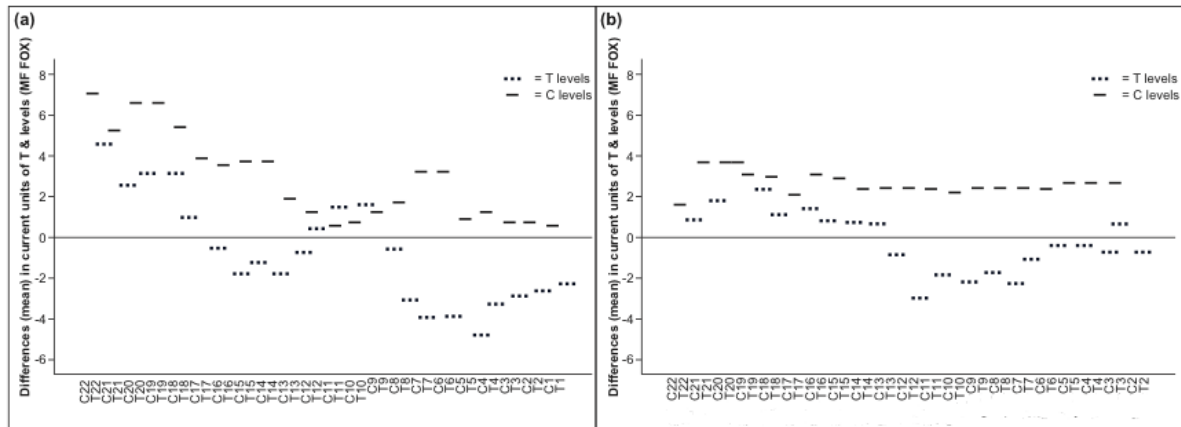


Figure 5.6: Differences in T and C levels for (a) the MF group (FOX®–Manual) and (b) the FOX® group (Manual–FOX®) by electrodes (X-axis). Electrodes (E) 22 to 17 correspond to spectral bands of low frequency (188–938 Hz), E 16 to 7 correspond to mid frequency (1063–3563 Hz), and E 6 to 1 correspond to high frequency (4063–7938 Hz).

Map parameters

For the MF group, the T-SPL, C-SPL, and Q values were significantly modified, meanwhile for the FOX® group, the volume and C-SPL were significantly modified (**Table 5.4**).

Table 5.4 : Changes in the map parameters for the Manual (MF) and FOX® groups during the crossover session.

	MF group MF map → FOX® map	FOX® group FOX® map → MF map
Volume	6 (6–6) → 6 (6–6) $p > .05$	10 (10–10) → 6 (6–10) $Z = -2.636; p = .008$
Number of electrodes	22 (19–22) → 22 (19–22) $p > .05$	21 (21–21) → 21 (21–22) $p > .05$
T-SPL	25 (25–35) → 25 (21–31) $Z = -3.127; p = .002$	20 (20–25) → 20 (20–30) $p > .05$
C-SPL	70 (65–75) → 65 (65–70) $Z = -3.162; p = .002$	65 (65–70) → 70 (65–70) $Z = -2.828; p = .05$
Q-value	18 (16–20) → 18 (18–22) $Z = -2.428; p = .015$	22 (20–24) → 18 (18–20) $Z = -2.549; p = .011$

The fields show the median values, the range in parenthesis of the original map (before crossover), and the alternative map (after crossover).

Patient choice

In the MF group, 100% (11/11) of the patients decided to keep the new map (FOX® map); 82% (9/11) of the patients performed better with the use of the FOX® map (**Table 5.5**).

In the FOX® group, 63% (7/11) of the patients decided to keep the new map and the manual map. Comfort dominates compared with the outcomes of their choices; 37% (4/11) kept the FOX® map (old), half of the patients had better outcomes and were less comfortable with the new map, while the opposite for the other half (**Table 5.5**).

Table 5.5 : Number of patients (n) who keep the new map for the Manual (MF) and FOX® (new–old) groups according to outcomes and comfort.

Speech tests	Outcomes + 15% and more				Outcomes - 15% and more				Outcomes are equal (within $\pm 15\%$)			
	MF		FOX®		MF		FOX®		MF		FOX®	
	new	old	new	old	new	old	new	old	new	old	new	old
Comfort +			3				3	2			1	
Comfort -	2			2	1							
Comfort =	7				1							

Outcomes with the new map are better (+15%), worse (-15%), and equal (within $\pm 15\%$) to speech audiometry in quiet or noisy conditions.

Patient subjectively evaluates the comfort with the new map as better (+), worse (-), and similar (=).

5.4 Discussion

Our main objective was to evaluate whether patients who received initial programming with FOX®, a target-driven, AI-based fitting approach, had comparable results to those who received initial manual programming. This technology has proven its worth. Indeed, results comparable to those obtained with manual programming have been found in patients initially programmed with FOX® (Battmer et al. 2015; Wathour et al. 2016; Meeuws et al. 2020; Zwolan et al. 2020) as well as in experienced patients with CI (Buechner et al. 2015; Waltzman and Kelsall 2020; Wathour et al. 2019). Zwolan et al. (2020) reported equivalent results for speech comprehension in quiet and noisy conditions between their new patients initially programmed with FOX® and their historical data of manually programmed patients with CI, as also stated by Buchman et al. (2020).

The analysis of the results of our study not only shows comparable results but as early as 3 months post-activation, the FOX® group showed better speech intelligibility in quiet conditions at 40 and 55 dB SPL and noise. At 12 months post-activation, the FOX® group confirmed and maintained its significantly better performance for speech intelligibility under

quiet and noise conditions, showing a better auditory perception of high frequencies. We also observed significantly less intragroup variability in the FOX® group, especially for speech tracking and phonemic discrimination.

These results may be influenced by FOX® defaults differing from those in Cochlear's CustomSound™ software, such as 11 maxima (vs. 8), 37 μ s pulse width (vs. 25 μ s), T-SPL of 20 (vs. 25), C-SPL of 70 (vs. 65), the volume of 10 with 0% volume control (vs. volume of 6 with 20% volume control), and 21 active electrodes (vs. 22). We cannot determine to what extent these differences in the default parameters are involved in explaining the better results of the FOX® group. However, most of the parameters selected by FOX® are supported by the existing scientific literature. For example, Wolfe (2018) recommends using 10 maxima (vs. 8) in combination with a pulse width of 37 μ s to improve the comprehension of noise. A pulse width of 37 μ s with a stimulation rate of 900 Hz and deactivation of the most acute electrode have been reported to decrease the risk of nonauditory stimulation that can be elicited by the most basal electrodes (Schvartz-Leyzac et al. 2016).

At 12 months post-activation, the better hearing performance of the patients in the FOX® group was associated with significantly lower T and C-SPL, higher T and C levels in the low and mid frequencies, and a higher Q-value. However, while FOX® provides better hearing performance with higher defaults, it comes at the expense of higher battery consumption (Lee and Mendel 2016). This opens the debate on the trade-off between hearing quality and battery consumption. We believe that hearing quality should not be sacrificed to battery consumption because hearing with CI is still not equivalent to normal hearing and because we still consider it worth fighting for every percentage point of better speech understanding. Furthermore, technological advances are expected to increase the battery capacity; therefore, the dilemma is temporary in nature.

The use of automaps (Govaerts, 2010) may raise questions. Automaps consist of an incremental set of maps based on the statistical analysis of maps from previous patients with CI with good hearing performance. At first glance, this seems to be a “one-fits-all approach,” however, this is not the case. The concept is based on the assumption that it does not make sense to spend a lot of time fine-tuning immediately at switch-on, especially since the patient still has to get used to the new sound of a CI. Therefore, the initial period is only used to build the loudness tolerance through the progressive build-up of maps. It is only in the second and subsequent fitting sessions that fine-tuning comes into play. This is done by measuring auditory performance, where the intelligent agent FOX® adjusts the maps in an attempt to improve the results. It is a notable and intrinsic part of the concept to fix the volume at 10 without the patient

being able to change it. Our patients in the FOX® group tolerated this approach without difficulty and developed a good understanding of speech. This is a demonstration of the cerebral adaptation that humans are capable of and calls into question the need to search for individual T and C levels for each electrode, especially since this practice, although widely used in CI centers, is time-consuming (Vaerenberg et al. 2014), varies (Vaerenberg 2014; Browning 2020; Wathour 2021), and difficult for some patients to perform (Caner et al. 2007; De Vos et al. 2018).

The use of FOX® leads to reflections on the way CIs have been programmed for years. Clinicians work according to the expertise they have acquired at their CI center and their personal experience, and they insufficiently question their way of doing things. This study also confirmed that FOX® programming requires fewer fitting sessions. Zwolan et al. (2020) showed that FOX® programming reduced the number of fittings by 43% during the 6 months post-activation. In our study, FOX® reduced the total number of fitting sessions by 55% during the period up to 1-year post-activation. This reduction is likely to increase further as the Eargroup has reduced its protocol to three sessions during the 1-year post-activation (Govaerts, personal information). Fewer programming sessions mean less cost to both the clinician and patient.

In addition to comparing the settings and hearing results of our two groups for 1 year, we conducted a crossover study with the same patients (see **Table 5.1**). Such experiments have never been performed or published. This design allows each patient to be his/her own control, which avoids variability due to individual differences. Each patient has the option to continue with his/her old program or continue with a new one. Remarkably, all patients initially programmed with the manual method preferred the FOX® map (see **Table 5.5**).

When analyzing the map modifications by FOX®, they appear to be less “conservative” than manual modifications, with more substantial and less homogenous changes in T and C levels and lower absolute values of the T-SPL and Q-value (see **Table 5.4**). The impact of these changes can be seen 2 weeks later in improved speech audiometry performance in quiet conditions at 55, 70, and 85 dB SPL and noise (see **Figure 5.6**). In contrast, the manual intervention resulted in changes mainly in volume and C-SPL compared to FOX® programming (see **Table 5.4**). However, these manual changes do not seem to have direct implications for the patient's hearing performance but rather for hearing comfort.

Comfort in FOX® programming remains an important issue. It could be hypothesized that comfort is not considered because FOX® is a standardized approach based on hearing performance and not on patient subjectivity. However, according to various studies, a large

majority of patients with long-term implants with poor (Wathour et al. 2021: 90%) or normal (Waltzman and Kelsall 2020: 82%) performance prefer FOX® to manual mapping because it provides better acoustic quality in addition to improved hearing performance. In a study by Zwolan et al. (2020), only two out of 31 patients requested an additional fitting to decrease the volume of their map following their first FOX® programming session. Our current results regarding comfort appear to confirm this: only three patients in the FOX® group gave a score of 2 out of 5 (1 = intolerable; 5 = no pain) to the item “pain in adjustments.” In addition, during the crossover session, 100% of the manual programming group preferred the FOX® map mainly for better hearing performance and no complaints regarding comfort. Meanwhile, in the crossover session of the FOX® group, 63% of the FOX® patients preferred the manual map, which could not attributed to better performance. Hence, we speculate that this could only be for comfort reasons (see **Table 5.5**). Therefore, it appears that FOX® adds performance and comfort to the manual map, while the manual fitter adds comfort to the FOX® map. Once again, this shows the difficulty of “comfort.” The patient’s preference probably reflects not only the real comfort and performance but also other issues that are difficult to quantify, such as the hope placed in the prospects offered by AI, the will to comply with the clinician's expectations, or, on the contrary, the desire to remain in the known. These subjective parameters cannot currently be evaluated by FOX® but are part of the discussion between the patient and the clinician. In our study, we strictly applied the recommendations proposed by FOX® and provided informative and encouraging counseling. However, it is obvious that discussions with the patient and the integration of his/her feelings remain fundamental in these settings. This is why we believe that FOX® will always remain no more than an assistive tool in the hands of an expert audiologist, even when integrating more subjective measures, such as a questionnaire. Our study addressed several of the limitations found in previous studies, namely, the small number of subjects (Wathour et al. 2019), a control group consisting of former patients with CI accustomed to wearing their manual map (Waltzman and Kelsall 2020), or the lack of a control group (Zwolan et al. 2020). A weakness of our study is that it was not double-blind or even blind. Ideally, both the patient and clinician would have been blinded, but this is not feasible in a realistic study design where patients are well informed and knowledgeable, and audiologists clearly know the method they use.

In conclusion, we wanted to evaluate whether a switch-on procedure with the intelligent agent FOX® would be equivalent to classical manual programming. This point is convincingly made. We believe that the FOX® approach outperforms the manual approach in terms of hearing performance and comfort, as well as in terms of resources. Furthermore, FOX® is a tool

that is capable of continuous improvement by comparing its predictions with observed results and continuously learning from clinicians' practice, which is why this technology promises major advances in the future.

L'objectif principal de cette thèse de doctorat est de répondre à la question : « *La programmation d'un implant cochléaire assistée par l'intelligence artificielle donne-t-elle des résultats semblables voire meilleurs que ceux obtenus par la programmation manuelle, avec moins d'investissement en temps pour le patient et le clinicien ?* »

Optimiser les réglages, réduire la variabilité inter et intra-centres, baser les réglages sur les résultats aux tests auditifs et les cibles à atteindre, limiter le nombre de séances de programmation, telles sont les perspectives attendues grâce à ce système récent.

Pour appréhender les bénéfices de la programmation cochléaire assistée par l'intelligence artificielle (IA), une revue de la littérature et plusieurs études originales ont été réalisées et rapportées dans cette thèse. Elles se synthétisent comme suit :

Le chapitre 1 décrit les bases physiopathologiques préalables à l'implantation cochléaire ainsi que le fonctionnement et la programmation de l'IC en mettant en évidence les deux types de programmation : manuelle ou assistée par l'IA avec le Fitting to Outcome eXpert (FOX®). Le chapitre 2 établit l'état des lieux de la programmation manuelle et souligne l'importante variabilité intra et inter-centres retrouvée dans la littérature. Ces disparités dans la programmation des ICs portent sur la façon d'évaluer les capacités auditives des patients IC. Cette variabilité pourrait se résoudre en utilisant un système de programmation plus standardisé. FOX®2G a d'abord été testé de manière fructueuse sur 2 patients IC (chapitre 3) qui avaient des résultats auditifs faibles à moyens. Ensuite, l'intérêt de proposer le FOX®2G pour améliorer les performances de patients implantés, programmés manuellement depuis des années a été examiné. L'étude prospective interventionnelle sur d'anciens patients IC (chapitre 4) compare leurs résultats auditifs avec l'ancienne map manuelle et la nouvelle map FOX®. La majorité d'entre eux améliorent leurs performances auditives et décident de garder la nouvelle map FOX®. La programmation par FOX® des nouveaux patients IC amène-t-elle également de meilleures performances auditives ? Cette question fait l'objet d'une étude prospective interventionnelle longitudinale dont le design expérimental inclut un cross-over³⁰ permettant des comparaisons internes pour chaque patient (chapitre 5). La population du groupe FOX® obtient des meilleurs résultats auditifs aux tests vocaux et maintient ces bons résultats à un an post-activation.

³⁰ Pour rappel, le cross-over a consisté à suivre un type de programmation, manuelle ou FOX®, pendant un an ; après un an, chaque patient a changé de type de programmation.

S'ensuit une discussion sur l'apport de FOX®2G dans la pratique clinique (partie 6.1), sur l'utilisation de l'intelligence artificielle (partie 6.2) et sur les perspectives (partie 6.3) du FOX®2G en regard de la littérature et de l'actualité ; une conclusion générale (partie 6.4) synthétise l'ensemble du travail.

6.1 FOX®2G dans la pratique clinique

Que ce soit sur d'anciens ou de nouveaux patients IC, l'apport le plus important de FOX® dans la pratique clinique concerne les résultats auditifs, objectifs et validés, comparables ou meilleurs par rapport à ceux obtenus en programmation manuelle. Ces résultats corroborent les études publiées sur le FOX®2G (Wathour et al., 2016 ; Meeuws et al., 2017 ; Wathour et al., 2019 ; Waltzman & Kelsall, 2020 ; Zwolan et al., 2020).

Ces tests objectifs et validés proviennent en grande partie de la batterie psycho-acoustique A\$E® dont les 2 termes « psycho » et « acoustique » ont leur importance. Les tests de perception auditive basique, comme l'audiométrie tonale, le test de discrimination phonémique et les échelles de sensation sonore utilisent peu de ressources cognitives ; ils engendrent donc peu de variation des résultats inter-patients. Par contre les tests vocaux, tels que l'audiométrie vocale dans le calme ou dans le bruit et le speech tracking mettent en jeu non seulement la cochlée mais aussi les aptitudes cognitives des patients. Par exemple, la capacité à utiliser la redondance (mots bisyllabiques), l'étendue du champ lexical sont variables d'un sujet à l'autre et interfèrent certainement sur les tests vocaux (Coene et al., 2016). De ce fait, les résultats des audiométries vocales, des anciens et nouveaux patients IC, montrent une grande variabilité qui reflète la part psychologique inhérente aux tests psycho-acoustiques. Toutefois, il faut préciser que les patients présentant un retard mental ou une maîtrise insuffisante du français ont été exclus pour éviter des biais cognitifs supplémentaires impactant l'audiométrie vocale. FOX® a permis aux anciens et nouveaux patients IC d'obtenir des résultats supérieurs aux tests vocaux dans le calme et dans le bruit, par rapport aux patients IC programmés manuellement.

FOX® est en général performant pour le gain de temps et la standardisation qu'il permet. Le nombre de sessions de programmation diminue de 55% sur un an chez les patients initialement programmés avec FOX® par rapport à ceux initialement programmés manuellement. Ce nouvel outil s'accompagne d'un protocole de standardisation qui définit le moment et les tests auditifs à utiliser.

Un atout de FOX® est sa flexibilité. En effet, chez des patients présentant des résultats auditifs limités avec leur IC programmé manuellement, une optimisation des résultats par

FOX® est possible de 2 manières, soit par l'implémentation des automaps³¹, soit par des modifications de la map manuelle du sujet, ce qui est appelé « avis FOX® ». Utiliser les automaps revient à activer l'IC différemment de l'activation manuelle. Il ne s'agit plus de rechercher les niveaux T et C sur chaque électrode ou sur un groupe d'électrodes mais de donner les mêmes maps aux patients. La plasticité cérébrale permet aux patients IC de s'adapter à des maps qui ne sont pas spécialement basées sur leurs seuils de détection, mais à des seuils de détection provenant de maps basées sur l'analyse statistique de maps d'anciens patients IC avec de bonnes performances auditives (Glennon et al., 2020). Les réglages se personnalisent par la suite en fonction des résultats aux tests auditifs.

La map suite à l'avis FOX® donne toutefois des meilleurs résultats à l'audiométrie vocale par rapport à la map manuelle chez 89% (n=42/47) des patients IC expérimentés. Face à des patients qui ont leur IC depuis des années et n'ont pas de plaintes auditives, le clinicien, en général, ne propose plus de « grandes modifications » dans les réglages. Il travaille dans sa « zone de confort³² » en employant ou non les valeurs par défaut et les recommandations édictées par les firmes IC. Il effectue des changements dans la programmation dont les effets sont maîtrisés sur base de son expérience acquise personnelle et des pratiques de son centre. Au contraire, FOX® apporte un « autre regard » sans hésiter à modifier de nombreux paramètres, sans tenir compte des valeurs par défaut ou des recommandations des firmes.

La complexité des modifications proposées est très différente s'il s'agit d'un avis FOX® sur la map manuelle ou de redémarrer à zéro avec les automaps. Dans le premier cas, FOX® est bridé dans ses possibilités de modifications de réglages³³. Dès lors, il est possible que plusieurs essais soient nécessaires pour aboutir à une amélioration des résultats auditifs du patient. Dans ce cas, l'avantage en temps offert par l'avis FOX® (une seule session) par rapport à l'utilisation des automaps (4 sessions) se perd. Par contre, dans le second cas, repartir des automaps permet de replacer FOX® dans sa propre « zone de confort » (dans son environnement, avec ses valeurs par défaut), et donc de le rendre plus performant.

Si une majorité de patients (89% (42/47)) obtient des meilleurs résultats suite à l'utilisation de FOX® dans sa modalité avis, il reste une minorité d'entre eux pour laquelle

³¹ Pour rappel, les automaps sont des maps statistiques proposées aux premières activations d'un IC.

³² Zone de confort = Endroit/place/environnement où la familiarité et la routine procurent un sentiment de sécurité et de prévisibilité (Haniph, 2021).

³³ Par exemple, pour les niveaux T et C, le changement maximum autorisé par pas est 6 nanocoulombs. En unités, cela dépend de la largeur de pulse et de la valeur initiale : avec une largeur de pulse de 37 µs FOX® ne va pas modifier une valeur de 190 au-delà de 206 (donc un pas de 16 unités) et avec 25 µs, et une valeur de 140, le pas maximum est de 41 unités.

FOX® ne parvient pas à améliorer les performances auditives. L'analyse clinique des cas d'anciens patients IC non améliorés montre qu'il s'agit principalement des patients avec une surdité ancienne (congénitale ou non) et/ou une perte auditive importante sur les fréquences aiguës. FOX® se base sur les résultats auditifs et, en cas de mauvais seuils auditifs sur ces fréquences (audiométrie tonale), il essaye de les restaurer. En programmation manuelle, les fréquences aiguës sont diminuées quand les patients manifestent leur intolérance. Dès lors, les patients ne supportent pas FOX® lorsqu'il donne en une seule session beaucoup plus d'énergie sur ces fréquences. Une alternative pour ces patients serait sans doute de procéder en plusieurs étapes pour la restauration des fréquences aiguës, avec des maps progressives.

Concernant les nouveaux patients ICs, à un an post-activation, le groupe FOX® obtient des meilleurs résultats à l'audiométrie vocale que le groupe manuel. Suite au cross-over, FOX® améliore les résultats de 81% (9/11) des patients initialement programmés manuellement. Les 2 patients non améliorés au niveau des tests auditifs décident quand même de poursuivre avec la map FOX® et de bénéficier d'autres essais.

Les études ci-rapportées comportent certaines limites. Le nombre de sujets pour les études prospectives sur d'anciens patients (n=47) et de nouveaux patients (n=24) IC est restreint. Ceci rejoint la tendance des recherches cliniques portant sur l'implant cochléaire où le nombre de sujets est rarement très élevé (Hallemans et al., 2017 ; Sousa et al., 2018 ; Moberly et al., 2018 ; Hwang et al., 2019). Un quota réduit de sujets implique généralement d'utiliser des tests non paramétriques ou tests indépendants de toute distribution. Ils font depuis des années l'objet d'une controverse notamment sur leur manque de puissance comparée à celle des tests paramétriques (Howell, 1998 ; Méot, 2003). Les tests non paramétriques ont deux avantages principaux: les conditions d'application liées aux distributions sont moins restrictives et les scores bruts sont classés en rangs. L'utilisation de rangs autorise que les résultats ne soient pas affectés par les scores extrêmes (valeurs aberrantes) (Howell, 1998). Malgré leur pouvoir discriminant plus faible, les tests utilisés dans cette thèse ont mis en évidence les différences significatives rapportées dans les études prospectives interventionnelles.

Il n'est pas exclu que l'effet de nouveauté que représente un tel système utilisant l'IA ait un impact sur les résultats positifs. Cet effet pourrait être comparable au « Hawthorne

effect³⁴ » où le changement de clinicien entraînerait un biais dans la manière d'apprécier le nouveau réglage. Ce biais amènerait les patients à juger plus favorablement toute nouvelle intervention, qu'elle soit issue de la programmation manuelle ou de FOX®. Cet effet pourrait constituer une limite possible concernant les études prospectives interventionnelles sur les anciens et nouveaux patients IC (études rapportées dans les chapitres 4 et 5). A l'inverse, il est tout aussi probable que l'effet de nouveauté engendre de la méfiance. « C'était mieux avant » et dans ce cas, il faut alors accepter de changer d'attitude face au progrès (Lafleur, 2021). Toutefois, suite au cross-over, tous les patients du groupe manuel gardent la programmation FOX contrairement aux patients du groupe FOX où une partie choisit la programmation manuelle. Une explication serait que les résultats sont déjà probants avec FOX mais que les patients (qui ont déjà de bons résultats auditifs) recherchent plus de confort et de petits « tuning » (modifications), contrairement aux patients originaires du groupe manuel qui pouvaient encore prétendre à une meilleure audition (la tolérance étant déjà respectée).

Pour obtenir des preuves irréfutables d'efficacité, l'idéal aurait été que le patient et le clinicien soient tous deux « aveugles », mais cela est difficilement réalisable dans un design expérimental où les patients sont bien informés et bien renseignés, et où les cliniciens connaissent clairement la méthode qu'ils utilisent. Pour pallier cette limite, un design expérimental plus coûteux en termes de ressource temporelle et de main-d'œuvre n'est pas simple à élaborer. On pourrait en concevoir un qui monopoliserait 3 cliniciens, le premier serait le régleur manuel, le deuxième le régleur FOX® et le troisième l'intermédiaire entre le régleur et le patient. Le régleur FOX® ne pourrait être également le régleur manuel car sa manière de programmer manuellement serait influencée par son expérience avec FOX®. Le régleur manuel, quant à lui, devrait en savoir le moins possible sur FOX®. L'objectif de cette étude serait de comparer après 3 mois d'activation les scores à l'audiométrie vocale de mots monosyllabiques entre des patients initialement programmés manuellement et des patients initialement programmés avec FOX®. Le patient aurait systématiquement un contact avec le régleur expérimenté en FOX® qui produirait une map FOX® adaptée en fonction des tests objectifs réalisés. Il aurait également un contact avec un régleur expérimenté en programmation manuelle qui lui proposerait également une map personnalisée en fonction des mêmes tests. Le patient irait ensuite chez le régleur intermédiaire qui mettrait dans le processeur vocal la map manuelle ou la map FOX® prévue selon la randomisation initiale. Le patient resterait « aveugle », sans

³⁴ L'effet Hawthorne a été décrit pour la première fois dans des expériences industrielles et représente la possibilité que les participants modifient leur comportement, volontairement ou non, lorsqu'ils sont observés au cours d'une intervention et indépendamment des effets propres à l'intervention (Goodwin et al., 2017).

aucune information ; il n'aurait pas connaissance du type de programmation qui lui est assigné, car il serait affecté de manière aléatoire dans un des deux groupes. La seule personne informée serait le régleur « intermédiaire ». L'effet de nouveauté inhérent à l'utilisation de l'IA serait dès lors évité. Une telle étude impliquerait un nombre important de facteurs et de biais supplémentaires à gérer, comme le double counselling à prévoir pour chaque patient. En effet, le counselling prodigué avec FOX® se doit d'être plus « persuasif » qu'en programmation manuelle.

6.2 Intervention de l'intelligence artificielle dans le codage de l'IC. Avantages, développement et limites

L'intelligence artificielle est un vaste domaine en pleine expansion avec un nombre important d'outils. Dans le secteur de la santé, l'IA a démarré avec le développement des systèmes experts (« experts systems ») utilisant des règles créées par des médecins, qui ont ensuite été traduites et programmées³⁵ (Mitchell, 1997). Cependant, ces premiers systèmes n'ont jamais été utilisés dans la pratique en raison de leur manque d'intégration dans le travail clinique et du grand nombre de règles à intégrer pour pouvoir fonctionner. Le Machine learning (ML) s'est développé pour contrer les contraintes des systèmes experts. Avec le ML, les ingénieurs ou toute autre personne capable de le faire, programment les algorithmes susceptibles de définir leurs propres règles à partir des données. Par conséquent, les règles encodées manuellement par l'homme sont remplacées par la recherche artificielle de règles à partir des données. Ce qui permet au ML d'apprendre et de pouvoir réagir face aux situations inconnues (Peiffer-Smadja et al., 2020). Parmi le panel de techniques ML développées, le Deep learning (DL) basé sur les réseaux de neurones est le plus connu (Hinton, 2018).

FOX® est un exemple de ML et non de DL. Il s'agit d'un modèle qui travaille avec un nombre de données actuellement limité car FOX® n'est utilisé que dans quelques centres en Europe et aux États-Unis. En DL, les modèles travaillent avec un très grand nombre d'entrées, des milliards voire même plus de données (ex : Facebook, Google, ...). Le grand public fait souvent l'amalgame pensant que le ML est moins puissant que le DL. Cependant un système qui fonctionne en DL doit être capable d'exploiter et d'alimenter cette puissance. Le DL agit comme une « black box » ; il est impossible de comprendre sur quelle base la machine a

³⁵ MYCIN est le premier système expert en médecine, datant de 1976, fonctionnant avec 450 règles, son objectif était de prescrire des antibiotiques pour plusieurs infections bactériennes (Shortlife, 1976).

construit ses liens. Par contre avec le ML, les liens, les algorithmes sont introduits par l'humain qui y injecte sa propre connaissance.

Le FOX® pourrait-il faire partie du DL ? En soi, il est aisé pour les concepteurs de modifier les algorithmes (les liens) pour passer d'une catégorie à l'autre. Il faudrait augmenter le nombre d'entrées, en l'occurrence le nombre de patients, ce qui n'est pas inconcevable si un grand nombre de centres (des milliers) l'utilisent. Actuellement, un aspect non négligeable de FOX® est de fonctionner avec Audiqueen, une base de données structurées qui permet d'uniformiser les procédures entre les centres et donc de faciliter l'injection de nouvelles données.

Par contre, travailler en DL impliquerait de laisser le contrôle total à une machine ; or, la préservation de l'autonomie de la décision humaine est importante. C'est pourquoi concevoir un système avec un fonctionnement hybride ML et DL autoriserait de bénéficier du DL tout en gardant la compréhension des algorithmes.

Il n'est plus question, actuellement, d'imaginer que l'IA soit omnipotente et prenne la place des médecins. L'IA correspond à des ordinateurs très puissants utilisant des logiciels capables « d'imiter le cerveau du médecin » à des fins diagnostiques, de dépistage et pour le traitement des patients (Zhou et al., 2019).

Au niveau diagnostic, l'IA est une aide réelle quand il y a énormément de données à traiter et des images à analyser. En effet, l'œil humain ne perçoit que très peu de combinaisons dans le champ des possibles, alors que l'IA est capable d'en distinguer des millions (Alexandre, 2019). Par exemple, le « International Business Machines Corporation Watson for Oncology (« IBM WFO »), une application informatique qui utilise l'IA, conçue pour aider le diagnostic oncologique en Chine depuis 2016 (Zou et al., 2019), base ses analyses sur des données issues de la littérature et des dossiers médicaux. Les travaux récents à son sujet sont plus qu'encourageants mais s'accordent sur le fait que cet outil doit encore se perfectionner (Zhang et al., 2020 ; Mao et al., 2020 ; Zou et al., 2020).

Au niveau du traitement, une variété de systèmes, pas tous validés scientifiquement, utilisent l'IA. Sans entrer dans les détails, il existe des robots programmés pour indiquer aux patients les bons mouvements à effectuer lors de leur rééducation (Hyundai). Il existe également

une plateforme rééducative développée pour les personnes qui ont subi un accident vasculaire cérébral (Huo et al., 2021) ou encore le développement des exosquelettes³⁶ (Zhao et al., 2020).

FOX®, en tant qu'IA, se situe dans le domaine étendu de la santé, plus précisément celui de l'audition, en tant que moyen de traitement validé par des études scientifiques (Vaerenberg et al., 2014 ; Buechner et al., 2015 ; Battmer et al., 2015 ; Wathour et al., 2016 ; Waltzman & Kelsall, 2020 ; Zwolan et al., 2020).

Dans l'IC, l'IA est présente pour les réglages avec FOX® et pour la catégorisation des sons avec, par exemple, le système SCAN³⁷ (chapitre 1). L'appareil auditif (AA) conventionnel³⁸ est l'exemple dans le domaine de l'audition qui se rapproche le plus de l'IC. Bien que depuis 40 ans les chercheurs visent à automatiser les réglages des AA, actuellement, il n'existe pas de système de réglages sur base de l'IA (Scala, 2020). L'adaptation se fait en deux étapes ; une première adaptation du gain est effectuée selon une formule de réglages correspondant à un algorithme déterministe (DSL V5, NAL-NL2, ...) ; ensuite a lieu la passation ou non de tests auditifs destinés à améliorer l'adaptation prothétique (Fontan et al., 2020).

Mettre un IC revient à remplacer toute la cochlée, ce qui donne davantage de liberté par rapport à un AA. Ce dernier comporte beaucoup plus de contraintes avec lesquelles il faut composer (degré de perte auditive, état de la cochlée, ...). Néanmoins, pourquoi ne pas concevoir un système qui partirait non pas d'automaps, mais qui débiterait, comme c'est le cas actuellement, avec un algorithme déterministe et ensuite optimiserait le réglage à l'aide de l'IA sur base des résultats aux tests auditifs ?

Par contre, tout comme pour l'IC, on retrouve l'utilisation d'algorithmes (réduction de bruit, ...) destinés à améliorer l'intelligibilité de la parole (Andersen et al., 2021). Il s'agit de la classification de l'environnement sonore (CAS) c'est-à-dire le processus qui imite la capacité du système auditif normo-entendant à séparer les sons de l'environnement sonore en les classant en « environnements distincts » sur base de leurs caractéristiques temporelles et spectrales.

³⁶ En robotique, le terme exosquelette est un équipement articulé et motorisé destiné à la réhabilitation musculaire, la téléopération ou encore amplifier les capacités physiques (armée).

³⁷ SCAN (Automatic scene classifier system) est un algorithme provenant de SmartSound®iQ (technologie propre à Cochlear) qui analyse l'environnement sonore du patient et en fonction de celui-ci, sélectionne automatiquement le traitement du signal lui permettant d'optimiser sa compréhension

³⁸ L'AA est l'appareillage de choix pour les surdités neurosensorielles (SNS) légères à sévères (Tableau 1.1).

6.3 Perspectives

6.3.1 Confort

Depuis des années, la programmation manuelle se base sur le confort. La programmation des IC assistée par l'IA, avec un système comme FOX®, vise plus la performance auditive que le confort. Cependant, le confort n'est pas pour autant négligé car la plupart des patients n'ont pas de plainte à ce niveau-là (chapitres 4 et 5). Toutefois, dans la partie cross-over de l'étude prospective interventionnelle (chapitre 5), un certain nombre de patients du groupe FOX® (7/11) décident de garder la map manuelle qui leur paraît plus confortable.

Comment à l'avenir tenir compte de cet aspect ? Une option possible serait de développer un questionnaire qui évaluerait de façon plus précise les attentes de performances auditives, les résultats auditifs déjà atteints, les efforts auditifs mobilisés et le degré d'inconfort éventuel subi. Sa construction pourrait se baser sur les questionnaires d'effort auditif et de performances auditives existant en langue française (Ferschneider, 2021). Son but serait de préciser si le patient préfère des performances auditives optimales au prix d'un certain degré d'inconfort, éventuellement temporaire, ou s'il privilégie une audition confortable au détriment de performances perceptives moindres. Les résultats de ce questionnaire guideraient les changements à apporter manuellement à la map proposée par FOX®. Les effets de ces modifications vont être utilisées par FOX® pour adapter ses propositions de maps, en tenant compte des résultats du questionnaire. Cependant implémenter ce questionnaire (ou toute autre mesure) dans FOX® lui demande du temps pour en constater les effets car il doit reconstruire son expérience avec un nouvel élément. Le temps d'apprentissage de FOX® dépendra de la fiabilité, de la sensibilité et de la spécificité du questionnaire.

Toutefois l'IC a comme premier objectif de restaurer rapidement une audition optimale. Il vaut mieux débiter par une programmation basée sur les outcomes, comme le fait FOX® actuellement, et ne pas modifier la map dès que le patient se plaint, par exemple que « les aigus sont trop forts ». Il est tout à fait nécessaire d'attendre un délai difficilement quantifiable (un certain nombre de mois) avant d'intervenir manuellement. Dans un 2^{ème} temps, il conviendra de tenir compte de l'inconfort mesuré par ce questionnaire, pour modifier la map. Il est évident que cet inconfort devra être pris en compte plus rapidement s'il est insupportable et qu'aucun signe d'adaptation progressive n'apparaît. Le clinicien pourrait alors se fixer une ligne de conduite à tenir dans ses modifications. Il faut souligner qu'aucun des patients des études prospectives interventionnelles n'a présenté un inconfort persistant, insurmontable, obligeant de modifier la map en dehors des propositions faites par FOX®.

Notons que la notion de confort est purement subjective. Elle dépendra de données telles que la position des électrodes dans la cochlée, les fibres nerveuses cochléaires résiduelles, la préservation des voies auditives rétro-cochléaires qui jouent un rôle dans le codage des sons. Elle sera également liée non seulement aux paramètres de programmation de l'IC mais également aux caractéristiques cognitives et émotionnelles de chaque patient. Ces dernières ne sont pas stables et sont modifiées par les expériences auditives et de vie. Le versant psychologique explique le rôle fondamental du counselling dans la programmation d'un IC avec l'aide de l'IA. En effet, il est indispensable d'expliquer au patient pourquoi cela peut lui sembler fort, pourquoi on l'encourage à garder les fréquences aiguës, ...

Ces explications peuvent engendrer une adaptation qui peut être due également, en partie, à un effet « placebo » qui n'est pas négligeable dans la programmation d'un IC (Dawes et al., 2013). Cet effet placebo se retrouve dans une étude réalisée sur 23 patients, porteurs d'IC, suivis au centre d'Audiophonologie des Cliniques Universitaires Saint-Luc (Wathour et al., étude non publiée). En programmation manuelle, le niveau maximal de stimulation électrique est par défaut modifiable en sélectionnant le volume souhaité sur la télécommande. La programmation par automaps, par contre, ne permet pas de changer le niveau maximal de stimulation électrique qui reste par défaut au niveau 100%, quel que soit le volume sélectionné sur la télécommande. Les 23 patients n'étaient pas informés de ce blocage. Il leur était demandé de signaler toute modification de volume sur leur perception auditive. 20% d'entre eux ont dit « entendre moins fort » quand ils croyaient diminuer le volume alors qu'aucun changement d'intensité n'avait eu lieu.

Le confort reste un dilemme pour le clinicien ; il a le droit de modifier les maps de FOX® mais il doit éviter de trop vite se laisser guider par le confort. L'objectif premier d'un IC est de permettre à son utilisateur d'entendre le mieux possible au quotidien.

6.3.2 Tests auditifs

Le Eargroup a développé un certain nombre de tests auditifs accessibles dans la batterie psychoacoustique A§E®. Les 4 tests (audiométrie tonale, discrimination phonémique, audiométrie vocale, échelles de sensation sonore) utilisés actuellement par FOX® ne sont certainement pas définitifs. Ils apportent des informations sur les niveaux de l'audition mais peuvent être améliorés en termes de temps et de précision.

Abréger la durée des tests en consultation permettrait d'utiliser ce temps supplémentaire pour le counselling, pour expliquer davantage les systèmes adjacents à l'implant cochléaire

(accessoires Bluetooth, connexion avec un smartphone, ...) ou pour investiguer plus à fond les cas complexes. Limiter cette durée se conçoit en raccourcissant les tests, en les proposant à distance ou en mode autotest. Fonctionner à distance ou en autotest s'inscrit notamment dans le contexte de la crise sanitaire actuelle. La télémedecine, Mobile health, est largement encouragée pour que les patients continuent à bénéficier de leur suivi tout en réduisant leurs déplacements (Inami, 2021 ; van Wieringen et al., 2021). Ce nouveau type de médecine est rendu possible par les téléconsultations, les apps (applications) mobiles, la télé-expertise ou encore le télémonitoring. Dès lors, la programmation d'un IC à distance est à envisager. Meeuws et al. (2020) ont testé la faisabilité chez 6 patients ICs à s'autotester et s'autoprogrammer sous la supervision d'un clinicien. Il en ressort que, mis à part les problèmes techniques de connexion et la non disponibilité de tous les tests auditifs en mode autotest, pour la majorité des patients, cela s'avère faisable. Concernant la disponibilité des tests en mode autotest, il est à souligner que 3 des 4 tests utilisés par FOX® sont déjà disponibles et que le 4^{ème}, l'audiométrie vocale, est en cours de validation.

Il est acquis par l'expérience clinique et la littérature que les patients IC ont une compréhension satisfaisante avec un ou deux interlocuteurs dans un environnement calme (Brant et al., 2018 ; Sladen et al., 2108 ; Rodman et al., 2020) ce qui n'est pas le cas dans un environnement bruyant (Potts et al., 2019 ; Lopez-Poveda et al., 2020 ; Han et al., 2020). La compréhension dans le bruit est une capacité complexe qui résulte de l'interaction entre des processus de traitements périphériques des sons, des processus auditifs centraux et des processus cognitifs et linguistiques (Coffey et al., 2017 ; Mathys et al., 2012 cités par Vermiglio, 2014 ; McCreery et al., 2017). Extraire la parole du bruit de fond demande de détecter le signal-cible, de le séparer des informations non-pertinentes, de maintenir l'attention sur le signal-cible, de le décoder, le comprendre et d'encoder l'information en mémoire (Helfer et al., 2017 ; Erickson & Newman, 2017). Ce sont des processus qu'on ne peut pas « réparer » en réglant les paramètres d'un IC, en modifiant la cochlée. En pratique clinique, il est intéressant d'ajouter un test vocal dans le bruit pour comparer les performances à celles obtenues dans le calme. Mais le FOX® actuel, avec ses algorithmes, ne va vraisemblablement pas proposer des recommandations différentes de celles qu'il propose avec les tests dans le calme. De plus, dans la cochlée normo-entendante, un élément essentiel à la compréhension dans le bruit est la structure temporelle fine (STF). Les implants actuels ne donnent pas cette STF. MedEl a

proposé en 2006 une stratégie de codage nommée FSP³⁹ qui tente de fournir cette information temporelle mais avec peu d'amélioration par rapport aux stratégies sans STF (Schatzer et al., 2010 ; Schatzer et al., 2015 ; Ausili et al., 2020). La stratégie de MedEl joue sur la tonotopie mais l'autre mécanisme de codage des basses fréquences, qu'est le verrouillage en phase, n'est pas pris en considération.

Dès lors, améliorer les tests auditifs en termes de précision revient à concevoir des tests qui évaluent uniquement la cochlée et dont les résultats seraient utilisables par les ICs actuels. Le test de discrimination phonémique utilisé actuellement par FOX® propose des contrastes assez larges. Améliorer ce test pourrait se faire en utilisant des contrastes phonémiques plus fins. Un élément à ne pas oublier est que plus les contrastes acoustiques entre les phonèmes sont fins, plus ils dépendent de la langue (Logan et al., 1991 ; Wagner & Ernestus, 2008). Or actuellement, FOX® ne dépend pas de la langue des patients. Il y a des sensibilités spécifiques dans chaque langue complètement ignorées dans le réglage actuel. Faut-il continuer à utiliser un « système universel » ou aller vers une version de FOX® qui prendrait en compte la langue maternelle des patients ? Il est probable qu'en analysant la cochlée plus en profondeur et en améliorant la perception auditive fine des phonèmes, la compréhension serait encore améliorée dans le calme et cela aurait des répercussions indirectes dans le bruit.

L'objectif serait donc de fournir à FOX® des tests qui évaluent uniquement la cochlée implantée sans mettre en jeu d'autres facteurs cognitifs. Cependant, son fonctionnement n'est pas encore totalement maîtrisé, il existe encore énormément d'incertitude, par exemple, par rapport au rôle exact de la STF. Face à un patient présentant une perte auditive, il est difficile de savoir dans quel état se trouve les structures adjacentes de la cochlée.

6.4 Conclusion générale

A l'issue de ce travail la réponse à cette question « *La programmation d'un implant cochléaire assistée par l'intelligence artificielle donne-t-elle des résultats semblables voire meilleurs que ceux obtenus par la programmation manuelle, avec moins d'investissement en temps par le patient et le clinicien ?* » est certainement positive mais à nuancer.

Les attentes⁴⁰ sont rencontrées au travers des différentes études présentées qui permettent de conclure que FOX® est un outil intéressant, maniable par les cliniciens et

³⁹ Cette stratégie FSP (revue par la suite en FS4 et FS4-P) est identique à la stratégie CIS si ce n'est qu'elle modifie la durée des pulses électriques dans les basses fréquences dans les électrodes apicales.

⁴⁰ Optimiser les réglages, réduire la variabilité intra et inter-centres, baser les réglages sur les résultats aux tests auditifs et les cibles à atteindre, limiter le nombre de séances de programmation.

applicable à la majorité des patients implantés. Seule une minorité de patients implantés n'a pas vu ses résultats optimisés.

Viser la performance plutôt que le confort, suivre un protocole de programmation qui permet une standardisation et une réduction du nombre de séances de programmation sont des concepts novateurs intéressants pour le patient comme pour le clinicien et ce, sans perdre de vue l'importance du contact humain. Une meilleure standardisation dans la programmation des ICs diminue la variance intra-équipes avec des régleurs différents et inter-équipes. Un outil comme FOX® va aussi permettre de faciliter l'apprentissage de la programmation des ICs aux jeunes cliniciens débutants.

Au premier abord, comme pour toute nouveauté, des cliniciens expérimentés dans la programmation manuelle des ICs peuvent se montrer réticents à utiliser cet outil qu'ils vont trouver trop contraignant. En effet, il est nécessaire de se familiariser avec FOX® mais aussi avec l'Otocube, le câble coala, Audiqueen, A§E®, ... Comme pour tout apprentissage, la « courbe d'apprentissage⁴¹ » se met en place et, après quelque temps, l'innovation ne pose plus de problème. Certains pourraient craindre que l'IA envahisse la place mais il s'agit uniquement d'un système d'aide à la programmation des implants cochléaires destiné à être amélioré par et pour les cliniciens. L'expertise manuelle est nécessaire et ne doit pas se perdre, pour continuer à juger les recommandations proposées par FOX®. Ce dernier n'est donc pas un concurrent mais un auxiliaire qui affine la pratique. Cet outil s'améliore sans cesse, notamment dans la prise en compte du confort dans la programmation des ICs. En effet, Si FOX® fonctionne actuellement en tant que ML, il pourrait par la suite être conçu comme un système hybride avec des éléments de DL.

Le gain réel de FOX® dépasse le contenu de cette thèse. Ses développeurs l'utilisent quotidiennement avec tous leurs patients, enfants et adultes. Au Centre d'Audiophonologie des Cliniques universitaires Saint-Luc, il est exploité principalement avec les adultes mais fort de l'expérience acquise, il va désormais être proposé à un public plus jeune. Ceci permettra d'optimiser l'efficacité de la programmation des ICs, pour obtenir les meilleurs résultats auditifs avec le moins de séances de programmation possible. Étant donné que le nombre de patients IC augmente (Dalbert et al., 2021), en raison de l'élargissement des critères d'implantation, des progrès technologiques et de l'amélioration des techniques chirurgicales

⁴¹ Courbe d'apprentissage (Learning curve) = Représentation graphique de l'expérience acquise avec l'expérience (= forme sigmoïde : montée lente au début (habitude), suivie d'une montée rapide de la courbe (phase d'apprentissage rapide), qui atteint un plateau, ensuite l'acquisition de l'expertise, et les progrès ultérieurs sont lents) (Bach et al., 2013).

(van Wieringen, 2021), il n'est plus possible de consacrer pour chacun d'eux autant de temps qu'auparavant ; dès lors disposer d'un outil standardisé fiable pour la programmation, potentiellement utilisable à distance, va permettre de répondre à cet accroissement du nombre de patients implantés.

Ce travail ne portait pas sur la mise au point d'un système d'IA pour programmer des ICs mais sur son apport dans la pratique clinique quotidienne. C'est sur la base de preuves scientifiques que FOX® gagnera progressivement sa place dans les centres IC !

REFERENCES

- Aebischer, P., Meyer, S., Caversaccio, M., Wimmer, W. (2021). Intraoperative Impedance-Based Estimation of Cochlear Implant Electrode Array Insertion Depth. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(2), 545-555. <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3006934>
- Agung, K.B., Purdy, S.C. & Kitamura, C. (2005). The Ling sound test revisited. *The Australian and New Zealand Journal of Audiology*, 27(1), 33-41.
- Alexandre, L. (2019). *La guerre des intelligences*. Documents.
- Amar, D., Vaerenberg, B., Borel, S., De Ceulaer, G., Mosnier, I., & Sterkers, O. (2014). Réglage et recherche des cibles des implants cochléaires assisté par ordinateur, 27(6).
- Andersen, A.H., Santurette, S., Pedersen, M.S., Alickovic, E., Fiedler, L., Jensen, J. & Behrens, T. (2021). Creating Clarity in Noisy Environments by Using Deep Learning in Hearing Aids. *Seminars in Hearing*, 42(3):260-281. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735134>
- Ang, A. L. (2017). Cochlear Implantation in Adults with Prelingual Deafness - A Case Report. *Journal of Otolaryngology-ENT Research*, 7(4), 00211. <https://doi.org/10.15406/joentr.2017.07.00211>
- Ausili, S.A., Agterberg, M.J.H., Engel, A., Voelter, C., Thomas, J.P., Brill, S., Snik, A.F.M., Dazert, S., Van Opstal, A.J. & Mylanus, E.A.M. (2020). Spatial Hearing by Bilateral Cochlear Implant Users With Temporal Fine-Structure Processing. *Frontiers in Neurology*, 11:915. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00915>
- Bach, C., Miernik, A. & Schönthaler, M. (2014). Training in robotics: The learning curve and contemporary concepts in training. *Arab Journal of Urology*, 12(1):58-61. <https://doi.org/10.1016/j.aju.2013.10.005>
- Balkany, T., Hodges, A., Menapace, C., Hazard, L., Driscoll, C., Gantz, B., Kelsall, D., Luxford, W. et al. (2007). Nucleus Freedom North American clinical trial. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 136(5), 757-62. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2007.01.006>
- Battmer, R.D., Borel, S., Brendel, M., Buchner, A., Cooper, H., Fielden, C., Gazibegovic, D., et al. (2015). Assessment of ‘fitting to Outcomes Expert’ FOX™ with New Cochlear Implant Users in a Multi-Centre Study. *Cochlear Implants International*, 16(2), 100–109. <https://doi.org/10.1179/1754762814Y.0000000093>
- Baudhuin, J., Cadieux, J., Firszt, J.B., Reeder, R.M. & Maxson, J.L. (2012). Optimization of Programming Parameters in Children with the Advanced Bionics Cochlear Implant. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(5), 302–312.

- Bellos, C., Rigas, G., Spiridon, I.F., Bibas, A., Iliopoulou, D., Böhnke, F., Koutsouris, D., Fotiadis, D.I. (2014). Reconstruction of cochlea based on micro-CT and histological images of the human inner ear. *BioMed Research International*, 485783. <https://doi.org/10.1155/2014/485783>
- Bermejo, I., Diez, F.J., Govaerts, P.J. & Vaerenberg, B. (2013). A Probabilistic Graphical Model for Tuning Cochlear Implants. In: Peek N, Marin Morales R, Peleg M (Eds.). *Artificial Intelligence in Medicine*. Springer-Verlag (Berlin-Heidelberg), 150-155
- Beiter, A.L. & Nel, E. (2015). The history of Cochlear™ Nucleus® sound processor upgrades: 30 years and counting. *Journal of Otology*, 10(3):108-114. <https://doi.org/10.1016/j.joto.2015.10.001>
- Bernard, S., Wiener-Vacher, S., Van Den Abbeele, T. & Teissier, N. (2015). Vestibular Disorders in Children With Congenital Cytomegalovirus Infection. *The Journal of Pediatrics*, 136(4):887-895. <https://doi.org/10.1542/peds.2015-0908>
- Bierer, J.A. & Faulkner, K.F. (2010). Identifying cochlear implant channels with poor electrode-neuron interface: partial tripolar, single-channel thresholds and psychophysical tuning curves. *Ear and Hearing*, 31(2):247-258. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181c7daf4>
- Blamey, P.J. (2005). Adaptive dynamic range optimization (ADRO): a digital amplification strategy for hearing aids and cochlear implants. *Trends in Amplification*, 9(2):77-98. <https://doi.org/10.1177/108471380500900203>
- Blamey, P.J., Maat, B., Başkent, D., Mawman, D., Burke, E., Dillier, N., et al. (2015). A Retrospective Multicenter Study Comparing Speech Perception Outcomes for Bilateral Implantation and Bimodal Rehabilitation. *Ear and Hearing*, 36, 408-16. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000150>
- Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., et al. (2012). Factors Affecting Auditory Performance of Postlinguistically Deaf Adults Using Cochlear Implants: An Update with 2251 Patients. *Audiology and Neurotology*, 18, 36-47. <https://doi.org/10.1159/000343189>
- Bledsoe, S.C.Jr., Nagase, S., Miller, J.M. & Altschuler, R.A. (1995). Deafness-induced plasticity in the mature central auditory system. *NeuroReport*, 7(1), 225-229.
- Boisvert, I., Reis, M., Aul, A., Cowan, R. & Dowell, R.C. (2020). Cochlear implantation outcomes in adults: A scoping review. *PLOS ONE*, 5, 15(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0232421>

- Boron, A., Skladzien, J., & Wiatr, M. (2020). Pre- and Post-operative Speech Audiometry Evaluation in Patients with Chronic Otitis Media. *The journal of international advanced otology*, 16(2), 241–247. <https://doi.org/10.5152/iao.2020.8150>
- Botros, A. & Psarros, C. (2010). Neural response telemetry reconsidered: I. The relevance of ECAP threshold profiles and scaled profiles to cochlear implant fitting. *Ear and Hearing*, 31(3), 367-379. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181c9fd86>
- Bradham, T. S. & Houston, T. K. (2005). Assessing listening and spoken language in children with hearing loss. Plural Publishing.
- Brant, J.A., Eliades, S.J., Kaufman, H., Chen, J. & Ruckenstein, M.J. (2018). AzBio Speech Understanding Performance in Quiet and Noise in High Performing Cochlear Implant Users. *Otology & Neurotology*, 39(5):571-575. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001765>
- Browning, L.M., Nie, Y., Rout, A. & Heiner, M. (2020). Audiologists's preferences in programming cochlear implants : A preliminary report. *Cochlear Implants International*, 21, 1-13. <https://doi.org/10.1080/14670100.2019.1708553>
- Büchner, A., Illg, A., Majdani, O., & Lenarz, T. (2017). Investigation of the effect of cochlear implant electrode length on speech comprehension in quiet and noise compared with the results with users of electro-acoustic-stimulation, a retrospective analysis. *PLoS ONE*, 12(5), 1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174900>
- Büchner, A., Vaerenberg, B., Gazibegovic, D., Brendel, M., De Ceulaer, G., Govaerts, P., & Lenarz, T. (2015). Evaluation of the ‘Fitting to Outcomes eXpert’ (FOX®) with Established Cochlear Implant Users. *Cochlear Implants International*, 16, 39–46. <https://doi.org/10.1179/1754762814Y.00000000085>
- Busby, P. A., & Arora, K. (2016). Effects of Threshold Adjustment on Speech Perception in Nucleus Cochlear Implant Recipients. *Ear and Hearing*, 37(3), 303–311. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000248>
- Caner, G., Olgun, L., Gültekin, G., Balaban, M. (2007). Optimizing fitting in children using objective measures such as neural response imaging and electrically evoked stapedius reflex threshold. *Otology and Neurotology*, 28(5), 637-40. <https://doi.org/10.1097/mao.0b013e3180577919>
- Carlson, M.L., Driscoll, C.L., Gifford, R.H. & McMenomey, S.O. (2012). Cochlear implantation: current and future device options. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 45(1), 221-48. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2011.09.002>
- Carvalho, B., Hamerschmidt, R. & Wiemes, G. (2015). Intraoperative Neural Response Telemetry and Neural Recovery Function: a Comparative Study between Adults and Children. *International Archives of Otorhinolaryngology*, 19(1), 10-15. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1372509>

- Chassagnon, G., Vakalopoulou, M., Paragios, N. & Revel, M.P. (2020). Deep learning: definition and perspectives for thoracic imaging. *European Radiology*, 30(4):2021-2030. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06564-3>
- Chen, J.K., Chuang, A.Y., Sprinzl, G.M. et al. (2013). Impedance and electrically evoked compound action potential (ECAP) drop within 24 hours after cochlear implantation. *PLOS ONE*, 26(8), 1-10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0071929>
- Chen, J.K., Chuang, A.Y., Sprinzl, G.M. et al. (2015). Safety and feasibility of initial frequency mapping within 24 hours after cochlear implantation. *Acta Otolaryngologica*, 135(6), 592-599. <https://doi.org/10.3109/00016489.2015.1006335>
- Clark, G.M. (1969). Hearing due to electrical stimulation of the auditory system. *The Medical Journal of Australia*, 1(26), 1346-8. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.1969.tb62399.x>
- Clark, G. (2000). *Sounds from silence*. South Australia : Griffin Press.
- Coene, M., Krijger, S., Meeuws, M., De Ceulaer, G. & Govaerts, P.J. (2016). Linguistic Factors Influencing Speech Audiometric Assessment. *BioMed Research International*, 7249848. <https://doi.org/10.1155/2016/7249848>
- Coffey, E. B. J., Mogilever, N. B., & Zatorre, R. J. (2017). Speech-in-noise perception in musicians: A review. *Hearing Research*. 352:49-69. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2017.02.006>
- Cresson, D (2016) Les fréquences dans l'audio, à quoi ça correspond ? <https://blog.eavs-groupe.com/actualite-de-nos-metiers/frequences-laudio-ca-correspond-a-quoi>
- Cullington, H., Kitterick, P., DeBold, L., Weal, M., Clarke, N., Newberry, E. & Aubert, L. (2016). Personalised long-term follow-up of cochlear implant patients using remote care, compared with those on the standard care pathway: study protocol for a feasibility randomised controlled trial. *BMJ Open*, 13, 6(5):e011342 <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-011342>
- Cuocolo, R., Cipullo, M.B., Stanzione, A., Ugga, L., Romeo, V., Radice, L., Brunetti, A. & Imbriaco, M. (2019). Machine learning applications in prostate cancer magnetic resonance imaging. *European Radiology Experimental*, 3(1):35. <https://doi.org/10.1186/s41747-019-0109-2>
- Dalbert, A., Rösli, C., Kleinjung, T., Veraguth, D. & Huber, A. (2021). Où en sommes-nous aujourd'hui? «Implantation cochléaire». *Swiss Medical Forum*, 21(2728):474-478. <https://doi.org/10.4414/fms.2021.08765>
- Davidson, L. S., Geers, A. E., & Brenner, C. (2010). Cochlear implant characteristics and speech perception skills of adolescents with long-term device use. *Otology & neurotology*, 31(8), 1310–1314. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181eb320c>

- Dawes, P., Hopkins, R. & Munro, K.J. (2013). Placebo effects in hearing-aid trials are reliable. *International Journal of Audiology*, 52(7):472-477.
<https://doi.org/10.3109/14992027.2013.783718>
- De Ceulaer, G., Swinnen, F., Pascoal, D., Philips, B., Killian, M., James, C., Govaerts, P.J. & Dhooge, I. (2015). Conversion of adult Nucleus® 5 cochlear implant users to the Nucleus® 6 system. *Cochlear Implants International*, 16(4):222-32.
<https://doi.org/10.1179/1754762814Y.0000000097>
- De Ceulaer, G., Pascoal, D., Vanpoucke, F. & Govaerts, P.J. (2017). The use of cochlear's SCAN and wireless microphones to improve speech understanding in noise with the Nucleus6® CP900 processor. *International Journal of Audiology*, 56(11):837-843.
<https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1346305>
- Deep, N.L., Dowling, E.M., Jethanamest, D. & Carlson, M.L. (2019). Cochlear Implantation: An Overview. *Journal of Neurological Surgery part B : Skull Base*. 80(2):169-177.
<https://doi.org/10.1055/s-0038-1669411>
- De Filippo, C.L. & Scott, B.L. (1978). A method for training and evaluating the reception of ongoing speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(4), 1186-92. <https://doi.org/10.1121/1.381827>
- de Graaff, F., Lissenberg-Witte, B. I., Kaandorp, M.W., Merkus, P., Goverts, S.T., Kramer, S.E. et al. (2020). Relationship between speech recognition in quiet and noise and fitting parameters, impedances and ECAP thresholds in adult cochlear implant users. *Ear and Hearing*, 41, 935-947.
<https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000814>
- Deltenre, P., Markessis, E., Renglet, T., Mansbachn A. & Colin, C. (2007). La remédiation prothétique des surdités cochléaires. In J. L. Krahe, *Surdit   et langage : Proth  se, LPC et implants cochl  aires* (pp. 151-192). Saint-Denis : Presses Universitaires de Vincennes.
- Devos, P., Klinck, V., Deltenre, P. & Borel, S. (2020). *Troubles de l'audition - Surdit   de l'enfant et de l'adulte*. De Boeck Sup  rieur.
- Dhanasingh, A., & Jolly, C. (2017). An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing Research*, 356, 93–103.
<https://doi.org/10.1016/j.heares.2017.10.005>
- de Vos, J.J., Biesheuvel, J.D., Briaire, J.J., Boot, P.S., van Gendt, M.J., Dekkers, O.M., Fiocco, M., & Frijns, J.H.M. (2018). Use of Electrically Evoked Compound Action Potentials for Cochlear Implant Fitting: A Systematic Review. *Ear and Hearing*, 39(3), 401-411. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000495>
- Di Berardino, F., Zanetti, D., Soi, D., Costa, L.D. & Burdo, S. (2021). The Role of Autosensitivity Control (ASC) in Cochlear Implant Recipients. *Audiology Research*, 11(1):22-30. <https://doi.org/10.3390/audiolres11010003>

- Dillon, M.T., Buss, E., King, E.R., Deres, E.J., Obarowski, S.N., Anderson, M.L. & Adunka, M.C. (2016) Comparison of two cochlear implant coding strategies on speech perception. *Cochlear Implants International*, 17(6), 263-270. <https://doi.org/10.1080/14670100.2016.1244033>
- Dorman, M. F., Loizou, P. C., Spahr, A. J., & Maloff, E. (2002). A comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 45(4), 783–788. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2002/063\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2002/063))
- Duchesne, L., Hassoune, Z. Ben, Gobeil, S., Bhérer, M., & Croteau, C. (2020). Le bénéfice quotidien de l’implant cochléaire chez les adultes sourds de naissance : perspectives croisées des porteurs d’un implant et de leurs proches. *Enjeux et société Approches transdisciplinaires*, 7(1), 37-63. <https://doi.org/10.7202/1069715ar>
- Ekdale, E.G. (2016). Form and function of the mammalian inner ear. *Journal of Anatomy*, 228(2):324-37. <https://doi.org/10.1111/joa.12308>
- Erickson, L. C., & Newman, R. S. (2017). Influences of Background Noise on Infants and Children. *Current Directions in Psychological Science*, 26(5):451-457. <https://doi.org/10.1177/0963721417709087>
- Eshraghi, A.A, Nazarian, R., Telischi, F.F., Rajguru, S.M., Truy, E. & Gupta, C. (2012). The cochlear implant: historical aspects and future prospects. *The Anatomical Record*, 295(11):1967-80. <https://doi.org/10.1002/ar.22580>
- Feng, G., Ingvalson, E.M., Grieco-Calub, T.M., Roberts, M.Y., Ryan, M.E., Birmingham et al. (2018). Neural preservation underlies speech improvement from auditory deprivation in young cochlear implant recipients. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 115(5), 1022-1031. <https://doi.org/10.1073/pnas.1717603115>
- Ferschneider, M., (2021). Impact de la réhabilitation auditive sur l’effort cognitif d’écoute des personnes malentendantes [thèse de doctorat]. [France]: Université Claude Bernard Lyon 1.
- Fettiplace, R. (2017). Hair Cell Transduction, Tuning, and Synaptic Transmission in the Mammalian Cochlea. *Comprehensive Physiology*, 7(4):1197-1227. <https://doi.org/10.1002/cphy.c160049>
- Fielden, C.A. & Kitterick, P.T. (2016). Contralateral acoustic hearing aid use in adult unilateral cochlear implant recipients : current provision, practice, and clinical experience in the UK. *Cochlear Implants International*, 17(3), 132-145. <https://doi.org/10.1080/14670100.2016.1162382>
- Firszt, J.B., Holden, L.K., Skinner, M.W. et al. (2004). Recognition of Speech Presented at Soft to Loud Levels by Adult Cochlear Implant Recipients of Three Cochlear Implant Systems. *Ear and Hearing*, 25(4), 375–387. <https://doi.org/10.1097/01.aud.0000134552.22205.ee>

- Fontan, L., Le Coz, M., Azzopardi, C., Stone, M.A. & Füllgrabe C. (2020). Improving hearing-aid gains based on automatic speech recognition. *The Journal of Acoustical Society of America*, 148(3):EL227. <https://doi.org/10.1121/10.0001866>
- Fransen, E., Verstreken, M., Verhagen, W.I., Wuyts, F.L., Huygen, P.L., D'Haese, P., Robertson, N.G., Morton, C.C., McGuirt, W.T., Smith, R.J., Declau, F., Van de Heyning, P.H. & Van Camp, G. (1999). High prevalence of symptoms of Menière's disease in three families with a mutation in the COCH gene. *Human Molecular Genetics*, 8(8):1425-9. <https://doi.org/10.1093/hmg/8.8.1425>
- Gallego, S. & Collet, L. (2010). L'implant cochléaire : comment et pourquoi cela marche ? *ORL autrement*. 9-23
- Gaylor, J. M., Raman, G., Chung, M., Lee, J., Rao, M., Lau, J., & Poe, D. S. (2013). Cochlear implantation in adults: A systematic review and meta-analysis. *JAMA Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 139(3), 265–272. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2013.1744>
- Geal-Dor, M., Adelman, C., Adler, M., Fostick, L. & Levi, H. (2012). No changes in cochlear implant mapping and audiometric parameters in adolescence. *Journal of Basic and Clinical Physiology and Pharmacology*, 7;23(3):103-107. <https://doi.org/10.1515/jbcpp-2012-0032>
- Geleoc, G. S. & Holt, J. R. (2014). Sound strategies for hearing restoration. *Science*, 344, (6184), 1241062. <https://doi.org/10.1126/science.1241062>
- Glennon, E., Svirsky, M.A. & Froemke, R.C. (2020). Auditory cortical plasticity in cochlear implant users. *Current Opinion in Neurobiology*, 60:108-114. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2019.11.003>
- Goodwin, M. A., Stange, K. C., Zyzanski, S. J., Crabtree, B. F., Borawski, E. A., & Flocke, S. A. (2017). The Hawthorne effect in direct observation research with physicians and patients. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 23(6), 1322–1328. <https://doi.org/10.1111/jep.12781>
- Govaerts, P.J., Daemers, K., Yperman, M., De Beukelaer, C., De Saegher, G. & De Ceulaer G. (2006). Auditory speech sounds evaluation (A§E): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. *Cochlear Implants International*, 7(2), 92-106. <https://doi.org/10.1179/146701006807508106>
- Govaerts, P.J., Vaerenberg, Bart., De Ceulaer, G., Daemers, K., De Beukelaer, C., & Schauwers, K. (2010). Developement of a Software Tool Using Deterministic Logic for the Optimization of Cochlear Implant Processor Programming.” *Otology and Neurotology*, 31(6), 908-18. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181dd160b>
- Greisiger, R., Shallop, J.K., Hol, P.K. et al. (2015). Cochlear implantees: Analysis of behavioral and objective measures for a clinical population of various age groups. *Cochlear Implants International*, 16(4), 1-19. <https://doi.org/10.1080/14670100.2015.1110372>

- Hagr, A., Garadat, S.N., Al-Momani, et al. (2015). Feasibility of one-day activation in cochlear implant recipients. *International Journal of Audiology*, 54(5), 323-331. <https://doi.org/10.3109/14992027.2014.996824>
- Haiech, J. (2020). Parcourir l’histoire de l’intelligence artificielle, pour mieux la définir et la comprendre [Explore the history of artificial intelligence, to better define and understand it]. *Medical Sciences*, 36(10):919-923. <https://doi.org/10.1051/medsci/2020145>
- Halleman, A., Mertens, G., Van de Heyning, P. & Van Rompaey, V. (2017). Playing Music May Improve the Gait Pattern in Patients with Bilateral Caloric Areflexia Wearing a Cochlear Implant: Results from a Pilot Study. *Frontiers in Neurology*, 8:404. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00404>
- Han, J. H., Lee, J., & Lee, H. J. (2020). Noise-Induced Change of Cortical Temporal Processing in Cochlear Implant Users. *Clinical and experimental otorhinolaryngology*, 13(3), 241–248. <https://doi.org/10.21053/ceo.2019.01081>
- Haniph, M. (december 7, 2021). www.topresume.com. <https://www.topresume.com/career-advice/get-out-comfort-zone-work>
- Heeringa, A.N., Zhang, L., Ashida, G., Beutelmann, R., Steenken, F. & Köppl, C. (2020) Temporal Coding of Single Auditory Nerve Fibers Is Not Degraded in Aging Gerbils. *Journal of Neuroscience*, 40(2):343-354. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2784-18.2019>
- Heinrich, A., Ferguson, M. A., & Mattys, S. L. (2020). Effects of Cognitive Load on Pure-Tone Audiometry Thresholds in Younger and Older Adults. *Ear and hearing*, 41(4), 907–917. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000812>
- Helfer, K. S., Merchant, G. R., & Wasiuk, P. A. (2017). Age-Related Changes in Objective and Subjective Speech Perception in Complex Listening Environments. *Journal of Speech, Language & Hearing Research*, 60(10), 3009–3018. https://doi.org/10.1044/2017_JSLHR-H-17-0030
- Hinton, G. (2018). Deep Learning-A Technology With the Potential to Transform Health Care. *JAMA*, 18;320(11):1101-1102. <https://doi.org/10.1001/jama.2018.11100>
- Holden, L.K., Reeder, R.M., Firszt, J.B. & Finley, C.C. (2011). Optimizing the Perception of Soft Speech and Speech in Noise with the Advanced Bionics Cochlear Implant System. *International Journal of Audiology*, 50(4), 255–269. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.533200>
- Holden, L.K., Finley, C.C., Firszt, J.B., Holden, T.A., Brenner, C., Potts, L.G., et al. (2013). Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear and Hearing*, 34(3), 342-360. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3182741aa7>
- Howell, D.C. (1998). Méthodes statistiques en sciences humaines. De Boeck.

- Hughes ML (2013) Objective measures in cochlear implants. San Diego : Plural Publishing
- Hughes, M.L., Goehring, J.L., Sevier, J.D., & Choi, S. (2018). Measuring Sound-Processor Thresholds for Pediatric Cochlear Implant Recipients Using Visual Reinforcement Audiometry via Telepractice. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 61(8), 2115–25. https://doi.org/10.1044/2018_JSLHR-H-17-0458
- Huo, C.C., Zheng, Y., Lu, W.W., Zhang, T.Y., Wang, D.F., Xu, D.S. & Li, Z.Y. (2021). Prospects for intelligent rehabilitation techniques to treat motor dysfunction. *Neural Regeneration Research*, 16(2), 264-269. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.290884>
- Hwang, K., Lee, J.Y., Oh, H.S., Lee, B.D., Jung, J. & Choi, J.Y. (2019). Feasibility of Revision Cochlear Implant Surgery for Better Speech Comprehension. *Journal of Audiology & Otology*, 23(2):112-117. <https://doi.org/10.7874/jao.2018.00430>
- Inami (December 2021). www.inami.fgov.be. <https://www.inami.fgov.be/fr/themes/cout-remboursement/par-mutualite/Pages/telemedecine-applications-mHealth.aspx>
- Incerti, P.V., Ching, T.Y.C., Hou, S., Van Buynder, P., Flynn, C., Cowan, R. (2018). Programming characteristics of cochlear implants in children: effects of aetiology and age at implantation. *International Journal of Audiology*, 57(sup2), 27-40.
- Ingvar, B., Alv, A.D., Tone, T., H. & Dag, N. (2002). The Validity of the Hospital Anxiety and Depression Scale: An updated literature review. *Journal of Psychosomatic Research*, 52(2), 69-77. [https://doi.org/10.1016/s0022-3999\(01\)00296-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3999(01)00296-3)
- James, C., Karoui, C., Marx, M., Laborde, M.-L., Tartayre, M., Lepage, B., ... Deguine, O. (2016). The development of speech-in-noise recognition by French cochlear implant users, *Speech in noise workshop*.
- Jean A. (2020). Une brève introduction à l'intelligence artificielle [A brief history of artificial intelligence]. *Medical Sciences*, 36(11):1059-1067. <https://doi.org/10.1051/medsci/2020189>
- Julia, L. (2019). *L'intelligence artificielle n'existe pas*. First Documents.
- Kamerer, A. M., Diaz, F. J., Peppi, M., & Chertoff, M. E. (2016). The potential use of low-frequency tones to locate regions of outer hair cell loss. *Hearing Research*, 342, 39–47. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.09.006>
- Kapuria, S., Steele, C.R. & Puria, S. (2017). Unraveling the mystery of hearing in gerbil and other rodents with an arch-beam model of the basilar membrane. *Scientific Reports*, 7(1):228. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-00114-x>

- Kenna, M.A., Feldman, H.A., Neault, M.W., Frangulov, A., Wu, B.L., Fligor, B. & Rehm, H.L. (2010). Audiologic phenotype and progression in GJB2 (Connexin 26) hearing loss. *Archives of Otolaryngology-Head Neck and Surgery*, 136(1):81-87. <https://doi.org/10.1001/archoto.2009.202>
- Kokkinakis, K. & Cox, C. (2014). Reducing the impact of wind noise on cochlear implant processors with two microphones. *Journal of the Acoustical Society of America*, 135(5):219-225. <https://doi.org/10.1121/1.4871583>
- Kononenko, I. (2001). Machine learning for medical diagnosis: history, state of the art and perspective. *Artificial Intelligence in Medicine*, 23(1):89-109. [https://doi.org/10.1016/s0933-3657\(01\)00077-x](https://doi.org/10.1016/s0933-3657(01)00077-x)
- Krim, M. (2021, december 4). <https://www.journaldunet.com/solutions/dsi/1190593-le-vocabulaire-pour-comprendre-l-intelligence-artificielle>.
- Krot, K. & Rudawska, I. (2019). Is patient satisfaction the key to promote compliance in health care sector? *Economics and Sociology*, 12(3), 291-300. <https://doi.org/10.14254/2071-789X.2019/12-3/19>
- Lafleur, J. (2021, december 2). [Travailetsante.net](https://travailetsante.net/articles/changer-attitude). <https://travailetsante.net/articles/changer-attitude>.
- Lafon, J.C. (1964). Le test phonétique et la mesure de l'audition. Eindhoven : Éditions Centrex.
- Lalonde, K. & Werner, L.A. (2019). Infants and adults use visual cues to improve detection and discrimination of speech in noise. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 62(10), 3860-3875. https://doi.org/10.1044/2019_JSLHR-H-19-0106
- Lamping, W., Goehring, T., Marozeau, J. & Carlyon, R.P. (2020). The effect of a coding strategy that removes temporally masked pulses on speech perception by cochlear implant users. *Hearing Research*, 391:107969. doi: 10.1016/j.heares.2020.107969.
- Landegger, L. D., Psaltis, D., & Stankovic, K. M. (2016). Human audiometric thresholds do not predict specific cellular damage in the inner ear. *Hearing Research*, 335, 83–93. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.02.018>
- Lazard, D.S., Vincent, C., Venail, F., Van de Heyning, P., Truy, E., Sterkers, O., et al. (2012). Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time. *PLOS ONE*, 7(11), e48739. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0048739>
- Lee, S., & Mendel, L.L. (2016). Effect of the Number of Maxima and Stimulation Rate on Phoneme Perception Patterns Using Cochlear Implant Simulation. *Clinical Archives of Communication Disorders*, 1(1), 87–100.
- Lenarz T. Cochlear implant. (2018). State of the art. *GMS Current Topic in Otorhinolaryngology – Head and Neck Surgery*, 16, 1-29. <https://doi.org/10.3205/cto000143>

- Leone, C.A., Mosca, F. & Grassia, R. (2017). Temporal changes in impedance of implanted adults for various cochlear segments. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 37(4), 312-319. <https://doi.org/10.14639/0392-100X-1471>
- Li, T., Chang, X., Wu, Z., Li, J., Shao, G., Deng, X., Qiu, J., Guo, B., Zhang, G., He, Q., Li, L. & Wang, J. (2017). Autonomous Collision-Free Navigation of Microvehicles in Complex and Dynamically Changing Environments. *American Chemical Society Nano*, 11(9), 9268-9275. <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b04525>
- Logan, J. S., Lively, S. E., & Pisoni, D. B. (1991). Training Japanese listeners to identify English /r/ and /l/: a first report. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89(2), 874–886. <https://doi.org/10.1121/1.1894649>
- Loizou, P.C. (1999). Signal-processing techniques for cochlear implants. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 18(3), 34-46. <https://doi.org/10.1109/51.765187>
- Loizou, P.C., Lobo, A. & Hu, Y. (2005). Subspace algorithms for noise reduction in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118(5):2791-3. <https://doi.org/10.1121/1.2065847>
- Lopez-Poveda, E. A., Eustaquio-Martín, A., Fumero, M. J., Gorospe, J. M., Polo López, R., Gutiérrez Revilla, M. A., Schatzer, R., Nopp, P., & Stohl, J. S. (2020). Speech-in-Noise Recognition With More Realistic Implementations of a Binaural Cochlear-Implant Sound Coding Strategy Inspired by the Medial Olivocochlear Reflex. *Ear and hearing*, 41(6), 1492–1510. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000880>
- Mady, L.J., Sukato, D.C., Fruit, J., Palmer, C., Raz, Y., Hirsch, B.E. & McCall, A.A. (2017). Hearing Preservation: Does Electrode Choice Matter? *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 157(5), 837-847. <https://doi.org/10.1177/0194599817707167>
- Malgrange, Brigitte. (2021, novembre 11). Réflexions.uliege.be. https://www.reflexions.uliege.be/cms/c_345647/fr/mieux-comprendre-la-surdite.
- Mao, C., Yang, X., Zhu, C., Xu, J., Yu, Y., Shen, X. & Huang, Y. (2020). Concordance Between Watson for Oncology and Multidisciplinary Teams in Colorectal Cancer: Prognostic Implications and Predicting Concordance. *Frontiers in Oncology*, 23;10:595565. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.595565>
- Maria, C.S. & Maria, P.L.S. (2016). Variables that Effect Psychophysical Parameters and Duration to Stability in Cochlear Implant Mapping. *Otolaryngology: Open Access*, 6(2), 5-8.
- Martins, K.V.C., Goffi-Gomez, M.V.S., Tsuji, R.K. & Bento, R.F. (2021). Do the minimum and maximum comfortable stimulation levels influence the cortical potential latencies or the speech recognition in adult cochlear implant users? *Hearing Research*, 404, 108206. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2021.108206>
- McCreery, R. W., Spratford, M., Kirby, B., & Brennan, M. (2017). Individual differences in language and working memory affect children’s speech recognition in noise. *International Journal of Audiology*, 56(5), 306–315. <https://doi.org/10.1080/14992027.2016.1266703>

- Meenderink, S.W.F., Shera, C.A., Valero, M.D., Liberman, M.C. & Abdala, C. (2019). Morphological Immaturity of the Neonatal Organ of Corti and Associated Structures in Humans. *Journal of the Association for Research Otolaryngology*, 20(5):461-474. <https://doi.org/10.1007/s10162-019-00734-2>
- Meeuws, M., Pascoal, D., Bermejo, I., Artaso, M., De Ceulaer, G. & Govaerts, P.J. (2017). Computer-assisted CI fitting: Is the learning capacity of the intelligent agent FOX beneficial for speech understanding? *Cochlear Implants International*, 18(4), 198-206. <https://doi.org/10.1080/14670100.2017.1325093>
- Meeuws, M., Pascoal, D., Janssens de Varebeke, S., De Ceulaer, G. & Govaerts, P.J. (2020). Cochlear implant telemedicine : Remote fitting based on psychoacoustic self-tests and artificial intelligence. *Cochlear Implants International*, 21(5), 260-268. <https://doi.org/10.1080/14670100.2020.1757840>
- Méot, A. (2003). *Introduction aux statistiques inférentielles*. De Boeck.
- Mewes, A. & Hey, M. (2017). Einfluss der T Level auf das Sprachverstehen in Ruhe und im Störschall bei erwachsenen CI-Patienten. Conference Paper, 20 Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie.
- Michels, T.C., Duffy, M.T. & Rogers, D.J. (2019). Hearing Loss in Adults: Differential Diagnosis and Treatment. *American Academy of Family Physicians*, 100(2):98-108.
- Miller, C.A., Faulkner, M.J. & Pfingst, B.E. (1995). Functional responses from guinea pigs with cochlear implants. II. Changes in electrophysiological and psychophysical measures over time. *Hearing Research*, 92(1-2), 100-111. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(95\)00205-7](https://doi.org/10.1016/0378-5955(95)00205-7)
- Mitchell, T.M. (1997). Machine learning. 1st ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill, Inc.
- Moberly, A.C., Bates, C., Harris, M.S. & Pisoni, D.B. (2016). The Enigma of Poor Performance by Adults with Cochlear Implants. *Otology and Neurotology*, 37(10), 1522-1522. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001211>
- Moberly, A. C., Vasil, K., Baxter, J., & Ray, C. (2018). What to Do When Cochlear Implant Users Plateau in Performance: a Pilot Study of Clinician-guided Aural Rehabilitation. *Otology & Neurotology*, 39(9):794–802. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001964>
- Moore, B.C.J. (2007). Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues, Second Edition. Wiley, Chichester.
- Morizet-Mahoudeaux, P. (1994). 2. Le programme Ordinateurs de cinquième génération : contenu, réception et analyses. In: Ebisu, (5)45-87.
- Mosca, F., Grassia, R. & Leone, C.A. (2014). Longitudinal variations in fitting parameters for adult cochlear implant recipients. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 34(2), 111-116.

- Mudry, A. & Mills, M. (2013). The early history of the cochlear implant: a retrospective. *JAMA Otolaryngology – Head & Neck Surgery*, 139(5):446-53. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2013.293>
- Musiek, F. E. & Baran, J.A. (2020). *The Auditory System Anatomy, Physiology, and Clinical Correlates Second edition*. Plural Publishing
- Naeem, F., Raza, S. N., Khan, T. A., & e Aiman, U. (2020). Association of age with hearing rehabilitation after cochlear implant. *Pakistan Armed Forces Medical Journal*, 70(4): 933-937.
- Nascimento, L. T., & Bevilacqua, M. C. (2005). Evaluation of speech perception in noise in cochlear implanted adults. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 71(4), 432–438. [https://doi.org/10.1016/s1808-8694\(15\)31195-2](https://doi.org/10.1016/s1808-8694(15)31195-2)
- Neghraoui, M. (2018). Transformation de Hilbert des fonctions presque périodiques. [master's thesis]. [Algeria]: University of Adrar.
- Nelson, D.A., Schmitz, J.L., Donaldson, G.S., Viemeister, N.F. & Javel, E. (1996). Intensity discrimination as a function of stimulus level with electric stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100(4):2393-414. <https://doi.org/10.1121/1.417949>
- Norgia, M., Tognola, G. & Svelto, C. (2004). Measurement of electrode current pulses from cochlear implants. *Proceedings of the 21st IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference* (3):1697-1700. <https://doi.org/10.1109/IMTC.2004.1351408>
- O'Connell, B. P., Cakir, A., Hunter, J. B., Francis, D. O., Noble, J. H., Labadie, R. F., ... Wanna, G. B. (2016). Electrode Location and Angular Insertion Depth Are Predictors of Audiologic Outcomes in Cochlear Implantation. *Otology and Neurotology*, 37(8), 1016–1023. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001125>
- Olson, E.S., Duifhuis, H. & Steele, C.R. (2012). Von Békésy and cochlear mechanics. *Hearing Research*, 293(1-2):31-43. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2012.04.017>
- Orzan, E., Muzzi, E., Marchi, R., Falzone, C., Battelino, S. & Ciciriello, E. (2016). achieving early functional auditory access in paediatric cochlear implantation *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, 36(1), 45-50. <https://doi.org/10.14639/0392-100X-1075>
- Park, H., Ince, R.A.A., Schyns, P.G., Thut, G. & Gross, J. (2018). Representational interactions during audiovisual speech entrainment: Redundancy in left posterior superior temporal gyrus and synergy in left motor cortex. *PLoS Biolog*, 16(8), e2006558. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.2006558>
- Park, W. J., & Park, J. B. (2018). History and application of artificial neural networks in dentistry. *European Journal of Dentistry*, 12(4), 594–601. https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_325_18

- Pawlak-Osińska, K., Linkowska, K. & Grzybowski, T. (2018). Genes important for otoneurological diagnostic purposes - current status and future prospects. *Acta Otorhinolaryngologica Italia*, 38(3), 242-250. <https://doi.org/10.14639/0392-100X-1692>
- Peiffer-Smadja, N., Rawson, T.M., Ahmad, R., Buchard, A., Georgiou, P., Lescure, F.X., Birgand, G. & Holmes, A.H. (2020). Machine learning for clinical decision support in infectious diseases: a narrative review of current applications. *Clinical Microbiology and Infection*, 26(5):584-595. <https://doi.org/10.1016/j.cmi.2019.09.009>
- Pfister, I. B., Zandi, S., Gerhardt, C., Spindler, J., Reichen, N., & Garweg, J.G. (2020). Risks and Challenges in Interpreting Simultaneous Analyses of Multiple Cytokines. *Translational Vision Science & Technology*, 9(7), 1–9. <https://doi.org/10.1167/tvst.9.7.27>
- Pfingst, B. E., & Xu, L. (2005). Psychophysical metrics and speech recognition in cochlear implant users. *Audiology and Neurotology*, 10(6), 331–341. <https://doi.org/10.1159/000087350>
- Pfingst, B.E., Xu, L. & Thompson, C.S. (2007). Effects of carrier pulse rate and stimulation site on modulation detection by subjects with cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(4), 2236-46. <https://doi.org/10.1121/1.2537501>
- Philippon, D., Bergeron, F., Ferron, P. et al. (2010). Cochlear Implantation in Postmeningitic Deafness. *Otology & neurotology*, 31(1), 83-87. <https://doi.org/10.1097/mao.0b013e3181c2a02d>
- Pierzycki, R. H., Corner, C., Fielden, C. A., & Kitterick, P. T. (2019). Effects of Tinnitus on Cochlear Implant Programming. *Trends in Hearing*, 23, 1–15. <https://doi.org/10.1177/2331216519836624>
- Plant, G. (2001). Speech Trax - Matériel pour Speech Tracking - Manuel du Thérapeute. ©MED-EL GmbH
- Plesch, J., Ernst, B.P., Strieth, S. et al. (2019). A psychoacoustic application for the adjustment of electrical hearing thresholds in cochlear implant patients. *PLOS ONE*, 14(10), e0223625. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223625>
- Potts, W. B., Ramanna, L., Perry, T., & Long, C. J. (2019). Improving Localization and Speech Reception in Noise for Bilateral Cochlear Implant Recipients. *Trends in hearing*, 23, 2331216519831492. <https://doi.org/10.1177/2331216519831492>
- Rader, T., Doms, P., Adel, Y., Weissgerber, T., Strieth, S. & Baumann, U. (2018). A method for determining precise electrical hearing thresholds in cochlear implant users. *International Journal of Audiology*, 57(7), 502-509. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1412519>
- Rakaszawski, B., Wright, R., Cadieux, J. H., Davidson, L. S., & Brenner, C. (2016). The Effects of Preprocessing Strategies for Pediatric Cochlear Implant Recipients. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(2), 85–102. <https://doi.org/10.3766/jaaa.14058>

- Ramos Macías, A., Falcón González, J.C., Manrique, M. et al. (2015). Cochlear Implants as a Treatment Option for Unilateral Hearing Loss, Severe Tinnitus and Hyperacusis. *Audiology and Neurotology*, 20(1), 60–66.
<https://doi.org/10.1159/000380750>
- Rebillard et al. (2021, november 11). Cochlea.eu. <https://www.cochlea.eu/cochlee>.
- Robinson, E.J, Davidson, L.S., Uchanski, R.M., Brenner, C.M.& Geers, A.E. (2012). A longitudinal study of speech perception skills and device characteristics of adolescent cochlear implant users. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(5):341-9.
<https://doi.org/10.3766/jaaa.23.5.5>
- Rodman, C., Moberly, A.C., Janse, E., Başkent, D. & Tamati, T.N. (2020). The impact of speaking style on speech recognition in quiet and multi-talker babble in adult cochlear implant users. *The Journal of Acoustical Society of America*, 147(1):101.
<https://doi.org/10.1121/1.5141370>
- Rødsvik, A.K., von Koss Torkildsen, J., Wie, O.B., Storaker, M.A. & Silvola, J.T. (2018). Consonant and Vowel Identification in Cochlear Implant Users Measured by Nonsense Words: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. 61(4):1023-1050. https://doi.org/10.1044/2018_JSLHR-H-16-0463
- Rosen, S. (1992). Temporal information in speech: acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B Biological Sciences*, 336(1278), 367-73. <https://doi.org/10.1098/rstb.1992.0070>
- Rosenzweig, E. (2021, December 9). Cochlearimplantonline.com.
<http://cochlearimplantonline.com/site/mapping-a-cochlear-implant/>
- Rossi-Katz, J. & Arehart, K.H. (2011). Survey of audiological service provision to older adults with cochlear implants. *American Journal of Audiology*, 20(2), 84-89.
[https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2011/10-0044\)](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2011/10-0044))
- Russell, S. & Norvig, P. (2003). Artificial Intelligence, A modern Approach, second ed. Prentice Hall.
- Scala, B. (2021, november 25). Audiologie-demain.com. <https://audiologie-demain.com/vers-un-reglage-automatique-des-aides-auditives>
- Schatzer, R., Krenmayr, A., Au, D.K., Kals, M. & Zierhofer, C. (2010). Temporal fine structure in cochlear implants: preliminary speech perception results in Cantonese-speaking implant users. *Acta Oto-Laryngologica*, 130(9):1031-9
<https://doi.org/10.3109/00016481003591731>
- Schatzer, R., Koroleva, I., Griessner, A., Levin, S., Kusovkov, V., Yanov, Y. & Zierhofer, C. (2015). Speech perception with interaction-compensated simultaneous stimulation and long pulse durations in cochlear implant users. *Hearing Research*, 322:99-106.
<https://doi.org/10.1016/j.heares.2014.11.002>

- Schvartz-Leyzac, K.C., Zwolan, T.A., & Pfingst, B.E. (2017). Effects of Electrode Deactivation on Speech Recognition in Multichannel Cochlear Implant Recipients. *Cochlear Implants International*, 18(6), 324–34.
- Servais, J., Hörmann, K. & Wallhäusser-Franke, E. (2017). Unilateral cochlear implantation reduces Tinnitus loudness in Bimodal hearing: a Prospective study. *Frontiers in Neurology*, 7, 8:60. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00060>
- Shannon, R.V., Zeng, F.G., Kamath, V., Wygonski, J. & Ekelid, M. (1995). Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*. 270(5234):303-4. <https://doi.org/10.1126/science.270.5234.303>
- Shepard, B., Kulig, J. & Botey, A.P. (2017). Counselling Children After Wildfires: A School-Based Approach. *Canadian Journal of Counselling and Psychotherapy*, 51(1):61-80.
- Shortlife, E.H. (1976). Computer-based medical consultations : mycin. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-00179-5.50008-1>
- Siburt, H.W. & Holmes, A.E. (2015). Bimodal programming: a survey of current clinical practice. *American Journal of Audiology*, 24(2), 243-249. https://doi.org/10.1044/2015_AJA-14-0069
- Skinner, M.W., Holden, L.K., Holden, T.A. et al. (1995). Comparison of procedures for obtaining thresholds and maximum acceptable loudness levels with the Nucleus cochlear implant system. *Journal of Speech, language and Hearing Research*, 38(3), 677-89. <https://doi.org/10.1044/jshr.3803.677>
- Skinner, M.W., Holden, L.K., Holden, T.A. et al. (1999). Comparison of two methods for Selecting Minimum Stimulation Levels Used in Programming the Nucleus 22 Cochlear Implant. *Journal of Speech, language and Hearing Research*, 42(4), 814–828. <https://doi.org/10.1044/jslhr.4204.814>
- Sladen, D.P., Carlson, M.L., Dowling, B.P., Olund, A.P., DeJong, M.D., Breneman, A., Hollander, S., Beatty, C.W., Neff, B.A. & Driscoll, C.L. (2018). Cochlear Implantation in Adults With Asymmetric Hearing Loss: Speech Recognition in Quiet and in Noise, and Health Related Quality of Life. *Otology & Neurotology*, 39(5):576-581. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001763>
- Sliwinska-Kowalska, M. (2015). *Chapter 19- Hearing in Handbook of Clinical Neurology*. Elsevier.
- Smith, Z.M., Delgutte, B., & Oxenham, A.J. (2002). Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception, *Nature*, 416(6876), 87–90. <https://doi.org/10.1038/416087a>
- Sousa, A.F, Couto, M.I.V. & Martinho-Carvalho, A.C. (2018). Quality of life and cochlear implant: results in adults with postlingual hearing loss. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 84(4):494-499. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2017.06.005>

- Spahr, A.J. & Dorman, M.F. (2005). Effects of minimum stimulation settings for the Med El Tempo+ speech processor on speech understanding. *Ear and Hearing*, 26(4), 2S-6S. <https://doi.org/10.1097/00003446-200508001-00002>
- Spoendlin, H. (1984). Factors inducing retrograde degeneration of the cochlear nerve. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology Supplement*, 112, 76-82. <https://doi.org/10.1177/00034894840930s415>
- Stephan, K. & Welzl-Müller, K. (2000). Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology*, 39(1), 13-18. <https://doi.org/10.3109/00206090009073049>
- Stakhovskaya, O., Sridhar, D., Bonham, B. H., et al. (2007). Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 8, 220–233.
- Sun, C.H., Chang, C.J., Hsu CJ et al. (2019). Feasibility of early activation after cochlear implantation. *Clinical Otolaryngology*, 44(6), 1004-1010. <https://doi.org/10.1111/coa.13427>
- Tharpe, A.M. & Gustafson, S. (2015). Management of Children with Mild, Moderate, and Moderately Severe Sensorineural Hearing Loss. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 48(6), 983-94. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2015.07.005>
- Theelen-van den Hoek, F.L., Boymans, M., van Dijk, B. & Dreschler, W.A. (2016). Adjustments of the amplitude mapping function: Sensitivity of cochlear implant users and effects on subjective preference and speech recognition. *International Journal of Audiology*, 55(11):674-87. <https://doi.org/10.1080/14992027.2016.1202454>
- Tixier, C. Deggouj, N. & Wathour, J. (2011). Normalisation de nouvelles listes de mots monosyllabiques pour l'audiométrie vocale. [mémoire]. [Belgique]: Université Libre de Bruxelles et Catholique de Louvain.
- Tokita, J., Dunn, C., Hansen, M.R. (2014). Cochlear Implantation and Single Sided Deafness. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, 22(5), 353–358. <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000000080>
- Torres, R., Daoudi, H., Lahlou, G., Sterkers, O., Ferrary, E., Mosnier, I. & Nguyen, Y. (2021). Restoration of High Frequency Auditory Perception After Robot-Assisted or Manual Cochlear Implantation in Profoundly Deaf Adults Improves Speech Recognition. *Frontiers in Surgery*, 10;8:729736. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2021.729736>
- Trudel, M.C., Marsan, J., Paré, G., Raymond, L., de Guinea, A.O., Maillet, E. & Micheneau, T. (2017). Ceiling effect in EMR system assimilation: a multiple case study in primary care family practices. *BMC Medical Informatics Decision Making*, 17(1), 46-64. <https://doi.org/10.1186/s12911-017-0445-1>

- Vaerenberg, B., Govaerts, P.J., De Ceulaer, G., Daemers, K. & Schwauwers, K. (2011). Experiences of the use of FOX, an intelligent agent, for programming cochlear implant sound processors in new users. *International Journal of Audiology*, 50(1), 50-58. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.531294>
- Vaerenberg, B., Govaerts, P.J., Stainsby, T., Nopp, P., Gault, A. & Gnansia D. A. (2014). Uniform graphical representation of intensity coding in current generation cochlear implant systems. *Ear and Hearing*, 35(5), 533-43. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000039>
- Vaerenberg, B., De Ceulaer, G., Szlavik, Z., Mancini, P., Buechner, A. & Govaerts, P.J. (2014). Setting and reaching targets with computer-assisted cochlear implant fitting. *The Scientific World Journal*, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2014/646590>
- Vaerenberg, B., Smits, C., De Ceulaer, G., Zir, E., Harman, S., Jaspers, N., Tam, Y., Dillon, M., Wesarg, T., Martin-Bonniot, D., Gärtner, L., Cozma, S., Kosaner, J., Prentiss, S., Sasidharan, P., Briare, J., Bradley, J., Debruyne, J., Hollow, R., Patadia, R., Mens, L., Veekmans, K., Greisiger, R., Harboun-Cohen, E., Borel, S., Tavora-Vieira, D., Mancini, P., Cullington, H., Ng, A., Walkowiak, A., Shapiro, W.H. & Govaerts, P.J. (2014). Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *The Scientific Journal World*, 501738, 1-12.
- van Beeck Calkoen, E.A., Engel, M.S.D., van de Kamp, J.M., Yntema, H.G., Goverts, S.T., Mulder, M.F., Merkus, P. & Hensen, E.F. (2019). The etiological evaluation of sensorineural hearing loss in children. *European Journal of Pediatrics*, 178(8):1195-1205. <https://doi.org/10.1007/s00431-019-03379-8>
- van Wieringen, A., Magits, S., Francart, T., & Wouters, J. (2021). Home-Based Speech Perception Monitoring for Clinical Use With Cochlear Implant Users. *Frontiers in Neuroscience*, 15, 1–13. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.773427>
- Varadarajan, V. V., Sydlowski, S. A., Li, M. M., Anne, S., & Adunka, O. F. (2021). Evolving Criteria for Adult and Pediatric Cochlear Implantation. *Ear, Nose & Throat Journal*, 100(1), 31–37. <https://doi.org/10.1177/0145561320947258>
- Veekmans, K., Honeyman, J., Daft, M., Hawker, K., Johnson, S. & Twomey, T. (2010). The influence of increasing the instantaneous input dynamic range in paediatric cochlear implant recipients. *Cochlear Implants International*, 11(1):473-478. <https://doi.org/10.1179/146701010X12671177204705>
- Vermiglio, A. J. (2014). On the Clinical Entity in Audiology: (Central) Auditory Processing and Speech Recognition in Noise Disorders. *Journal of the American Academy of Audiology*, 25(9), 904–918. <https://doi.org/10.3766/jaaa.25.9.10>
- Verstreken, M., Declau, F., Wuyts, F.L, D'Haese, P., Van Camp, G., Fransen, E., Van den Hauwe, L., Buyle, S., Smets, R.E., Feenstra, L., Van der Stappen, A. & Van de Heyning, P.H. (2001). Hereditary otovestibular dysfunction and Ménière's disease in a large Belgian family is caused by a missense mutation in the COCH gene. *Otology & Neurotology*, 22(6):874-81. <https://doi.org/10.1097/00129492-200111000-00028>

- Voorn, R.A. & Vogl, C. (2020). Molecular Assembly and Structural Plasticity of Sensory Ribbon Synapses-A Presynaptic Perspective. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(22):8758. <https://doi.org/10.3390/ijms21228758>
- Wagner, A. & Ernestus, M. (2008). Identification of Phonemes: Differences between Phoneme Classes and the Effect of Class Size. *Phonetica*, 65(1-2):106-27. <https://doi.org/10.1159/000132389>
- Waltman, S.B. & Roland, J.T. (2014). *Cochlear Implants—Third Edition*. Thieme.
- Waltzman, S.B. & Kelsall, D.C. (2020). The use of artificial intelligence to program cochlear implant. *Otology and Neurotology*, 41(4), 452-457. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000002566>
- Wanna, G. B., Noble, J. H., Carlson, M. L., Gifford, R. H., Dietrich, M. S., Haynes, D. S., Dawant, B. M., & Labadie, R. F. (2014). Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *The Laryngoscope*, 124(6), 1–7. <https://doi.org/10.1002/lary.24728>
- Wasmann, J.W., Lanting, C., Huinck, W., Mylanus, E., van der Laak, J., Govaerts, P., De Wet, S., Moore, D., & Barbour, D. (2021). Computational Audiology: New Approaches to Advance Hearing Health Care in the Digital Age. *Ear and Hearing*, 42(6), 1499-1507. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001041>
- Wathour, J., Teunen, M., Pascoal, D., Deggouj, N. & Govaerts, P.J. (2016). L’implant cochléaire avant l’âge d’un an : données quantitatives et qualitatives. *Rééducation Orthophonique*, 268, 31-44.
- Wathour, J., Govaerts, P.J., & Deggouj, N. (2019). From Manual to Artificial Intelligence Fitting: Two Cochlear Implant Case Studies. *Cochlear Implants International*, 21(5), 299–305. <https://doi.org/10.1080/14670100.2019.1667574>
- Wathour, J., Govaerts, P.J. & Deggouj, N. (2021). Variability of fitting parameters across cochlear implant centers. *European Archives of Otorhinolaryngology*, 278(12), 4671-4679. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06572-w>
- Wilson, B.S., Dorman, M.F. & Katona, E. (2012). Les implants cochléaires : un passé remarquable et un brillant avenir. *Les cahiers de l’audition*. 46-49.
- Wolfe, J. & Schafer, E. (2015). *Programming Cochlear Implants – second edition*, San Diego : Plural Publishing.
- Wolfe, J. (2018). *Cochlear Implants – Audiologic Management and Considerations for Implantable Hearing Devices*, ed. Plural Publishing.
- Yücel, E., Aslan, F., Özkan, H.B. & Sennaroğlu, L.(2015). Recent Rehabilitation Experience with Pediatric ABI Users. *The Journal of International Advanced Otology*, 11(2), 110-113. <https://doi.org/10.5152/iao.2015.915>. PMID: 26380998

- Zemlin, W. R. (1998). *Speech and hearing science: anatomy and physiology* (4th ed.) Needham Heights, MA: Allyn & Bacon.
- Zeng, F.G. & Galvin, J.J. (1999). 3rd. Amplitude mapping and phoneme recognition in cochlear implant listeners. *Ear and Hearing*, 20(1):60-74. <https://doi.org/10.1097/00003446-199902000-00006>
- Zhang, W., Qi, S., Zhuo, J., Wen, S. & Fang, C. (2020) Concordance Study in Hepatectomy Recommendations Between Watson for Oncology and Clinical Practice for Patients with Hepatocellular Carcinoma in China. *World Journal of Surgery*, 44(6):1945-1953. <https://doi.org/10.1007/s00268-020-05401-9>
- Zhao, Y., Liang, C., Gu, Z., Zheng, Y. & Wu, Q. (2020). A New Design Scheme for Intelligent Upper Limb Rehabilitation Training Robot. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(8), 2948. <https://doi.org/10.3390/ijerph17082948>
- Zhou, N., Zhang, C., Lv, H., Hao, C., Li, T., Zhu, J., ... Zhang, X. (2019). Concordance Study Between IBM Watson for Oncology and Clinical Practice for Patients with Cancer in China. *The Oncologist*, 24(6), 812–819. <https://doi.org/10.1634/theoncologist.2018-0255>
- Zou, F.W., Tang, Y.F., Liu, C.Y., Ma, J.A. & Hu, C.H. (2020). Concordance Study Between IBM Watson for Oncology and Real Clinical Practice for Cervical Cancer Patients in China: A Retrospective Analysis. *Frontiers in Genetics*, 24;11:200. <https://doi.org/10.3389/fgene.2020.00200>
- Zwolan, T.A., Presley, R., Chenier, L., & Buck, B. (2020). Investigation of an Outcomes-Driven, Computer-Assisted Approach to CI Fitting in Newly Implanted Patients. *Ear and Hearing*, 42, 558–64. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000957>
- Zwislocki, J.J. & Nguyen, M. (1999). Place code for pitch: a necessary revision. *Acta-Otolaryngologica*, 119(2),140-5. <https://doi.org/10.1080/00016489950181530>