



HAL
open science

Influence de l'interaction inter-électrodes sur l'intelligibilité de la parole chez les patients implantés cochléaires : importance de la stratégie de codage

Pierre-Antoine Cucis

► **To cite this version:**

Pierre-Antoine Cucis. Influence de l'interaction inter-électrodes sur l'intelligibilité de la parole chez les patients implantés cochléaires : importance de la stratégie de codage. Neurosciences. Université de Lyon, 2021. Français. NNT : 2021LYSE1343 . tel-03789606

HAL Id: tel-03789606

<https://theses.hal.science/tel-03789606v1>

Submitted on 27 Sep 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



N°d'ordre NNT :
2021LYSE1343

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
l'Université Claude Bernard Lyon 1

Ecole Doctorale N° 476
Neurosciences et Cognition (ED NSCo)

Spécialité de doctorat :
Discipline : Neurosciences

Soutenue publiquement le 17/12/2021,
par : **Pierre-Antoine Cucis**

**Influence de l'interaction inter-électrodes
sur l'intelligibilité de la parole chez les
patients implantés cochléaires ; importance
de la stratégie de codage**

Devant le jury composé de :

Pr Parietti-Winkler , Cécile	PU-PH	Université de Lorraine	Rapporteure
Pr Truck , Isis	PU	Université Paris 8	Rapporteure
Pr Pissaloux , Edwige	PU	Université de Rouen	Examinatrice
Pr Thaï-Van , Hung	PU-PH	Université Lyon 1	Examineur
Pr Truy , Eric	PU-PH	Université Lyon 1	Directeur de thèse
Pr Berger-Vachon , Christian	PU	Université Lyon 1	Co-directeur
Pr Gallego , Stéphane	Prof associé	Université Lyon 1	Invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Administrateur provisoire de l'Université

Président du Conseil Académique

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil Formation et Vie Universitaire

Vice-président de la Commission Recherche

Directeur Général des Services

M. Frédéric FLEURY

M. Hamda BEN HADID

M. Didier REVEL

M. Philippe CHEVALIER

M. Jean-François MORNEX

M. Pierre ROLLAND

COMPOSANTES SANTE

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Faculté d'Odontologie

Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Faculté de Médecine Lyon Est

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directrice : Mme Anne-Marie SCHOTT

Doyenne : Mme Dominique SEUX

Doyenne : Mme Carole BURILLON

Doyen : M. Gilles RODE

Directeur : M. Xavier PERROT

Directrice : Mme Christine VINCIGUERRA

COMPOSANTES & DEPARTEMENTS DE SCIENCES & TECHNOLOGIE

Département Génie Electrique et des Procédés (GEP)

Département Informatique

Département Mécanique

Ecole Supérieure de Chimie, Physique, Electronique (CPE Lyon)

Institut de Science Financière et d'Assurances (ISFA)

Institut National du Professorat et de l'Education

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Observatoire de Lyon

Polytechnique Lyon

UFR Biosciences

UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et
Sportives (STAPS)

UFR Faculté des Sciences

Directrice : Mme Rosaria FERRIGNO

Directeur : M. Behzad SHARIAT

Directeur M. Marc BUFFAT

Directeur : Gérard PIGNAULT

Directeur : M. Nicolas LEBOISNE

Administrateur Provisoire : M. Pierre CHAREYRON

Directeur : M. Christophe VITON

Directrice : Mme Isabelle DANIEL

Directeur : Emmanuel PERRIN

Administratrice provisoire : Mme Kathrin GIESELER

Directeur : M. Yannick VANPOULLE

Directeur : M. Bruno ANDRIOLETTI

Remerciements

Je souhaiterais remercier toutes les personnes qui ont, de près ou de loin, permis la réalisation de cette thèse par leur soutien moral et matériel, leur accueil et leur bienveillance.

Je remercie tout d'abord les membres du jury de thèse pour l'intérêt porté à mon travail. Professeur Isis Truck et Professeur Cécile Parietti-Winkler d'avoir rapporté ce travail malgré des conditions difficiles. Professeur Edwige Pissaloux et Professeur Hung Thai-Van d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse malgré les difficultés de parcours.

Je souhaite remercier ensuite mes encadrants de thèse. Ce fut un grand honneur de travailler sous votre direction.

Professeur Eric Truy, merci d'avoir porté ce projet en tant que directeur de thèse et de m'avoir ouvert les portes de la recherche. Je vous remercie pour votre soutien inconditionnel, l'attention et le temps que vous m'avez accordés pour mener à bien ce travail.

Professeur Berger-Vachon, merci d'avoir été à l'initiative de ce projet de thèse et de m'avoir fait profiter de votre expérience. Merci pour votre grande disponibilité et votre soutien. Grâce à vous j'ai pu présenter mon travail à l'IFRATH et recevoir une distinction. Vous m'avez guidé et accompagné malgré les embûches.

Je souhaite remercier l'entreprise Oticon Medical d'avoir accepté un partenariat avec les Hospices Civils de Lyon afin de financer notre projet de recherche. Merci à Pierre Stahl d'avoir participé au suivi de ma thèse et d'avoir répondu à mes interrogations sur les implants Oticon Medical. Merci à Dan Gnancia d'avoir cru dans ce projet. Merci à Charlène Batrel pour son écoute, son professionnalisme et ces précieux conseils.

Je remercie Stéphane Gallego de m'avoir suivi tout au long de mes études à Lyon. Merci de m'avoir accueilli à l'école d'audioprothèse et de m'avoir permis de faire Polytech. Merci d'avoir été à l'origine de cette thèse et pour l'aide que vous m'avez apportée ces dernières années.

Je remercie le Professeur Hung Thai-Van de m'avoir accueilli dans son service et permis d'utiliser à ma convenance le matériel disponible.

Je remercie les patients et toutes les personnes qui ont accepté de donner de leur temps pour participer aux protocoles expérimentaux malgré une situation sanitaire difficile.

Je remercie tout le personnel du Pavillon U pour son accueil, sa bienveillance et son professionnalisme. Merci aux secrétaires Murielle, Helena, Florence, Madjuba et Corinne. Merci aux Audios et aux Orthos. Merci à Grégory pour la programmation des implants et pour le temps passé à me conseiller. Merci à Kenza, Julie et Pierre pour leur bonne humeur et leur soutien dans les moments difficiles.

Merci à mes amis. Merci particulièrement à toi « Lapin », de m'avoir supporté des journées entières durant 6 ans ! Merci à toi et à Marine de m'avoir remonté le moral dans les moments difficiles. Nous avons formé une équipe de choc ces dernières années et j'espère qu'on ne va pas s'arrêter là.

Tous les mots du monde ne suffiraient pas pour remercier pleinement ma famille. Je vous aime. Merci à mes parents de m'avoir toujours soutenu et encouragé dans mes projets. Je ne serais jamais allé aussi loin sans votre amour et votre présence bienveillante. Merci à mes frères et sœur, je n'aurais jamais été la personne que je suis aujourd'hui sans vous.

Résumé

Depuis la fin des années 70, l'implant cochléaire (IC) a progressivement pris sa place dans les moyens de réhabilitation des surdités sévères à profondes neurosensorielles. C'est ainsi que des patients retrouvent ou acquièrent l'accès à une audition utile, améliorant dans des proportions remarquables, leur qualité de vie. Environ 1 500 personnes en bénéficient chaque année en France. Cependant de grandes disparités persistent dans les résultats et il existe un large spectre des performances chez les patients implantés qui vont de l'échec total à la restauration d'une compréhension de la parole quasi normale. De nombreux facteurs physiologiques et technologiques permettent d'expliquer une partie de la variabilité des résultats. Cependant actuellement environ 21% seulement de la variance des résultats est expliquée par des facteurs explicatifs recensés à ce jour [Lazard et al. ; Blamey et al.].

De manière à essayer d'améliorer la compréhension des facteurs influençant les résultats fonctionnels de l'IC, nous nous sommes intéressés à l'effet de l'interaction bioélectrique entre les électrodes et les cellules cochléaires ainsi qu'à l'impact de la stratégie de codage du son dans la compréhension de la parole dans le bruit.

Une première étude a évalué de façon générale la compréhension de la parole dans le bruit en fonction de la stratégie de codage avec et sans sélection de canaux. Pour cela nous avons utilisé deux approches ; une évaluation avec des patients implantés cochléaires et une étude en simulation avec des sujets normoentendants. Dans les deux populations, une différence a été observée en faveur de la stratégie sans sélection des canaux. Pour les implantés cochléaires, aucune différence n'a été mise en évidence entre les deux types de stratégies de codage, mais nous avons pu constater un léger avantage pour les stratégies sans sélection de canaux par rapport aux stratégies avec sélection.

La seconde étude a introduit la problématique de l'interaction entre les électrodes. L'objectif principal de cette étude était de rechercher l'influence de l'interaction entre différents canaux d'un implant cochléaire sur la reconnaissance de la parole et la sélectivité fréquentielle chez des sujets adultes normoentendants soumis à un protocole de simulation d'un implant cochléaire par vocodeur. D'une part, nous avons mesuré la compréhension de la parole dans le bruit en fonction du nombre de canaux sélectionnés et d'autre part nous avons évalué le degré d'interaction par une mesure de la sélectivité fréquentielle. Dans ce travail nous avons observé un effet de seuil sur la sélectivité fréquentielle et la reconnaissance des mots pour le plus haut degré d'interaction. De plus, il a été dégagé une corrélation entre la sélectivité fréquentielle et l'intelligibilité dans le bruit ce qui soutient l'hypothèse que les courbes d'accords psychoacoustiques peuvent expliquer la reconnaissance des mots dans certaines conditions. Enfin, les variations inter-individuelles des performances observées entre les sujets suggèrent que l'interaction n'a pas le même effet sur chaque individu. Ces résultats soulignent l'importance de prendre en compte l'individualité des sujets et d'évaluer l'interaction des canaux par le biais du processeur vocal.

Abstract

Since the end of the 1970s, cochlear implants (CIs) have progressively taken their place in the rehabilitation of severe to profound sensorineural hearing loss. As a result, patients have regained or are gaining access to useful hearing, improving their quality of life to a remarkable degree. Approximately 1,500 people benefit from this treatment each year in France. However, great disparities in results persist and there is a wide spectrum of performance among implanted patients, ranging from total failure to restoration of near-normal speech understanding. Many physiological and technological factors help to explain some of the variability in results. However, currently only about 21% of the variance in outcomes is explained by explanatory factors identified to date [Lazard et al. and Blamey et al.]

In an attempt to improve the understanding of the factors influencing functional outcomes in CI, we investigated the effect of bioelectric interaction between the electrodes and the cochlear cells as well as the impact of the sound coding strategy on speech understanding in noise.

A first study evaluated in a general way the understanding of speech in noise according to the coding strategy with and without channel selection. For this purpose, we used two approaches; an evaluation with cochlear implant patients and a simulation study with normal hearing subjects. In both populations, a difference was observed in favor of the strategy without channel selection. For cochlear implant patients, no difference was found between the two types of coding strategies, but we could see a slight advantage for the strategies without channel selection over the strategies with selection.

The second study introduced the issue of electrode interaction. The main objective of this study was to investigate the influence of the interaction between different channels of a cochlear implant on speech recognition and frequency selectivity in adult normal-hearing subjects subjected to a vocoder-based cochlear implant simulation protocol. On the one hand, we measured speech understanding in noise as a function of the number of channels selected and on the other hand, we evaluated the degree of interaction by measuring frequency selectivity. In this work we observed a threshold effect on frequency selectivity and word recognition for the highest degree of interaction. Furthermore, a correlation was found between frequency selectivity and intelligibility in noise, which supports the hypothesis that psychoacoustic tuning curves can explain word recognition under certain conditions. Finally, the inter-individual variations in performance observed between subjects suggest that interaction does not have the same effect on each individual. These results rise the importance of considering subject individuality and assessing channel interaction through the speech processor.

Liste des publications

Journaux internationaux à comité de lecture :

- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Thaï-Van, H., Hermann, R., Gallégo, S., Truy, E., 2021. Word Recognition and Frequency Selectivity in Cochlear Implant Simulation: Effect of Channel Interaction. *Journal of Clinical Medicine* 10, 679. <https://doi.org/10.3390/jcm10040679>
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Hermann, R., Millioz, F., Truy, E., Gallégo, S., 2019. Hearing in Noise: The Importance of Coding Strategies—Normal-Hearing Subjects and Cochlear Implant Users. *Applied Sciences* 9, 734. <https://doi.org/10.3390/app9040734>
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Truy, E., Hermann, R., Van, H. T., & Gallego, S., 2019. Influence of microphone soiling on syllable recognition in cochlear implants: Simulation and recognition in noise. *Acta Oto-Laryngologica*, 139(1), 27–37. <https://doi.org/10.1080/00016489.2018.1535191>

Conférences et communications orales :

- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Hermann, R., Thaï-Van, H., Gallégo, S., Truy, E., 2020. Implant cochléaire : effet du nombre de canaux et de leur chevauchement sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Etude en simulation avec des sujets normoentendants. Conférence Handicap 2020, 4–6 novembre, Paris, France, pp. 71–76.
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Hermann, R., Thaï-Van, H., Gallégo, S., Truy, E., 2020. Effet variable de l'interaction inter canaux sur la résolution spectrale et l'intelligibilité de la parole. Simulation d'implant cochléaire chez le normoentendant. Congrès National SFORL 2020, 10–11 octobre, Paris, France.
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Thaï-Van, H., Hermann, R., Gallégo, S., Truy, E., 2019. Mise en Place d'une Méthode de Mesure de l'Acuité Fréquentielle pour le Réglage des Implants Cochléaires : Etude Pilote chez le Normoentendant. JCJC'2019 : Colloque Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs, 13 juin, Paris, France, pp. 19–26.
- Cucis, P.A., Berger-Vachon, C., Seldran, F., Truy, E., Gallégo, S., 2018. Impact du nombre de canaux pour la stimulation de l'implant cochléaire. Conférence Handicap 2018, 13–15 juin, Paris, France, pp. 65–70.
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Truy, E., Gallégo, S., 2017. Implant Cochléaire : Codage et interaction de voisinage entre les électrodes. JCJC'2017 : Colloque Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs, 8–9 juin, Paris, France, pp. 87–96.

Table des matières

Remerciements	i
Résumé	ii
Abstract.....	iii
Liste des publications	iv
Table des matières	v
Liste des abréviations	x
Liste des figures.....	xi
Liste des tableaux	xiii
Introduction générale.....	15
Chapitre 1. Audition, psychoacoustique et perception de la parole.....	18
1. Notions fondamentales concernant le système auditif	18
1.1. Anatomie et fonctionnement de la cochlée.....	18
1.1.1. Fonction de la membrane basilaire	19
1.1.2. Rôle sensoriel de l'organe de Corti	22
1.2. .Innervation des cellules ciliées	28
1.2.1. Tonotopie du ganglion spiral	31
1.2.2. Réponse des fibres en fonction de l'intensité	33
1.2.3. Réponses des fibres en fonction de la fréquence	35
1.3. Tonotopie des voies auditives centrales.....	38
2. Eléments de psychoacoustique et hauteur tonale	42
2.1. Sélectivité fréquentielle et masquage	42
2.1.1. Filtres auditifs	42
2.1.2. Courbes d'accords psychoacoustiques.....	45
2.1.3. Masque d'amont ou «en avant » (Forward masking)	47
2.2. Perte de sélectivité fréquentielle.....	50

3.	Perception de la parole	51
3.1.	Appareil phonatoire et caractéristiques des sons de parole	51
3.2.	Compréhension de la parole dans le bruit	57
Chapitre 2. Implant cochléaire multi electrode, stratégies de codage et interaction .		60
1.	Surdité et réhabilitation de la fonction auditive	60
1.1.	Classification des surdités	60
1.2.	Les surdités neurosensorielle d'origine cochléaire.....	61
1.3.	Les systèmes de correction de l'audition.....	64
2.	Réhabilitation par l'implant cochléaire	65
2.1.	Historique	65
2.2.	Indications actuelles	67
2.3.	Principe général de fonctionnement de l'implant cochléaire	69
2.4.	Facteurs influencant la perception auditive chez l'implanté cochléaire.....	72
3.	Transduction du signal sonore.....	75
3.1.	Modes de stimulation.....	75
3.2.	Stratégies de codages.....	76
3.2.1.	Stratégies sans sélection de canaux	77
3.2.2.	Stratégies avec sélection de canaux	80
3.2.3.	Effet de la stratégie de codage	83
3.3.	Nombre de canaux	85
4.	Phénomène d'interaction et de diffusion	86
4.1.	Mesure de la diffusion	89
4.1.1.	Diffusion du courant	89
4.1.2.	Diffusion de l'excitation	90
4.2.	Mesure de l'interaction	90
4.2.1.	Electrophysiologie	90
	Potentiels d'action composites	90

Potentiels évoqués auditifs	91
4.3. Mesure psychophysique des interactions	93
4.3.1. Ondulations spectrales (Spectral ripple)	93
4.3.2. Masquage psychoacoustique (Forward masking)	94
5. Simuler le port d'un implant	97
Chapitre 3. Audition dans le bruit avec un implant cochléaire, évaluation de deux types de codage.	99
1. Résumé	100
2. Matériel et méthodes	101
2.1. Sujets	101
2.1.1. Normoentendants	101
2.1.2. Implantés cochléaires	101
2.2. Conditions expérimentales	102
2.2.1. Equipements	102
2.2.2. Matériel acoustique	103
2.2.3. Vocodeur et synthèse des signaux acoustiques :	104
2.3. Procédures expérimentales	106
2.3.1. Normoentendants	106
2.3.2. Implantés cochléaires	106
2.4. Analyse et traitement des données	107
2.4.1. Ajustement des courbes d'intelligibilité	107
2.4.2. Analyses statistiques	108
3. Résultats	109
3.1. Normoentendants	109
3.1.1. Courbes d'intelligibilité	109
3.1.2. Paramètres de la sigmoïde	111
3.2. Implantés cochléaires	111

3.2.1.	Courbes d'intelligibilité	111
3.2.2.	Paramètres de la sigmoïde	113
4.	Conclusion.....	115
Chapitre 4. Interactions entre les canaux de l'implant cochléaire, simulation chez le normoentendant. 116		
1.	Résumé	117
2.	Matériel et méthodes	118
2.1.	Sujets	118
2.2.	Equipements	118
2.3.	Vocodeur et synthèse des signaux acoustiques	118
2.4.	Audiométrie vocale dans le bruit.....	123
2.5.	Sélectivité fréquentielle	124
2.5.1.	Stimuli.....	124
2.5.2.	Procédure	126
2.6.	Analyse et traitement des données.....	127
2.6.1.	Ajustement des courbes d'accords et calcul du Q10dB.....	127
2.6.2.	Transformation en arcsinus des scores d'intelligibilités.....	129
2.6.3.	Analyses statistiques	130
3.	Résultats	131
3.1.	Reconnaissance dans le bruit.....	131
3.2.	Courbes d'accords psychoacoustiques	134
3.3.	Correlation entre la reconnaissance des syllabes et la sélectivité fréquentielle 137	
4.	Conclusion.....	138
Discussion générale		
1.	Stratégie de codage.....	139
2.	Nombre de maxima	141
3.	Implants cochléaires vs Simulation.....	142

4.	Interactions simulées chez les sujets normoentendants.....	143
5.	Courbes d'accords psychoacoustiques et interactions.....	144
6.	Perceptive d'étude avec implantés	146
	Conclusion.....	149
	Bibliographie	153
	Annexe 1 : Listes de mots dissyllabiques de Fournier	176
	Annexe 2 : Article publié dans Applied Sciences	179
	Annexe 3 : Article publié dans Journal of Cinical Medecine.....	196

Liste des abréviations

ACE	Advanced Combination Encoder
BIAP	Bureau international d'audiophonologie
CAP	Courbe d'accord psychoacoustique
CC	Cellule ciliée
CCI	Cellule ciliée interne
CCE	Cellule ciliée externe
CIS	Continuous Interleaved Sampling
dB SPL	Décibel Sound Pressure Level
dB HL	Décibel Hearing Level
ECAP	Electrically evoked Compound Action Potential
EFI	Electric Field Imaging
FSP	Fine Structure Processing
HAS	Haute autorité de santé
MIC	Monaural Interaction Component
MPEAK	Multi Peak
MPIS	Main Peak Interleaved Sampling
ORL	Otorhinolaryngologie
PEA	Potentiel évoqué auditif
PEAe	Potentiel évoqué auditif provoqué électriquement
RAU	Rationalized Arcsine Unit
RSB	Rapport signal sur bruit
SFORL	Société française d'ORL
SOE	Spread of Excitation
SPEAK	Spectral Peak

Liste des figures

Figure 1.1: Oreille humaine	18
Figure 1.2: Représentation de la tonotopie cochléaire	19
Figure 1.3 : Déplacement d'une onde stationnaire le long de la membrane basilaire.....	20
Figure 1.4: Dédution de courbes d'accords le long de la membrane basilaire.....	21
Figure 1.5: Anatomie de la cochlée et de l'organe de Corti.....	22
Figure 1.6: Représentation schématique d'une cellule ciliée interne.....	24
Figure 1.7 : Transduction mécano-électrique effectuée par les cellules ciliées internes	26
Figure 1.8:	27
Figure 1.9 : Sélectivité fréquentielle d'une cellule ciliée interne	28
Figure 1.10: Illustration des variations du nombre de cellules ciliées et du nombre de neurones le long de la cochlée	29
Figure 1.11: Innervation des cellules ciliées	31
Figure 1.12: Représentation schématique de la cochlée et de l'organe de Corti.....	33
Figure 1.13: Codage de l'intensité sonore par les neurones auditifs.....	34
Figure 1.14: Activité d'une cellule ciliée interne et d'un neurone afférent.....	35
Figure 1.15: Verrouillage de phase	36
Figure 1.16: Courbes d'accords neurales	38
Figure 1.17 : Tonotopie du ganglion spiral et du noyau cochléaire.	39
Figure 1.18: Tonotopie des relais auditifs du tronc cérébral et du cortex auditif.....	40
Figure 1.19: Représentation schématique des harmoniques d'un son complexe.....	43
Figure 1.20: Expérience de Fletcher, détermination de la bande critique par masquage.....	45
Figure 1.21 : Courbes d'accord psychoacoustiques.....	47
Figure 1.22 : Paradigme de masquage temporel en forward masking.....	49
Figure 1.23: Courbe d'accord psychoacoustique. Tracé normal et pathologique	50
Figure 1.24 : Spectre des sons de parole	52
Figure 1.25 : Illustration de l'appareil phonatoire et de ses différents éléments	53
Figure 1.26 : Décomposition du signal de parole selon ses caractéristiques principales.....	54
Figure 1.27 : Illustration de la production de la parole selon la théorie source-filtre	55
Figure 1.28 : Représentation formantique et articulatoire du « triangle vocalique ».....	56
Figure 1.29 : Inventaire des consonnes du français.....	57
Figure 1.30 : Effets du bruit sur les pics des formants	58
Figure 1.31 : Analyse spectro-temporelle et phonétique.....	59

Figure 2.1 : Imagerie en microscopie électronique à balayage de l'organe de Corti du rat	62
Figure 2.2 : Schéma des composants de l'implant cochléaire.....	70
Figure 2.3 :	71
Figure 2.4:	72
Figure 2.5 : Représentation des différents modes de stimulation	76
Figure 2.6 :	78
Figure 2.7 :	80
Figure 2.8 : Etapes essentielles du traitement du signal d'une stratégie de codage n-of-m.....	81
Figure 2.9 : Stratégies MPIS vs Crystalis	83
Figure 2.10 : Schéma d'une interface électrode-neurone.....	88
Figure 2.11 : Diagramme des interactions dans l'interface électrode-neurone-cerveau.....	89
Figure 2.12 : Mesure de l'interaction par le recueil d'ECAP.....	91
Figure 2.13 : Potentiels évoqués auditifs précoces.	92
Figure 2.14 : Principe de mesure des interactions à l'aide de PEAE (MIC).	92
Figure 2.15 : Spectres de stimulations à ondulations spectrales	94
Figure 2.16 : Illustration des courbes psychophysiques de « forward masking ».....	95
Figure 2.17 : Block-diagram d'un simulateur d'implan cochléaire.	98
Figure 3.2 : Configuration des hauts parleurs et placement du patient	105
Figure 3.3 : Exemple de courbe de régression logistique.	107
Figure 3.4: Reconnaissance des syllabes moyennes en fonction du rapport signal/bruit par les sujets normoentendants.	110
Figure 3.5: Reconnaissance des syllabes moyennes en fonction du rapport signal/bruit par les sujets Implantés cochléaires	112
Figure 4.2: Réponses en fréquence du filtre de préemphasis.....	120
Figure 4.4: Reconstruction des signaux acoustiques en sortie du vocodeur.	123
Figure 4.6: Représentation du paradigme de mesure en « forward masking ».	126
Figure 4.8: Exemples d'ajustement quadratique des courbes d'accords.....	128
Figure 4.10: Pourcentages moyens d'intelligibilité en fonction de l'interaction et du nombre de maxima.	132
Figure 4.11: Résultats de l'ANOVA à mesures répétées	133
Figure 4.12: Courbes d'accord psychoacoustiques mesurées.....	135
Figure 4.13: Sélectivité fréquentielle (Q10 dB) en fonction du degré d'interaction.....	136

Liste des tableaux

Tableau 3.1. Démographie des patients implantés cochléaires inclus dans l'étude.	102
Tableau 3.2. Caractéristiques des bandes d'analyses d'analyse et des filtres de synthèse du vocodeur.	105
Tableau 3.3. Comparaison des scores d'intelligibilité obtenus en simulation pour les deux stratégies de codage.	110
Tableau 3.4. Comparaison des paramètres d'ajustement obtenus en simulation pour les deux stratégies de codage.	111
Tableau 3.5. Comparaison des scores d'intelligibilité obtenus chez les patients implantés pour les deux stratégies de codage.	112
Tableau 3.6. Comparaison des paramètres d'ajustement obtenus chez les patients implantés pour les deux stratégies de codage.	113
Tableau 4.1. Caractéristiques des filtres d'analyse et des filtres de synthèse du vocodeur. ..	121
Tableau 4.2. Fréquences « d'activation » hautes et basses mesurées pour chaque canal de l'implant Digisonic SP. Fréquence centrale de la bande « d'activation ».	125
Tableau 4.3. Réglages utilisés lors la mesure des bandes « d'activation ».	125
Tableau 4.4. Pourcentage d'intelligibilités moyens.	134
Tableau 4.5. Seuils de masquage moyens (en dB SPL).	136

Introduction générale

L'implant cochléaire (IC) est une prothèse neurale qui vise à restaurer une audition fonctionnelle chez les personnes atteintes de surdités neurosensorielles sévères à profondes bilatérales. L'implantation cochléaire peut être indiquée chez l'enfant comme chez l'adulte lorsque l'appareillage acoustique conventionnel ne donne pas de résultats suffisants pour permettre l'acquisition de la parole et/ou une compréhension satisfaisante. Cette technologie est courante en pratique clinique depuis les années 90 et est utilisée par des centaines de milliers de personnes à travers le monde (NIDCD, 2019; Wilson et al., 1991). Grâce à un faisceau d'électrodes inséré dans la cochlée, l'implant cochléaire vient remplacer la transduction mécano-électrique effectuée par les cellules ciliées. Avec des stimulations électriques calibrées l'implant cochléaire provoque artificiellement l'activation des fibres nerveuse résiduelles du ganglion spiral et rétablit le passage de l'information sonore vers le système nerveux central (Clark, 2006). Pour reproduire au mieux le codage physiologique des sons, les électrodes sont réparties en suivant l'organisation tonotopique naturelle de la cochlée : une stimulation à la base de la cochlée codant pour les sons de hautes fréquences et une stimulation vers l'apex, codant pour les sons de basses fréquences (Purves et al., 2019).

Le traitement du signal sonore effectué par l'implant cochléaire se base sur le fonctionnement du vocodeur (Loizou, 2006). De ce fait, le vocodeur est couramment utilisé comme modèle pour simuler le port d'un implant cochléaire avec des sujets normoentendants (Dorman, Loizou, Fitzke, et al., 1998; Everhardt et al., 2020; Laneau et al., 2006). Les sons en entrée du dispositif sont décomposés en canaux fréquentiels et le calcul de l'énergie dans chaque canal permet de restituer un son synthétique (Griffin & Lim, 1988; Schroeder, 1966). Dans le cas de l'implant cochléaire, chaque canal commande l'activation d'une électrode qui correspond à sa bande spectrale et le volume sonore est codé par l'énergie de la stimulation électrique en corrélation avec l'énergie contenue dans le canal (Wilson et al., 2016).

Le nombre de canaux fait partie des paramètres qui conditionnent la résolution fréquentielle et donc la capacité de l'implanté à comprendre correctement la parole. Il a été observé que le nombre optimal de canaux est différent suivant les conditions d'écoute (silence ou bruit) (Berg et al., 2019; Croghan et al., 2017). Un plus grand nombre de canaux est nécessaire dans le bruit pour optimiser la compréhension de la parole ; cependant, on atteint un plateau de performance avec une dizaine de canaux en moyenne (Friesen et al., 2001; Shannon et al., 2004).

Le nombre de canaux est soumis à la stratégie de codages utilisée par le processeur vocal. Les stratégies de codage varient en fonction des marques et des générations d'implant. Concernant le codage fréquentiel, deux types de stratégies prédominent. Il y a d'une part, les stratégies sans sélection de canaux qui délivrent la totalité des informations spectrales aux électrodes, et d'autre part il y a les stratégies à sélection de canaux dites de type « n-of-m », pour « number of maxima », qui n'activent que certaines électrodes choisies (McDermott et al., 1992; Wilson et al., 1993). Aucun avantage clair, vis-à-vis de la compréhension de la parole, pour une technique en particulier n'a encore été identifié (Lamping et al., 2020; Skinner, Holden, et al., 2002).

Bien que de très bons résultats de compréhension soient obtenus dans les environnements silencieux, la perception de la parole dans le bruit reste une problématique majeure dans la réhabilitation de la surdité par l'implant cochléaire (Hu & Loizou, 2008; Qazi et al., 2013). L'évaluation de la compréhension de la parole dans le bruit des patients implantés est devenue primordiale car elle est considérée comme représentative des conditions d'écoute quotidiennes (Hermann et al., 2019b; SFA, 2020; Simon et al., 2019). Lors de l'écoute dans le bruit, les silences naturellement présents lors de l'émission de sons de parole sont comblés et les enveloppes temporelles sont déformées, ce qui dégrade l'intelligibilité (Baer & Moore, 1993). La limite de compréhension de la parole dans le bruit est multifactorielle mais le phénomène des interactions inter-canaux fait partie des principaux facteurs étudiés (Bierer & Litvak, 2016; Boëx et al., 2003; DeVries & Arenberg, 2018b; T. Goehring et al., 2021; Shannon, 1983). Les implants cochléaires disponibles sur le marché à ce jour comprennent de 12 à 22 électrodes, ce qui fournit une quantité relativement importante d'information spectrale qui peut être dégradée par la diffusion du courant et par l'interaction. En effet, les champs électriques émis stimulent un nombre plus ou moins grand de fibres nerveuses pouvant créer un recouvrement des « canaux neuronaux ». Selon l'amplitude de ce recouvrement, le traitement et l'intégration des signaux sonores sont altérés (Crew et al., 2012; Guevara et al., 2016; Throckmorton & Collins, 2002).

Notre travail de recherche a eu pour but de contribuer à comprendre le rôle de la stratégie de codage dans la compréhension de la parole dans le bruit et d'étudier l'influence du phénomène d'interaction inter canaux sur ces paramètres. Dans ce manuscrit, nous allons décrire les bases théoriques, puis les expérimentations qui ont servi à répondre à notre problématique

Nous commencerons par présenter les concepts et connaissances scientifiques sollicités dans notre travail. Dans le premier chapitre, nous décrirons des notions concernant l'audition, le traitement du son et de la parole par le système auditif et plus particulièrement le fonctionnement du codage de la hauteur tonale. Ensuite nous centrerons notre attention sur la parole et sur son traitement par le système auditif. Enfin nous introduirons la problématique de la surdité et sa réhabilitation.

Le deuxième chapitre se centrera sur l'implant cochléaire. Nous décrirons brièvement la réhabilitation de la surdité par l'implant cochléaire avant de décrire les problématiques du nombre de canaux disponibles et de l'interaction inter-canaux. Les conséquences de l'interaction inter canaux seront décrites puis les stratégies employées dans les implants disponibles actuellement pour amoindrir les effets de l'interaction sur la compréhension de la parole dans le bruit. Ensuite nous parlerons des méthodes de mesure des interactions qui font l'objet de recherches à l'heure actuelle. Enfin ce deuxième chapitre se terminera sur le thème de l'utilisation en recherche des vocodeurs pour la simulation de l'écoute à travers un implant cochléaire.

Le troisième chapitre est une adaptation, en Français, d'un article publié en 2019 dans la revue Applied Sciences. On s'intéressera ici à l'influence de la sélection ou non des canaux de stimulation, sur la compréhension de la parole dans le bruit avec un implant cochléaire. Deux groupes sont étudiés : des patients implantés cochléaires, et des sujets normoentendants à travers un vocodeur simulateur d'implant.

Le quatrième chapitre est aussi une adaptation en langue française d'un article publié début 2021 dans la revue Journal of Clinical Medicine, section Otolaryngology. L'étude a été réalisé en partenariat avec le fabricant d'implant cochléaire Neurelec/Oticon Medical. Cet article présente les résultats d'une étude menée entièrement en simulation avec des sujets normoentendants. En accord avec notre partenaire, le simulateur d'implant est un vocodeur recréant le traitement du signal du processeur Saphyr SP de Neurelec. L'étude se propose de mesurer les effets de différents degrés d'interaction simulés sur l'acuité fréquentielle et d'en explorer les effets sur la compréhension de la parole dans le bruit. Comme dans le chapitre précédent la question de la stratégie de codage est prise en compte mais en évaluant cette fois plusieurs proportions de sélection de canaux.

Enfin, dans un cinquième et dernier chapitre nous proposerons une synthèse des réponses que nos travaux ont pu mettre en évidence concernant la problématique de l'adaptation de la stratégie de codage face au phénomène d'interaction inter canaux. Pour finir, nous apporterons des perspectives à ces résultats et nous tirerons les conclusions de ce travail.

Chapitre 1. Audition, psychoacoustique et perception de la parole

1. Notions fondamentales concernant le système auditif

1.1. Anatomie et fonctionnement de la cochlée

La cochlée constitue la partie de l'oreille interne dédiée à l'audition ; l'autre partie, le système vestibulaire, est consacré à l'équilibre. La cochlée est un transducteur acoustico-électrique de nature biologique qui agit comme un analyseur de fréquences sonores. La cochlée ne va pas seulement amplifier et traduire les ondes sonores en influx nerveux, elle va aussi séparer les composantes spectrales du signal reçu. Pour parvenir à la cochlée, les ondes sonores du monde extérieur sont canalisées dans le conduit auditif externe par le pavillon. Le son met en vibration le tympan puis la chaîne des osselets, successivement le marteau, l'enclume puis l'étrier, avec une fonction d'adaptation d'impédance et d'amplification de l'onde acoustique (Figure 1.1). L'interface oreille moyenne-oreille interne au niveau de la fenêtre ovale, permet de transmettre cette vibration d'un milieu solide à un milieu liquide.

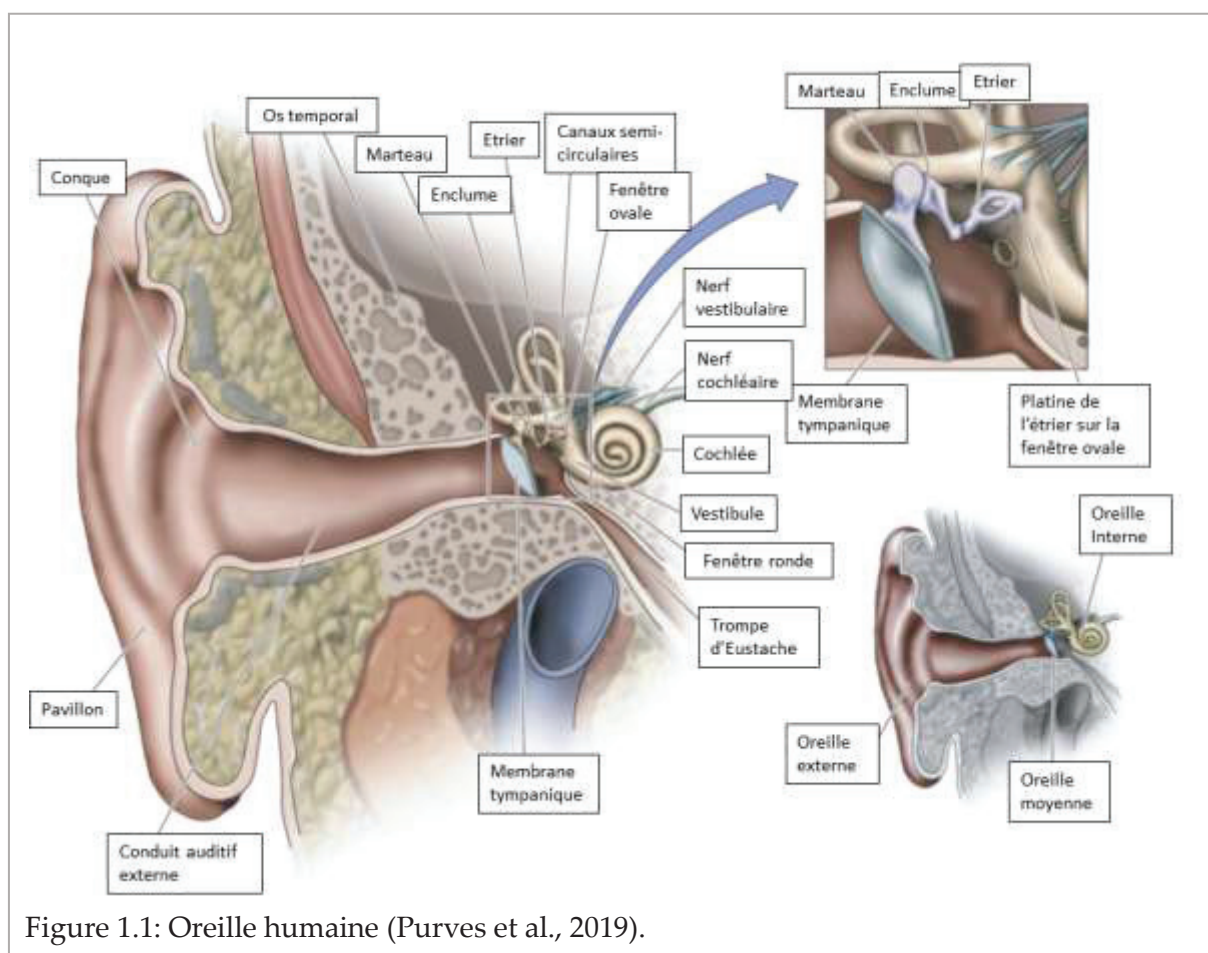


Figure 1.1: Oreille humaine (Purves et al., 2019).

La cochlée est une petite structure hélicoïdale d'environ 10 mm de large et 5 mm de hauteur. Elle s'enroule sur environ 2,5 tours et déroulée, elle formerait un tube d'environ 35 mm. Elle loge dans le labyrinthe osseux antérieur et est enroulée autour d'un axe central nommé le modiolus. Le tube cochléaire appelé canal spiral de la cochlée est divisé en deux sur une partie de sa longueur par la lame spirale osseuse. On distingue trois canalicules membraneux : la rampe vestibulaire, la rampe tympanique (remplies de périlymphe) et le canal cochléaire (rempli d'endolymphe). La rampe vestibulaire commence par la membrane de la fenêtre ovale où est appliquée la platine de l'étrier. Elle communique, à l'apex de la cochlée via l'hélicotrème, avec la rampe tympanique qui se termine par la membrane de la fenêtre ronde où se dissipe l'énergie acoustique (Figures 1.2 et 1.5).

Le canal cochléaire est indépendant et sépare les deux autres rampes (Figure 1.5). Il est délimité par la strie vasculaire sur sa partie externe, la membrane de Reissner sur sa partie supérieure et par la membrane basilaire, qui le sépare de la rampe tympanique, sur sa partie inférieure et sur laquelle repose l'organe de Corti (Gelfand, 2004).

1.1.1. Fonction de la membrane basilaire

La platine de l'étrier étant en appui sur la membrane de la fenêtre ovale, elle met en mouvement la périlymphe contenue dans la rampe vestibulaire et la rampe tympanique. Le déplacement de l'onde sonore dans la cochlée provoque la déformation de la membrane basilaire (Figure 1.2).

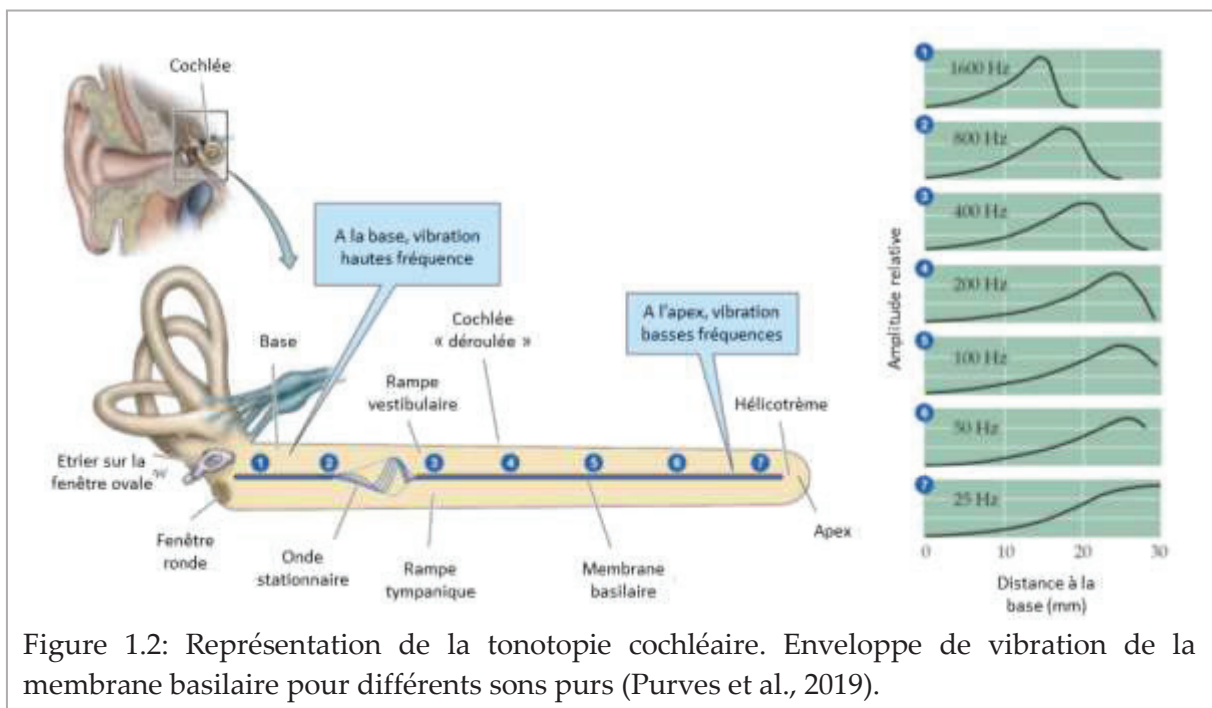
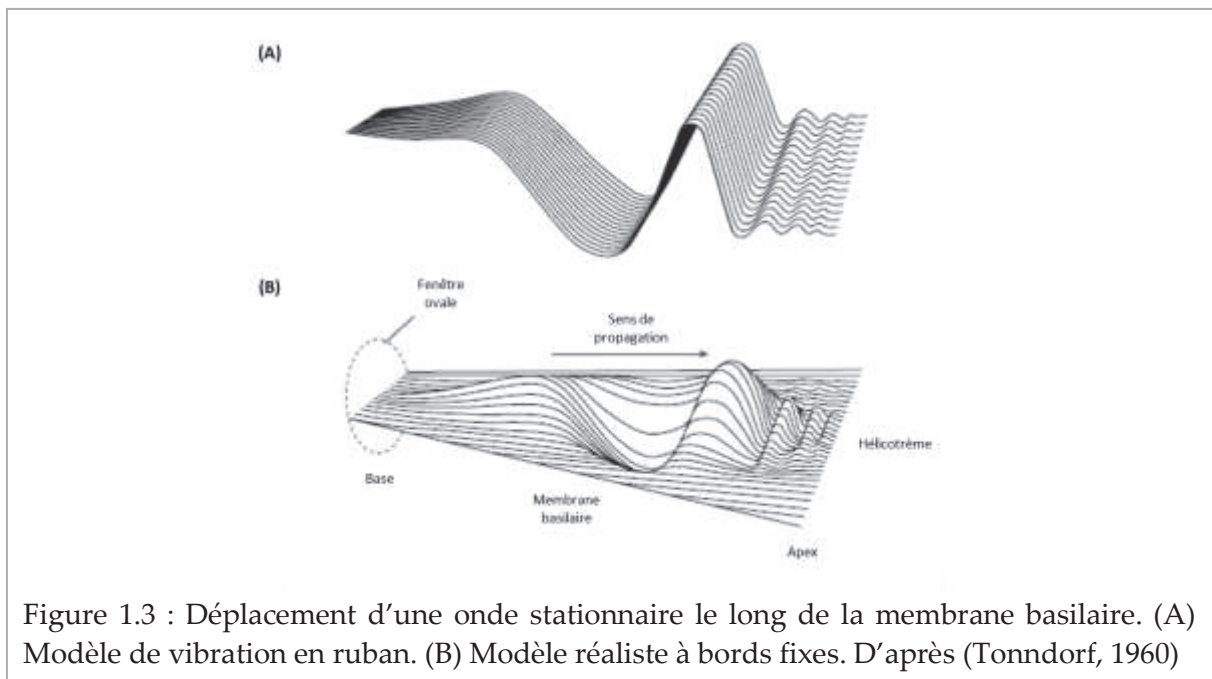


Figure 1.2: Représentation de la tonotopie cochléaire. Enveloppe de vibration de la membrane basilaire pour différents sons purs (Purves et al., 2019).

Georg von Békésy (Prix Nobel de physiologie et de médecine en 1961) a étudié les mouvements de l'organe de Corti et de la membrane basilaire (Békésy & Wever, 1960). Il a décrit la rampe cochléaire comme un système se déplaçant d'un seul bloc. Selon cette théorie, suite à une stimulation mécanique, la membrane basilaire et de la membrane de Reissner se déforment de la même façon. Les modèles de von Békésy décrivent la membrane basilaire comme un système linéaire. Il reprend l'hypothèse de décomposition spectrale de Ludvig von Helmotz et montre expérimentalement la formation d'ondes stationnaires sur la membrane basilaire. L'onde déforme lentement la membrane en partant de la fenêtre ovale, atteint son maximum d'amplitude, puis la déformation est rapidement atténuée en se rapprochant de l'hélicotreme. En fonction de sa fréquence, chaque son provoque une déformation maximale à un endroit différent de la membrane basilaire. Ainsi von Békésy met à jour l'analyse spectrale « passive » de la membrane basilaire.



La membrane basilaire possède des propriétés mécaniques qui changent graduellement dans sa longueur. En effet, elle est rigide et fine à sa base, et entre en vibration préférentiellement sous l'effet de sons aigus, jusqu'à 20 kHz environ. Au contraire, en allant vers l'apex la membrane basilaire devient plus épaisse et plus souple ce qui augmente la sensibilité aux sons graves, jusqu'à 20 Hz (Figure 1.1). Cette organisation spatiale participe à ce qu'on appelle la tonotopie cochléaire. C'est dans l'organe de Corti que se produit la transduction de l'onde sonore en message électrochimique.

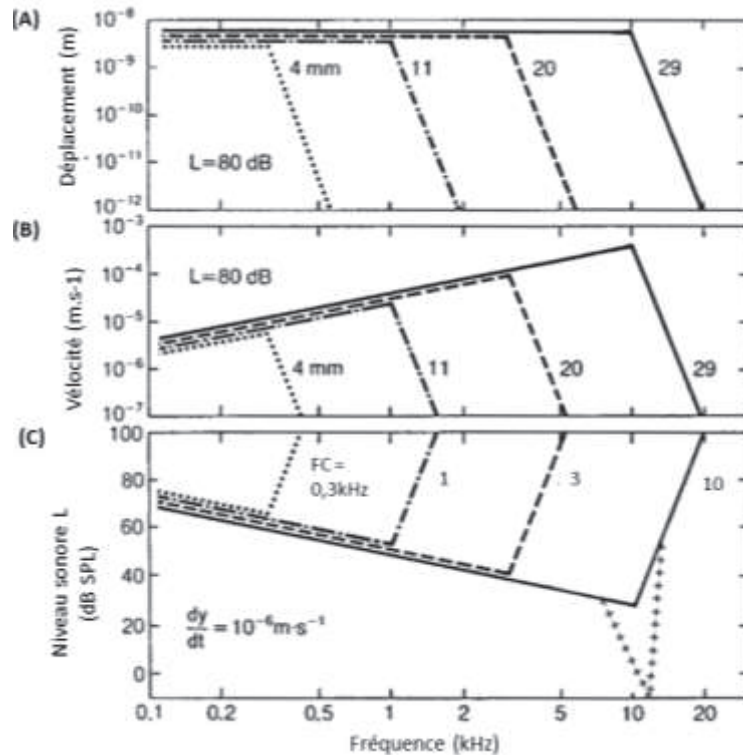


Figure 1.4: Dédution de courbes d'accords le long de la membrane basilaire. (A) Des sons de même niveau sonore L mais de fréquences différentes provoquent un déplacement de la membrane basilaire à des emplacements caractéristiques. (B) La vitesse, dy/dt , peut être déduite des courbes précédentes. (C) Les courbes d'accords représentent ainsi, le niveau sonore nécessaire pour produire une vitesse constante dy/dt en fonction de la fréquence (FC = fréquence caractéristique). La partie de courbe représentée par des croix montre l'affinement de la courbe d'accord provoqué par un mécanisme actif discuté dans la partie 1.1.2 (Fastl & Zwicker, 2007)

Le déplacement de la membrane basilaire est la première étape de la séquence des différents niveaux de traitement auditifs. Pour un son pur d'amplitude constante, on peut mesurer en différents points le déplacement de la membrane basilaire en fonction de la fréquence (Figure 1.4 (A)). A partir de l'amplitude de déplacement on peut en déduire la vitesse qui est souvent supposée être le stimulus effectif qui entraîne les cellules ciliées internes (Figure 1.4 (B)). En supposant que le système est linéaire, à partir des courbes de vitesse et de déplacement (Figure 1.4 (A) et (B)), des courbes d'accord peuvent être déduites. Les courbes d'accord reflètent l'amplitude du stimulus nécessaire pour produire une amplitude de réponse constante à un endroit précis de la membrane basilaire (Figure 1.4 (C)). La Fréquence Caractéristique (FC) de l'emplacement indique la fréquence pour laquelle une excitation est le plus facilement produite (Fastl & Zwicker, 2007).

Ces cellules sont appelées “ciliées” car elles sont coiffées de structures filamenteuses en forme de cils. En contact avec l’endolymphe, chaque cellule possède environ 100 stéréocils répartis sur 3 à 4 rangées du plus petit cil au plus grand (Figure 1.6). Sur une cellule, les stéréocils sont connectés les uns aux autres et se comportent comme une structure fonctionnelle unique et donc se déplacent de manière homogène et synchrone (Kozlov et al., 2012). Lorsqu’une onde sonore se déplace dans l’oreille interne, les mouvements de la membrane basilaire créent une force de cisaillement qui met en mouvement la membrane tectoriale surplombant les CC.

Les CCE réagissent préférentiellement à l’amplitude de déplacement de la membrane basilaire alors que les CCI sont plus sensibles à la fréquence de déplacement, notamment dans les basses fréquences. Pour des sons de plus hautes fréquences et de plus hautes intensités, les CCI semblent à la fois sensibles à l’amplitude et à la fréquence de déplacement de la membrane basilaire (Monographie Amplifon, Collet, 2011).

Ces modes d’activation préférentiels sont en partie expliqués par la différence d’interaction qu’ont les CC avec la membrane tectoriale. En effet, les stéréocils des CCE sont solidaires de la membrane tectoriale et leur stimulation provient du mouvement relatif des membranes basilaire et tectoriale. Les CCI sont libres de la membrane tectoriale et leur activation provient de l’onde de pression se déplaçant dans l’endolymphe lorsque la membrane basilaire se déforme.

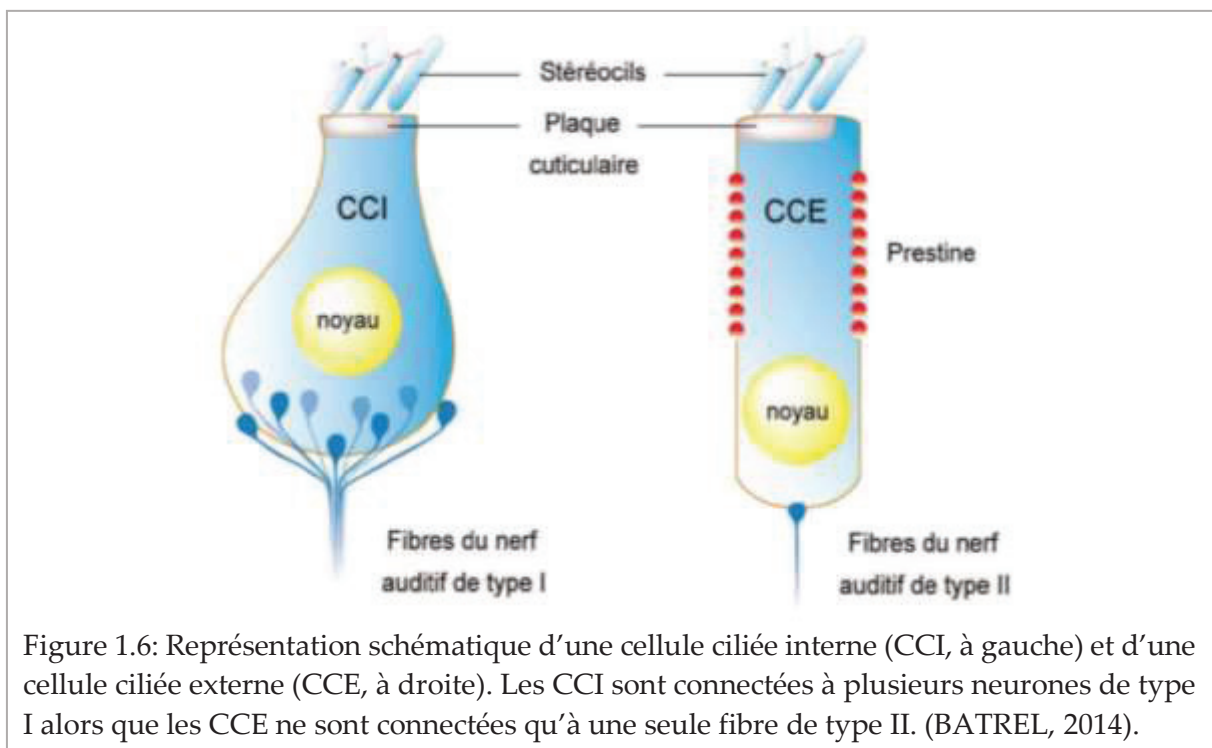


Figure 1.6: Représentation schématique d’une cellule ciliée interne (CCI, à gauche) et d’une cellule ciliée externe (CCE, à droite). Les CCI sont connectées à plusieurs neurones de type I alors que les CCE ne sont connectées qu’à une seule fibre de type II. (BATREL, 2014).

1.1.2.1. Rôle actif des cellules ciliées externes

Provoquée par des neurones efférents en provenance du tronc cérébral, la contraction des CCE module l'amplitude de vibration de la membrane basilaire induisant ainsi le phénomène de compression cochléaire qui amplifie les sons faibles et qui limite l'action des sons forts. Elles augmentent la sélectivité fréquentielle en affinant les mouvements de la membrane basilaire à l'endroit précis correspondant à la fréquence reçue. De plus, les fibres efférentes qui projettent directement sur les CCE forment une boucle de rétroaction périphérique qui module l'activité de ces cellules. Ce phénomène peut être mis en évidence grâce au recueil des otoémissions acoustiques provoquées par une stimulation sonore. L'activation des neurones efférents au niveau du tronc cérébral, a une action inhibitrice sur les cellules ciliées externes et diminue l'amplitude des otoémissions.

L'électromotilité des CCE a été découverte en isolant des cellules et en leur imposant des dépolarisations et des hyperpolarisations. Ainsi leur contraction et leur extension ont été observées en réponse à ces stimulations (Brownell et al., 1985). La membrane des CCE contient de la prestine qui est une protéine motrice capable de transformer de l'énergie chimique en travail mécanique par des modifications de sa conformation. Ainsi, la taille des CCE peut varier jusqu'à 4% de la longueur totale et les cycles de contraction/extension peuvent se synchroniser avec les fréquences sonores audibles et avec le déplacement de la membrane basilaire (Dallos et Harris, 1978).

Une dépolarisation provoque la contraction de la CCE alors qu'une hyperpolarisation engendre une extension. Les mouvements relatifs de la membrane basilaire et tectoriale font bouger les stéréocils des CCE entraînant un déplacement d'ions à travers les canaux de transduction et créant une variation du potentiel récepteur. Le changement de polarisation active les réponses électromotrices cycle par cycle, qui se produisent suffisamment rapidement pour fonctionner à toutes les fréquences audibles. Les CCE étant enchâssées entre les cellules de Deiters et la lame réticulaire, elles créent une force de poussée et de traction. Ce système fonctionne comme un mécanisme de rétroaction.

En plus de l'augmentation de l'activité mécanique des structures de la cochlée, il semble que l'électromotilité des CCE augmente également la stimulation des CCI. Les cycles de contraction et d'étirement des CCE augmentent et diminuent alternativement la distance entre la membrane tectoriale et la lame réticulaire créant un effet mécanique qui affecte l'endolymphe (Guinan et al. 2005 ; Nowotny et Gummer, 2006). Ainsi le déplacement de l'endolymphe est majoré, ce qui amplifie la stimulation des CCI.

Le mécanisme d'amplification permet d'expliquer la sensibilité de l'oreille interne aux sons faibles (expansion) et la non-linéarité de l'amplification cochléaire (compression). La grande sélectivité fréquentielle de la cochlée provient du fait que chaque cellule ciliée répond préférentiellement à une fréquence donnée. De plus, il existe un mécanisme d'inhibition latérale qui semble participer à la sélectivité fréquentielle. En effet, la contraction d'une CCE en réponse à une dépolarisation entraîne une hyperpolarisation de la CCE voisine (Zhao et Santos-Sacchi, 1999). Enfin, comme les CCE assurent un meilleur couplage entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale à la base de la cochlée, les mécanismes actifs sont surtout efficaces pour les hautes fréquences.

1.1.2.2. Transduction par les cellules ciliées internes

Les CCI sont les seules cellules qui convertissent les ondes sonores en influx nerveux conformément à leur fréquence et à leur intensité.

Sur une CCI, lorsque la touffe ciliée penche du côté du plus grand des stéréocils, des canaux ioniques s'ouvrent à leur apex, permettant l'entrée d'ions potassium dans la CCI (Figure 1.7). Il en résulte une dépolarisation de la CCI, ce qui ouvre des canaux à ions calcium. L'entrée des ions calcium provoque la libération d'un neurotransmetteur (le glutamate) dans la synapse avec les neurones auditifs (Eybalin, 1993; Ryan et al., 1991). Le neurotransmetteur se fixe sur la membrane des neurones afférents du système auditif et entraîne l'émission de potentiels d'action. Ce mécanisme est dépendant de la fréquence de l'onde sonore. En effet, les changements de polarité des CCI, la libération de neurotransmetteurs et l'activité électrique des neurones auditifs dépendent de la cadence de déplacement des stéréocils et donc de la fréquence de l'onde sonore.

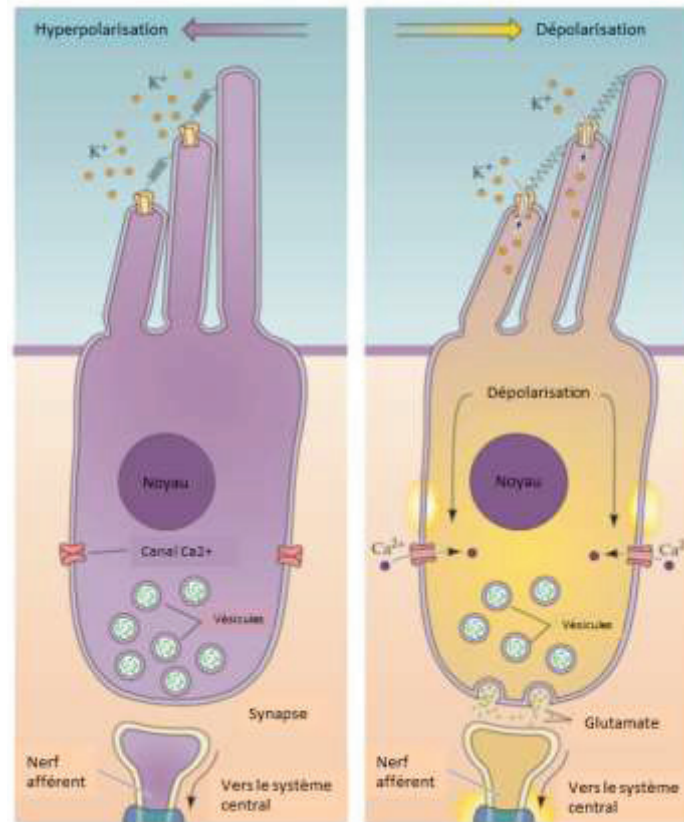
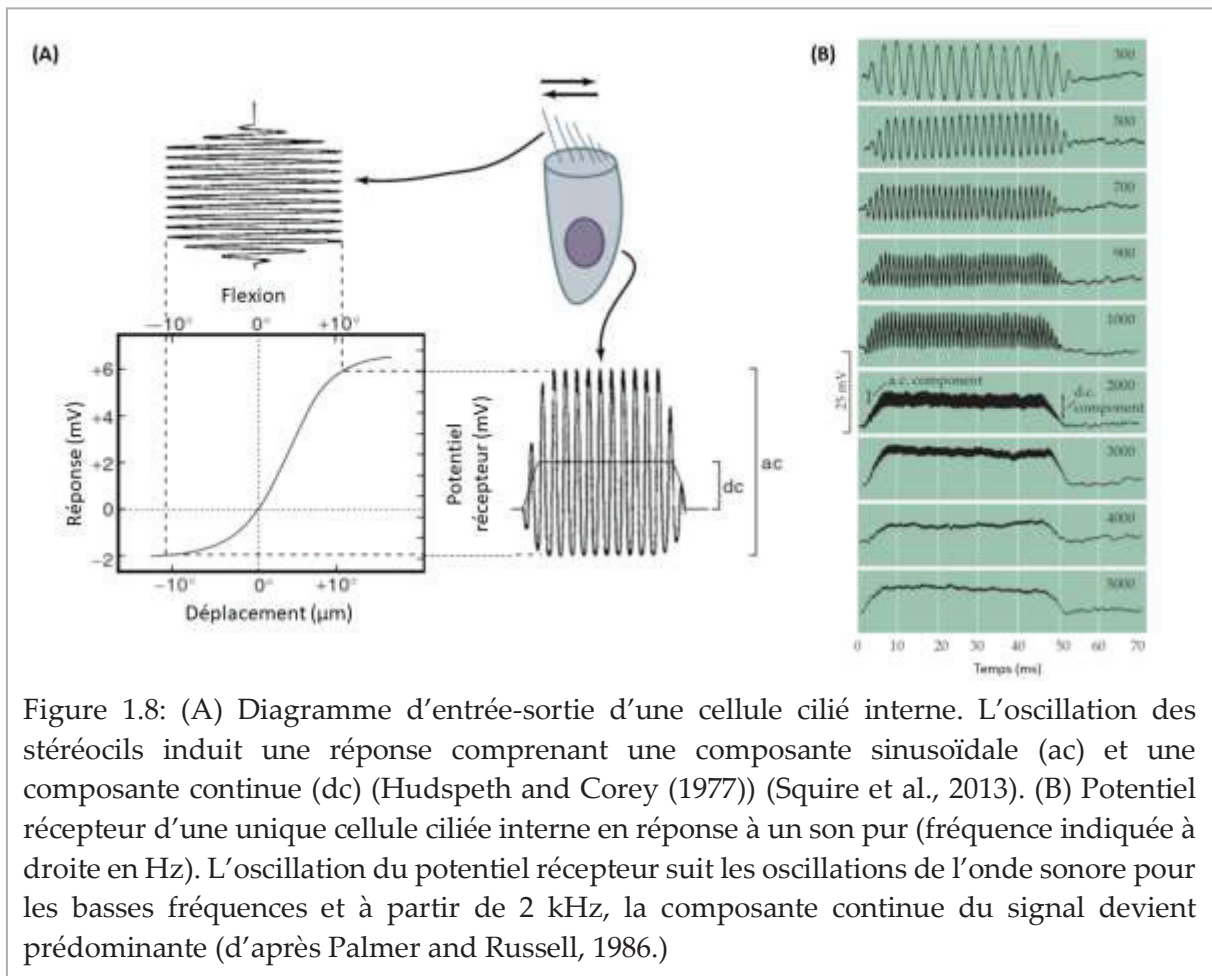


Figure 1.7 : Transduction mécano-électrique effectuée par les cellules ciliées internes (Purves et al., 2019).

En fonction de la fréquence et de l'intensité de la stimulation acoustique, il y a une modulation de la dépolarisation des cellules sensorielles et la création d'un potentiel récepteur. Cette réponse électrique peut être enregistrée grâce à une électrode placée directement dans la cellule (Russell et Sellick, 1978).



Pour les fréquences inférieures à 500 Hz, les variations de polarisation des CCI sont synchronisées avec l'oscillation des stéréocils et suivent la fréquence du son. Ce phénomène coordonné est appelé verrouillage de phase ou « phase locking ». Pour les hautes fréquences les mécanismes physiologiques ne permettent pas de suivre la cadence du son et la polarisation des CCI présente une composante continue, en plus de la composante sinusoïdale, dont l'amplitude augmente avec la fréquence sonore (Palmer and Russell, 1986). L'amplitude de la composante continue augmente avec la fréquence, alors que la composante alternative est dominante à basse fréquence. Au-delà de 1 kHz, la période réfractaire de la cellule empêche la dépolarisation de suivre les cycles de la stimulation, la composante continue est alors prédominante (Figure 1.8).

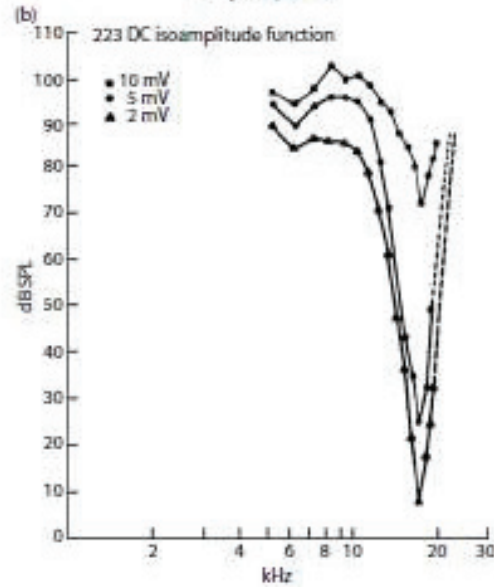


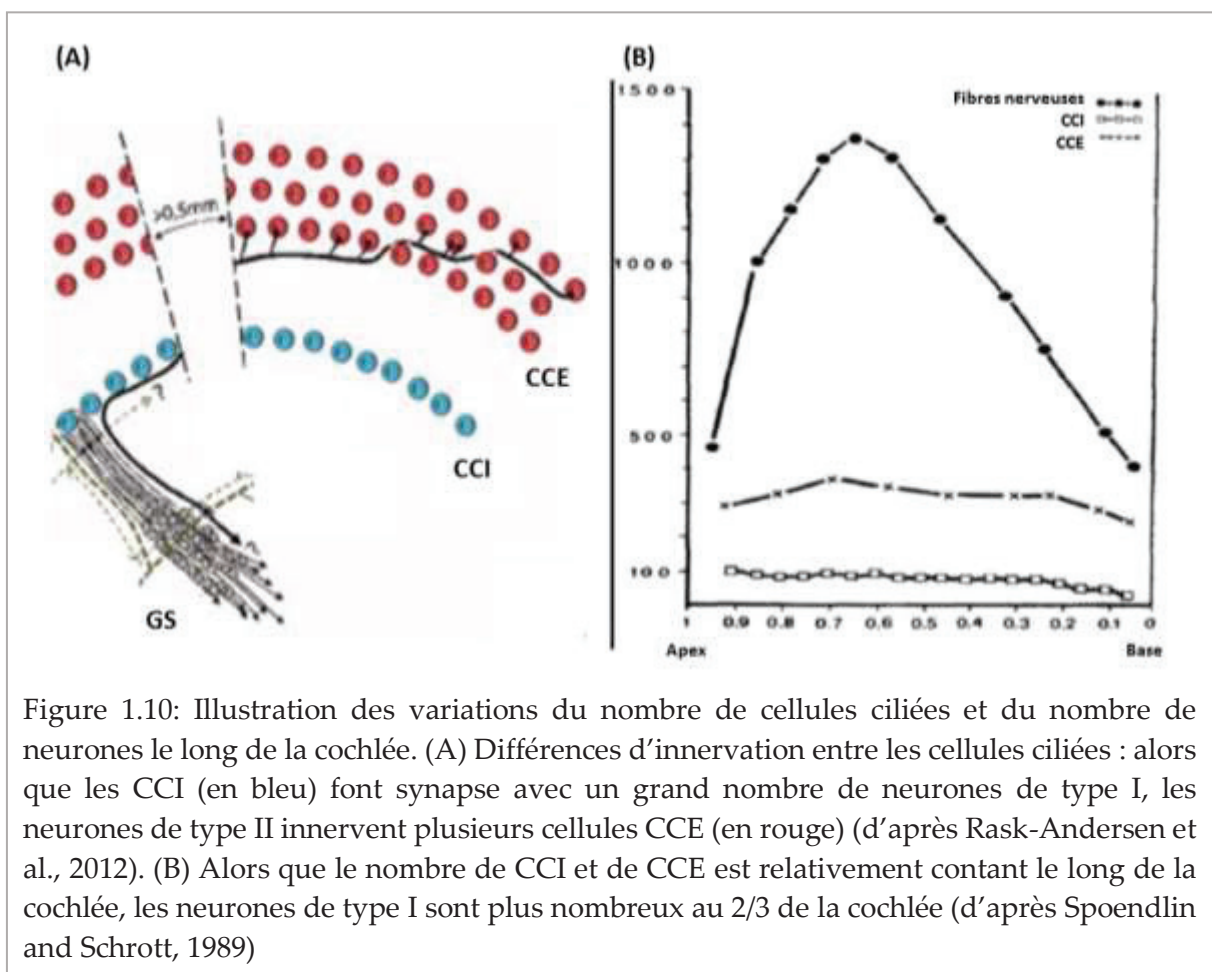
Figure 1.9 : Sélectivité fréquentielle d'une cellule ciliée interne (enregistrements intracellulaires chez le cochon d'inde). Courbes iso-réponses intensité-fréquence représentant le niveau d'intensité nécessaire, en fonction de la fréquence de stimulation, pour obtenir un potentiel de récepteur (composante continue) de 2 mV, 5 mV, et 10 mV. La fréquence de meilleure sensibilité de cette CCI (fréquence caractéristique : FC) est 17 kHz, avec un seuil de réponse estimé à 8 dB SPL pour un potentiel de récepteur de 2 mV (Russell and Sellick, 1978).

1.2..Innervation des cellules ciliées

Les CC possèdent toutes une double innervation. Les CCE, comme les CCI, sont innervées par des neurones afférents transportant le message auditif vers le tronc cérébral et des neurones efférents apportant des messages nerveux depuis le tronc cérébral.

Les corps cellulaires des neurones afférents sont regroupés dans le ganglion spiral. Le ganglion spiral compte environ 30 000 neurones afférents qui s'étendent jusqu'au noyau cochléaire dans le tronc cérébral. Il existe deux types de neurones afférents, les neurones de type I et les neurones de type II innervant respectivement les CCI et les CCE. Les neurones de type I sont myélinisés et possèdent des corps cellulaires plus grands que les neurones de type II. La gaine de myéline agit comme une gaine isolante et permet un transfert rapide de l'information codée par les CCI vers le tronc cérébral. Les neurones de type II ne possèdent quant à eux pas de gaine de myéline et ils sont extrêmement minoritaires car ils constituent moins de 5% de la population neurale à l'intérieur du ganglion spiral (Spendlin, 1969, 1972) (Kiang et al., 1982). Les extensions périphériques des neurones de type II sont ramifiées et elles font synapse avec environ dix CCE alors que chaque CCI fait synapse avec plusieurs neurones de type I (Figure 1.10).

Pour les CCI le nombre de synapses afférentes varie en fonction de leur place sur la membrane basilaire. Les CCI situées aux 2/3 de la cochlée, qui correspondent au codage des fréquences caractéristiques de la parole, sont celles qui possèdent le plus de synapses afférentes (Nadol, 1997; Spoendlin and Schrott, 1989) (Figure 1.10). De plus, le nombre d'afférences liées aux CCI participe au codage de l'intensité. Pour une même CCI, le nombre de récepteurs de glutamate varie entre les neurones de type I faisant synapse avec la cellule. Donc chaque neurone connecté à une CCI possède un seuil d'activation différent en concentration de glutamate avant de libérer un potentiel d'action. Il y a des fibres à seuil d'activation bas et des fibres avec un seuil d'activation plus haut.



Les CCI ne sont pas directement innervées par les fibres du système efférent. Ce sont les dendrites des neurones afférents de type I qui reçoivent les fibres du système efférent latéral. L'innervation efférente provient de l'olive supérieure latérale située dans le tronc cérébral (figure 1.11). D'après les recherches sur l'utilité de ce système, les neurones efférents participent à moduler l'activité des neurones afférents de type I (Darrow et al., 2007) Darrow et al., 2006).

Pour les CCE, le rôle des fibres afférentes est toujours un sujet d'étude et reste mal connu. Par contre le rôle du système efférent est mieux documenté. Les CCE sont directement innervées par les fibres du système efférent médian qui provient du système olivocochléaire médian situé à la périphérie du complexe olivaire supérieur (Figure 1.11). Le système efférent médian contrôle le potentiel de membrane des CCE et donc module l'activité motrice de celles-ci. Il participe au phénomène de compression cochléaire.

Enfin, les neurones se regroupent à la sortie de la cochlée pour former le nerf cochléaire. La majorité des fibres du nerf cochléaire sont des neurones de type I (>95%) et elles transmettent l'information auditive au système nerveux central (Spoendlin, 1969, 1972). L'organisation spatiale tonotopique des fibres est maintenue jusqu'au cortex. Dans le canal auditif interne, le nerf cochléaire est rejoint par le nerf vestibulaire pour former le nerf VIII (Figure 1.1).

Mesurer l'activité électrique d'un neurone permet de comprendre comment est codée l'information sonore. Les premiers enregistrements effectués sur une cellule unique remontent aux années 50 chez le cochon d'Inde et le chat (Katsuki et al., 1958) (Tasaki, 1954). Chez les mammifères il est assez courant de pouvoir extrapoler les résultats à d'autres espèces quand les structures sont ressemblantes. L'amplitude de la réponse enregistrée est de l'ordre du millivolt. En général les fibres ont une activité liminaire de décharge au repos aux alentours de 100 potentiels d'action (PA) par seconde. L'intervalle temporel entre chaque PA est aléatoire et dure au minimum une milliseconde conformément à la période réfractaire des neurones.

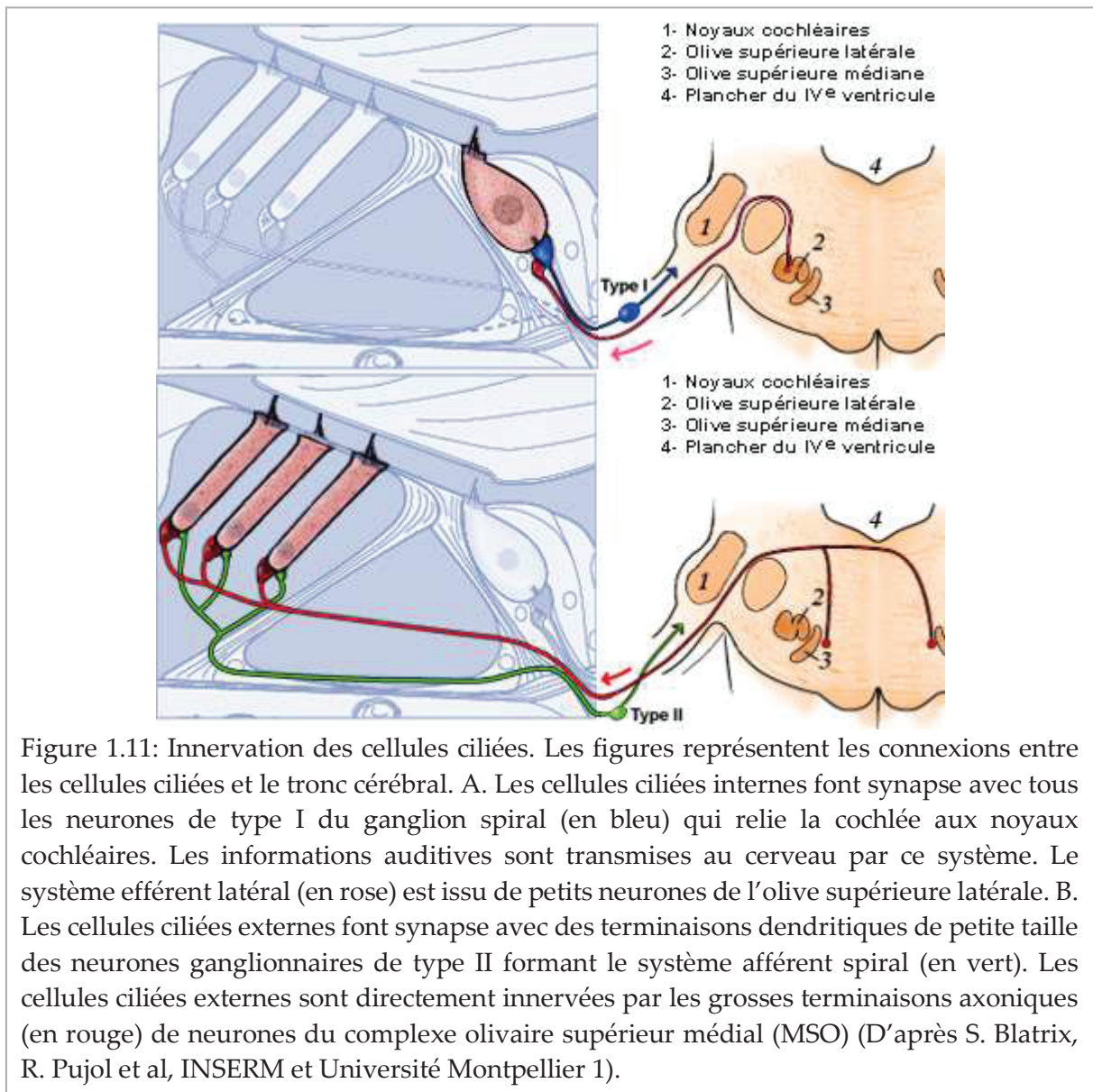


Figure 1.11: Innervation des cellules ciliées. Les figures représentent les connexions entre les cellules ciliées et le tronc cérébral. A. Les cellules ciliées internes font synapse avec tous les neurones de type I du ganglion spiral (en bleu) qui relie la cochlée aux noyaux cochléaires. Les informations auditives sont transmises au cerveau par ce système. Le système efférent latéral (en rose) est issu de petits neurones de l’olive supérieure latérale. B. Les cellules ciliées externes font synapse avec des terminaisons dendritiques de petite taille des neurones ganglionnaires de type II formant le système afférent spiral (en vert). Les cellules ciliées externes sont directement innervées par les grosses terminaisons axoniques (en rouge) de neurones du complexe olivaire supérieur médial (MSO) (D’après S. Blatrix, R. Pujol et al, INSERM et Université Montpellier 1).

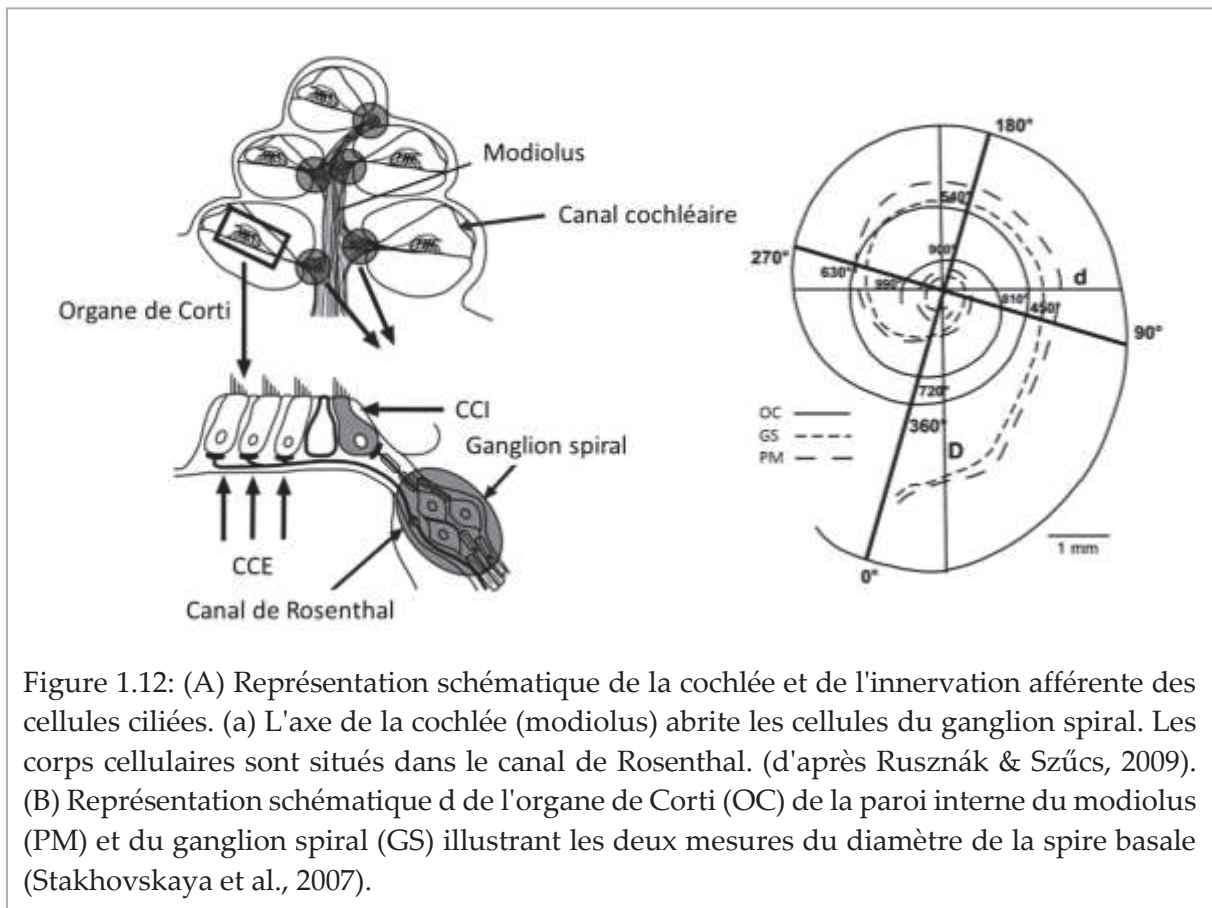
1.2.1. Tonotopie du ganglion spiral

Le ganglion spiral "s'enroule" de la base du modiulus jusqu'à son point médian. Les dendrites des cellules ganglionnaires forment de grandes synapses afférentes à la base des cellules ciliées internes (Figure 1.12). Les cellules ganglionnaires bipolaires donnent naissance à des processus centraux qui passent par le centre du modiulus et forment le nerf cochléaire ou nerf auditif (Amunts et al., 2012).

L'estimation des fréquences représentées le long de l'organe de Corti peut être calculé par la fonction fréquence-position de Greenwood en fonction de la position dans le canal cochléaire en pourcentage de la longueur totale (Greenwood 1961, 1990). L'examen de l'anatomie cochléaire a mis plus tard en évidence l'inexactitude de l'hypothèse selon laquelle la

carte de fréquence de l'organe de Corti correspond étroitement à celle du ganglion spiral. Dans la spire basale, les faisceaux nerveux provenant de l'organe de Corti suivent un parcours radial relativement direct dans le modiolus, mais dans les spires médiane et apicale, la trajectoire des fibres dévie de manière significative car le canal de Rosenthal qui est beaucoup plus court que l'organe de Corti et ne s'étend pas jusqu'à la spire apicale (Bredberg 1968 ; Glueckert et al. 2005). Ainsi, la fréquence représentée le long du ganglion spiral est décalée par rapport à celle de l'organe de Corti.

Stakhovskaya et al. (2007) ont établi une fonction fréquence-position pour le ganglion spiral afin de calculer une carte de fréquence "moyenne". Les données obtenues ont fourni une fonction mathématique permettant de relier la fréquence représentée le long de l'organe de Corti à celle du ganglion spiral. Les résultats ont montré, qu'alors que la distance le long de l'organe de Corti qui correspond à une bande fréquentielle spécifique est supposée être constante dans toute la cochlée, la distance estimée de la bande fréquentielle dans le ganglion spiral varie de manière significative le long de la spirale. Les résultats indiquent également que la longueur en pourcentage de l'organe de Corti et du ganglion spiral exprimée en fonction de l'angle de rotation par rapport à la fenêtre ronde est assez constante chez tous les sujets. Dans la cochlée humaine, les fibres nerveuses sont organisées en faisceaux distincts lorsqu'elles entrent dans le canal de Rosenthal. Chaque faisceau contient des fibres provenant d'environ 0,3-0,5 mm de distance dans l'organe de Corti. Ainsi, une diminution de la résolution en fréquence due à la compression du ganglion spiral commence au niveau des fibres sur le pourtour du nerf auditif. L'endroit le long de l'organe de Corti où les fibres ne sont plus situées uniquement sur le pourtour du nerf se situe à une fréquence d'environ 880 Hz (fourchette de 632 à 1 055 Hz). En remontant vers l'apex, les fibres constituant le pourtour du nerf, proviennent des 40 % apicaux de l'organe de Corti (environ 13 mm) et sont comprimées dans les 20 % apicaux du ganglion spiral (environ 2,5 mm) (Stakhovskaya et al., 2007).



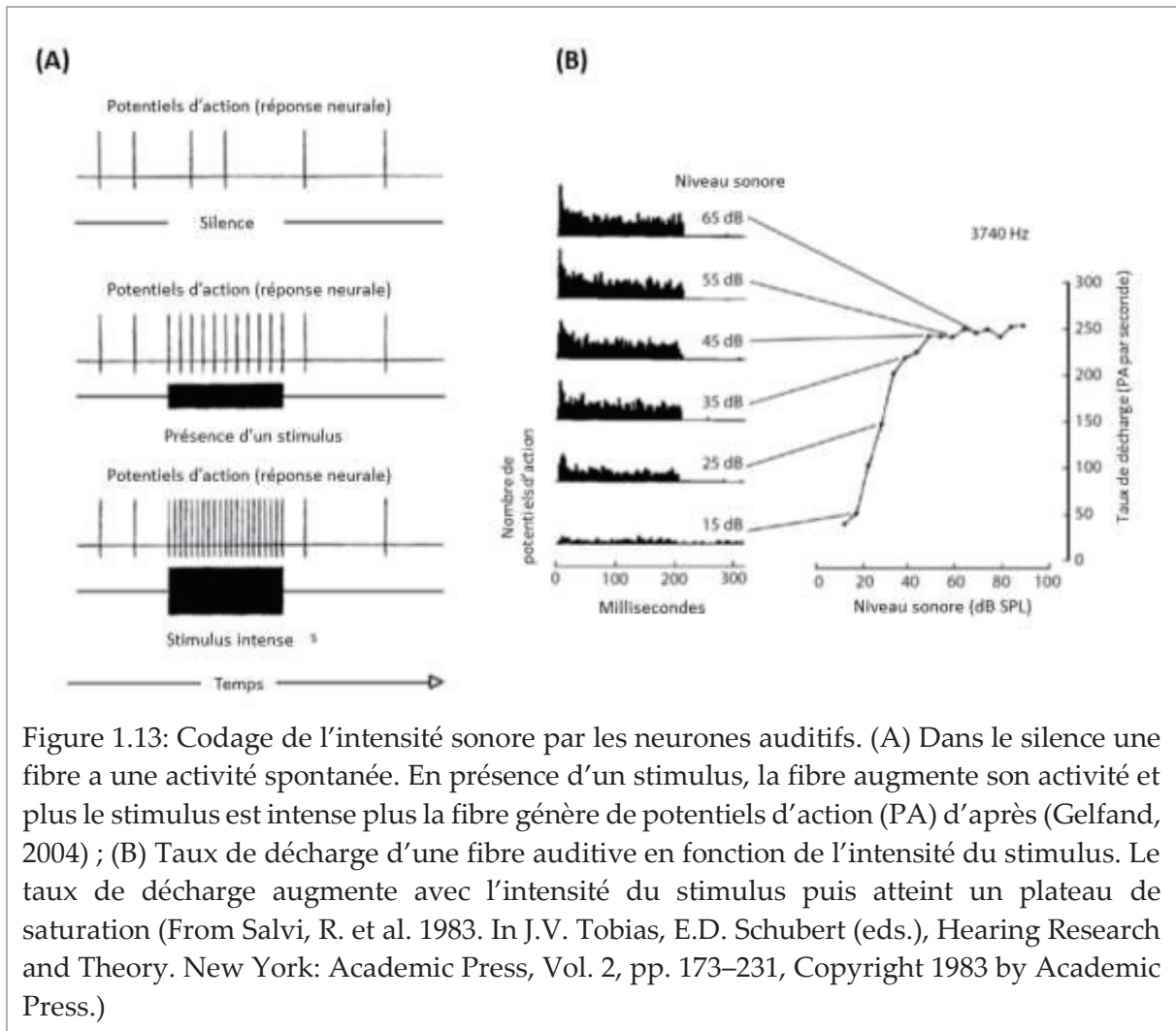
1.2.2. Réponse des fibres en fonction de l'intensité

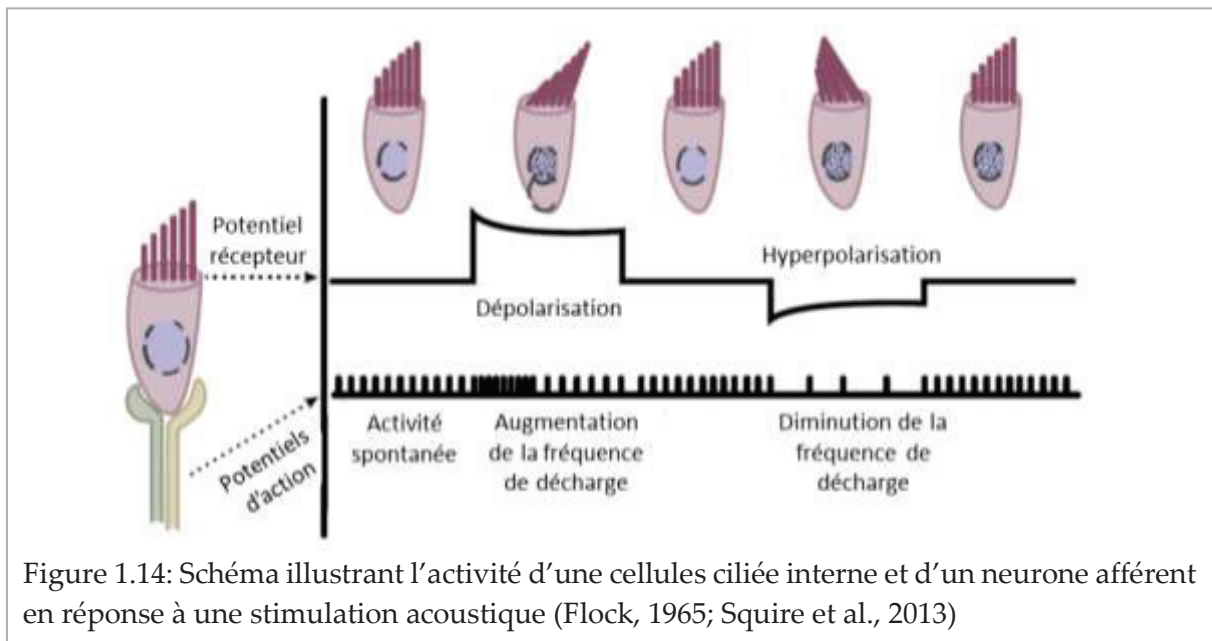
Les enregistrements unitaires de potentiels neuronaux permettent d'observer le codage de l'intensité effectué par les neurones auditifs. Le plus souvent, le codage de l'intensité est représenté par un graphique donnant l'évolution du taux de décharge en fonction de l'intensité du stimulus sonore (Figure 1.12).

Chaque CCI fait synapse avec plusieurs neurones afférents. Donc en plus de l'accroissement du taux de décharge des neurones (Figure 1.12 (A)), l'augmentation du niveau sonore provoque le recrutement de nouveaux neurones. Pour les sons faibles, les fibres avec un seuil d'activation bas sont recrutées et à mesure que le volume sonore augmente, les fibres à seuil plus élevé s'activent à leur tour. Pour les sons forts, la déformation de la membrane basilaire est plus importante, ce qui diminue la sélectivité fréquentielle et stimule davantage les CCI adjacentes. Ainsi, un plus grand nombre de fibres nerveuses sont activées.

L'évolution du taux de décharge des neurones auditifs en fonction de l'intensité sonore suit une fonction logistique (Figure 1.12 (B)). Lorsque l'intensité sonore dépasse un certain seuil, la fibre nerveuse passe d'un taux de décharge liminaire de repos à un taux de décharge plus important correspondant à l'amplitude de la stimulation.

A mesure que l'intensité sonore augmente, certaines fibres atteignent un seuil de saturation. Leur taux de décharge devient constant. D'autres fibres en revanche ont des seuils différents et continuent à augmenter leur taux de décharge. Lorsque l'intensité continue d'augmenter, le stimulus pénètre dans les zones excitatrices d'autres fibres, qui ne répondent à cette fréquence qu'à des intensités plus élevées. L'effet global est donc que l'augmentation de l'intensité est codée par une augmentation du taux de décharge global parmi un plus grand nombre de fibres et sur une gamme de fréquences plus large.



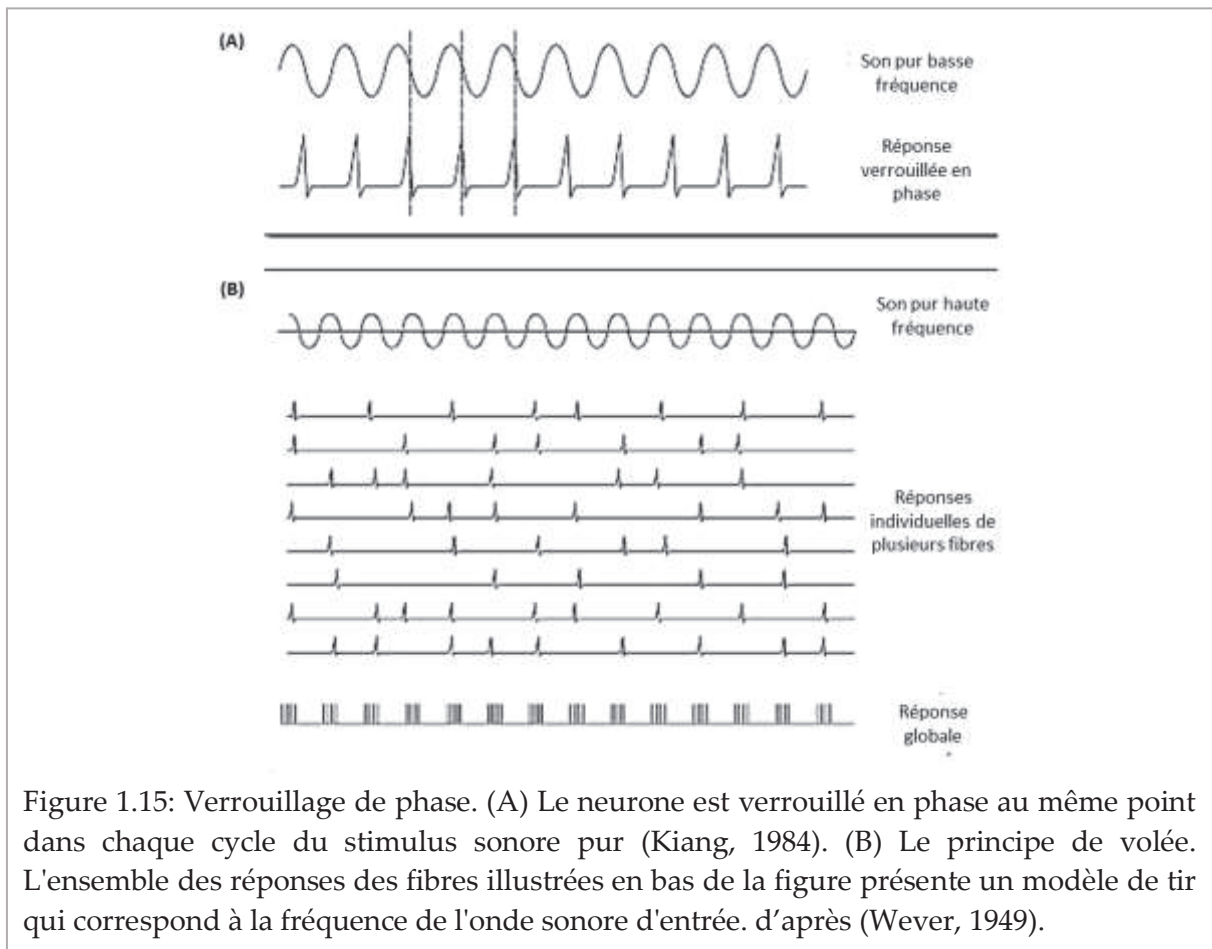


1.2.3. Réponses des fibres en fonction de la fréquence

Les fibres auditives transportent des informations sur la fréquence du stimulus de deux manières. Il y a d'abord la théorie de la place : les fibres sont disposées dans une carte tonotopique telle que la position est liée à la fréquence caractéristique. Deuxièmement, il y a le codage fréquentiel : les fibres se déclenchent à un rythme qui reflète la fréquence du stimulus. En dessous de 50 Hz, il semble que la fréquence soit codée uniquement par le codage temporel. Le codage de la fréquence a également son importance lorsque le son est suffisamment fort pour saturer les neurones (section 1.2.1). Les fibres adjacentes répondront à un signal fort si celui-ci est au-dessus du seuil d'excitabilité, même si les fibres ont une fréquence caractéristique différente de la fréquence du signal.

1.2.3.1. Codage temporel

En 1930, les psychologues Glen Wever et Charles Bray ont proposé qu'en réponse à un son pur, la vibration de la membrane basilaire corresponde à la fréquence d'entrée. Ils ont également suggéré que les récepteurs auditifs répondent de manière à ce que le schéma temporel de la vibration de la membrane basilaire soit reproduit dans le schéma d'excitation du neurone (Wever & Bray, 1930). Les fibres nerveuses auditives répondent alors en déclenchant un ou plusieurs potentiels d'action en phase avec les cycles d'oscillation du stimulus. Grâce au verrouillage de phase, le modèle de réponse de la fibre nerveuse reflète précisément la fréquence de l'onde sonore (Figure 1.14).



Les neurones ne pouvant pas émettre plus de 1000 potentiels d'action par seconde, ils ne peuvent donc pas émettre de potentiels d'action en phase avec des stimuli de fréquence supérieure à 1000 Hz. En effet, ils ont une période réfractaire absolue d'environ 1 ms et ne peuvent pas émettre deux fois de suite à des intervalles de moins de 1 ms. Cette constatation a conduit Wever et Bray à proposer le fonctionnement d'un principe de volée. La fréquence de l'onde sonore étant trop élevée pour qu'une fibre isolée suive la cadence de la vibration sonore c'est la réponse combinée de plusieurs fibres qui permet de reproduire la fréquence du signal entrant (Rose et al., 1967). Chaque fibre déclenche un potentiel d'action de manière aléatoire mais toujours en phase avec les cycles de la stimulation. Grâce à ce principe, un groupe de fibres peuvent se verrouiller en phase sur les sons jusqu'à 5 kHz, ce qui améliore la transmission d'informations sur la fréquence du stimulus. Au-delà de 5 kHz, la variabilité dans la fréquence de décharge des potentiels d'actions devient trop importante pour que des motifs aussi fins puissent être résolus. Pour de plus hautes fréquences, il semble que le codage suive uniquement la théorie de la place (Amunts et al., 2012).

1.2.3.2. *Théorie de la place*

Les réponses des fibres du nerf auditif à des stimulations acoustiques de différentes fréquences ont été rapportées pour la première fois par Galambos et Davis en 1943 (Galambos & Davis, 1943). Étant donné qu'un neurone maintient un taux de décharge spontané continu même en l'absence de toute stimulation, son seuil de déclenchement est déterminé en faisant varier le niveau du stimulus jusqu'à ce que le neurone réponde au-dessus de son taux spontané. Des courbes d'accords neuronales peuvent être établies en mesurant le taux de décharge d'un neurone en fonction de la fréquence. Comme pour la membrane basilaire et les CCI, la fréquence présentant le seuil le plus bas (soit le taux d'excitation le plus élevé) est appelée la fréquence caractéristique (FC).

Les courbes d'accord des fibres du nerf auditif semblent donc refléter la tonotopie de la membrane basilaire. De plus, la sélectivité fréquentielle augmente avec la fréquence. L'augmentation de la sélectivité se traduit par un affinement des courbes d'accord dans les hautes fréquences (Figure 1.16). Les mêmes relations générales se retrouvent dans la cochlée, et sont démontrées en comparant les courbes d'accord pour les potentiels récepteurs intracellulaires des cellules ciliées situées à la base (hautes fréquences) et à l'apex de la cochlée (basse fréquence) (Dallos, 1985). De plus, les fréquences caractéristiques des fibres individuelles du nerf auditif sont liées à la distance sur la longueur de la cochlée par la carte des fréquences cochléaires de Liberman (Liberman, 1982) (Figure 1.16). Cette relation a été développée en déterminant les fréquences caractéristiques des neurones auditifs individuels, puis en traçant ces fibres jusqu'à l'endroit où elles innervent les différentes cellules ciliées internes le long de la cloison cochléaire.

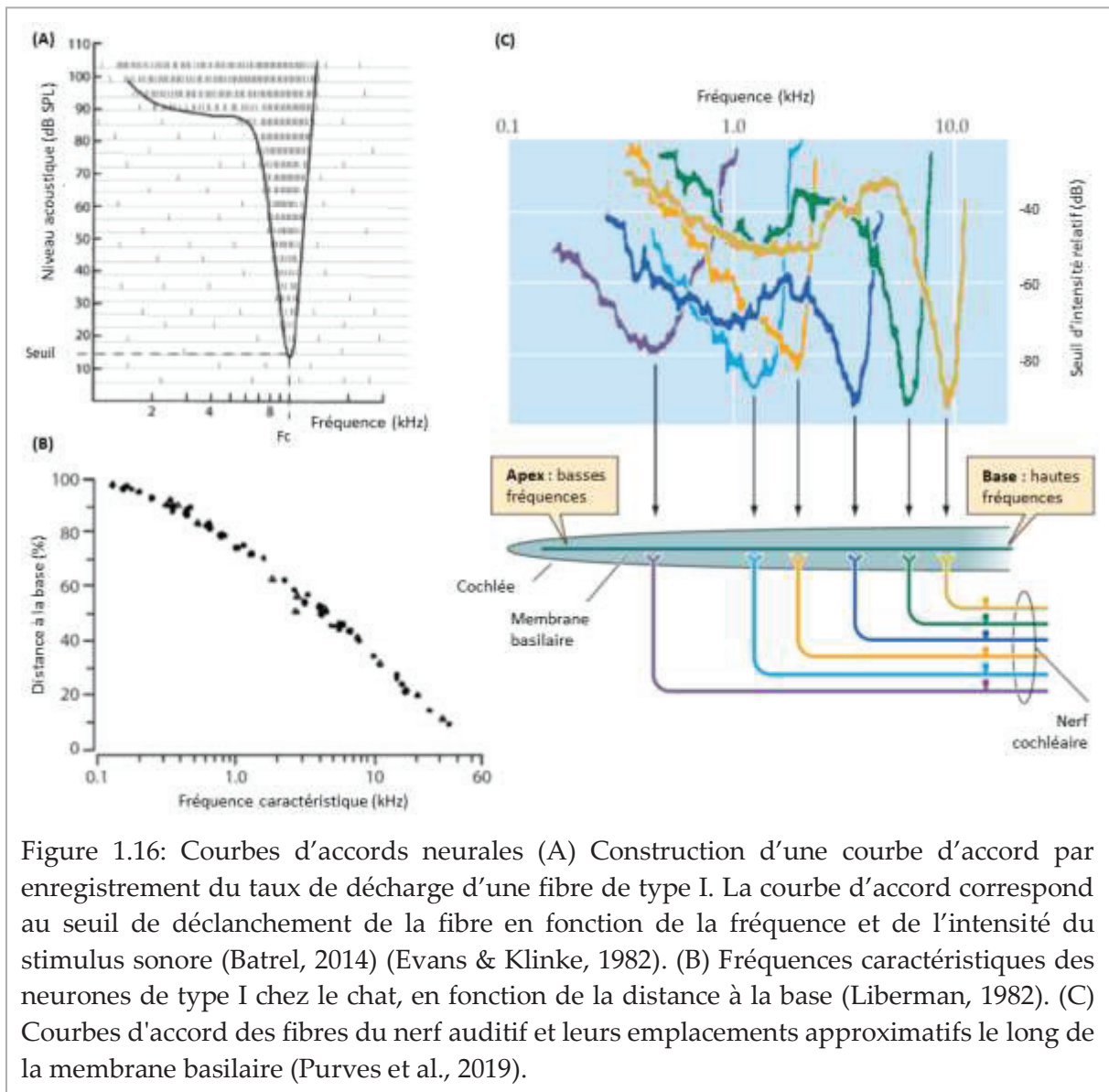


Figure 1.16: Courbes d'accords neurales (A) Construction d'une courbe d'accord par enregistrement du taux de décharge d'une fibre de type I. La courbe d'accord correspond au seuil de déclenchement de la fibre en fonction de la fréquence et de l'intensité du stimulus sonore (Batrel, 2014) (Evans & Klinke, 1982). (B) Fréquences caractéristiques des neurones de type I chez le chat, en fonction de la distance à la base (Lieberman, 1982). (C) Courbes d'accord des fibres du nerf auditif et leurs emplacements approximatifs le long de la membrane basilaire (Purves et al., 2019).

1.3. Tonotopie des voies auditives centrales.

Une partie du traitement auditif a lieu dans les centres neuronaux du tronc cérébral. Par exemple, la localisation spatiale et la perception binaurale se font grâce au couplage des informations arrivant des deux cochlées. Dans le tronc cérébral il y a 4 relais principaux qui se chargent d'intégrer, d'analyser et de transporter l'information sonore de la cochlée au cortex auditif primaire situé dans le lobe temporal (Figure 1.17). Ces 4 relais sont : le noyau cochléaire, le complexe olivaire supérieure, le colliculus inférieur et le corps genouillé médian (Romand Raymond, 1992).

L'organisation tonotopique est présente tout au long de la voie auditive. Il existe des cartes tonotopiques dans chacun des noyaux de relais du nerf auditif. Ainsi, la localisation des neurones actifs dans les noyaux auditifs renseigne sur la fréquence d'un son.

La stimulation par deux sons de fréquence différente entraîne la vibration de la membrane basilaire à deux endroits différents. Cette vibration excite à son tour deux populations distinctes de fibres afférentes, qui se projettent sur le noyau cochléaire de manière ordonnée (Figure 1.17). Le traitement spectral qui a lieu dans le noyau cochléaire et le traitement binaural qui se produit dans le complexe olivaire supérieur sont tous deux transmis au colliculus inférieur.

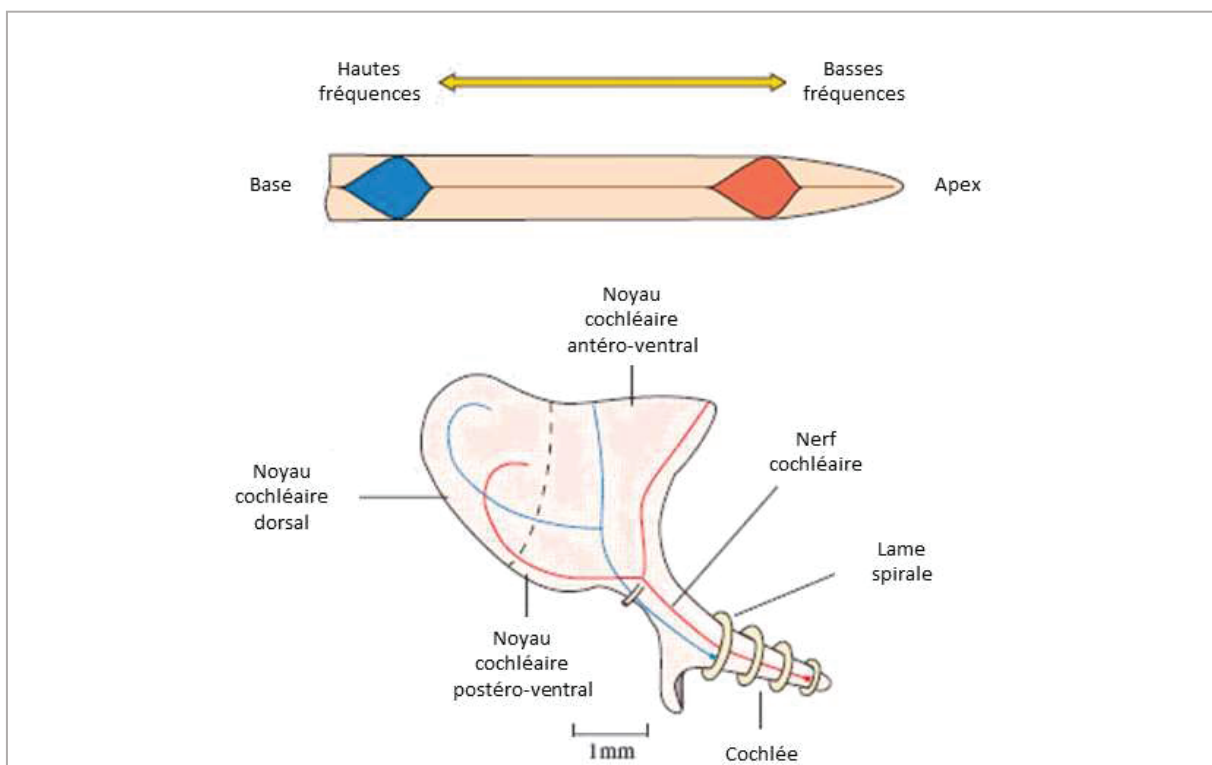
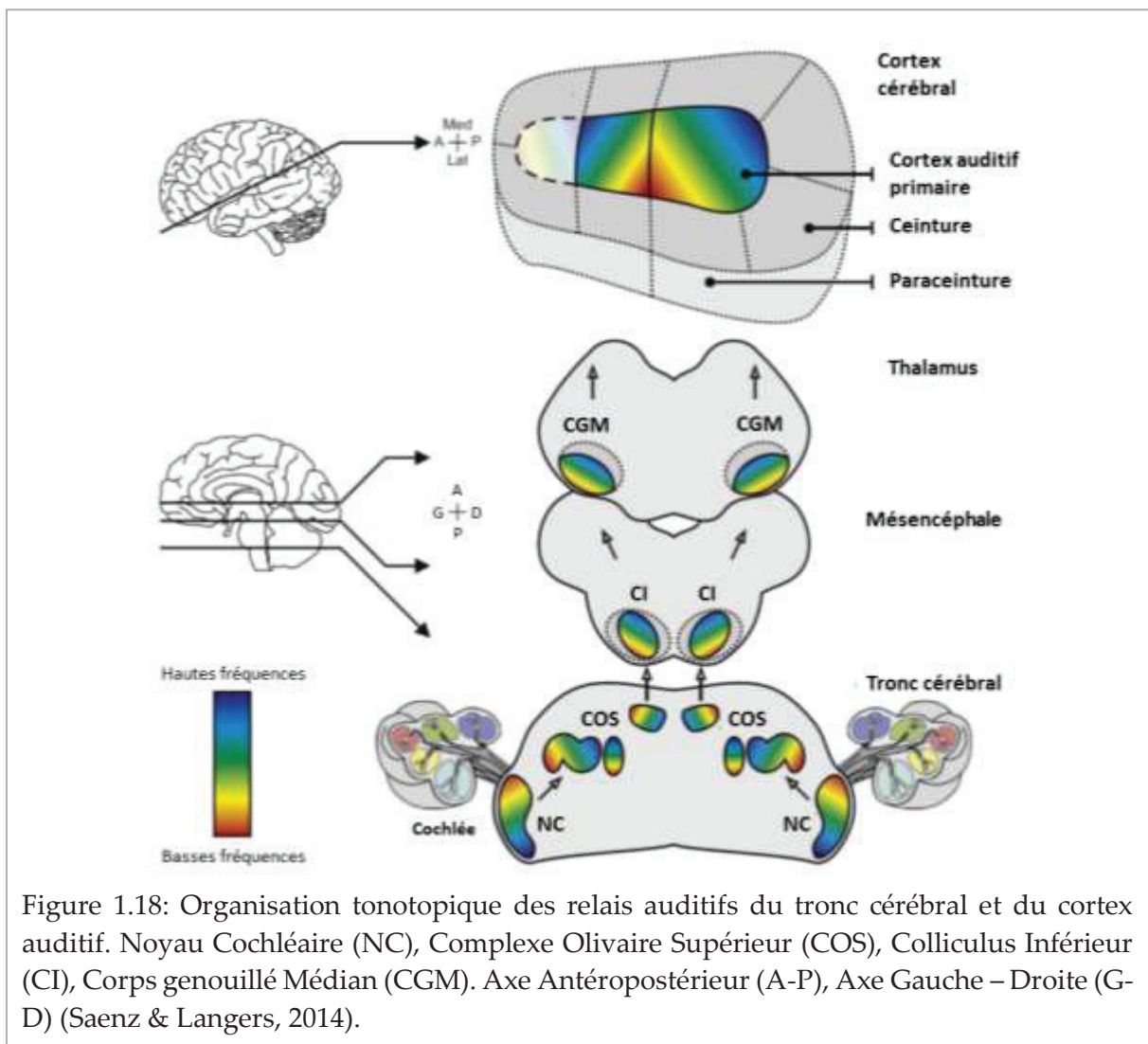


Figure 1.17 : Organisation tonotopique dans le ganglion spiral et dans le noyau cochléaire. Un son de haute fréquence active les neurones liés à la base de la cochlée (en bleu) et un son de basse fréquence active les neurones à l'apex de la cochlée (en rouge). Les neurones codant spécifiquement pour une fréquence sonore se projettent dans le noyau cochléaire selon une organisation spatiale tonotopique.

Le colliculus inférieur est le noyau le plus proéminent du tronc cérébral. Il reçoit des entrées du complexe olivaire supérieur et du noyau cochléaire. Les fibres du colliculus inférieur sont organisées de façon tonotopique en feuillets de cellules. Le colliculus inférieur est la terminaison de la majorité des noyaux auditifs du tronc cérébral. Il agit donc comme un carrefour pour le traitement de l'information, où les voies convergent vers une seule carte tonotopique. Les sorties du colliculus inférieur se projettent principalement vers le corps genouillé médian.

Le corps genouillé médian est également organisé de manière tonotopique. Les neurones ayant la même fréquence caractéristique sont disposés dans une couche, de sorte que le noyau consiste en un empilement de lames neurales représentant les fréquences contenues dans le stimulus. La sensibilité aux différences de temps ou d'intensité interaurale est maintenue. Les axones qui quittent le corps genouillé médian se projettent ensuite sur le cortex auditif.



2. Eléments de psychoacoustique et hauteur tonale

La psychoacoustique s'intéresse aux relations entre les caractéristiques physiques des sons et leurs attributs perceptifs (Moore, 2014). La psychoacoustique traite, entre autre, de la détection des sons faibles et la façon dont la sensibilité varie avec la fréquence ; de la capacité à « résoudre » ou à distinguer les composantes sinusoïdales d'un son complexe (sélectivité fréquentielle) ; des processus qui influencent le masquage d'un son par un autre ; de la perception, la modélisation et la discrimination des niveaux sonores (sonie) ; de la capacité à détecter des changements dans le temps (résolution temporelle) ; et de la perception et la modélisation de la hauteur des sons (tonie).

Dans les sections précédentes, nous avons examiné deux façons dont le système auditif peut coder les informations de fréquence : la théorie de la « place » et le verrouillage de phase. Dans cette section, nous allons étudier les preuves psychophysiques du codage de lieu sur la membrane basilaire en examinant la capacité du système auditif à résoudre les composantes des ondes sinusoïdales dans un son complexe - un phénomène connu sous le nom de sélectivité de fréquence.

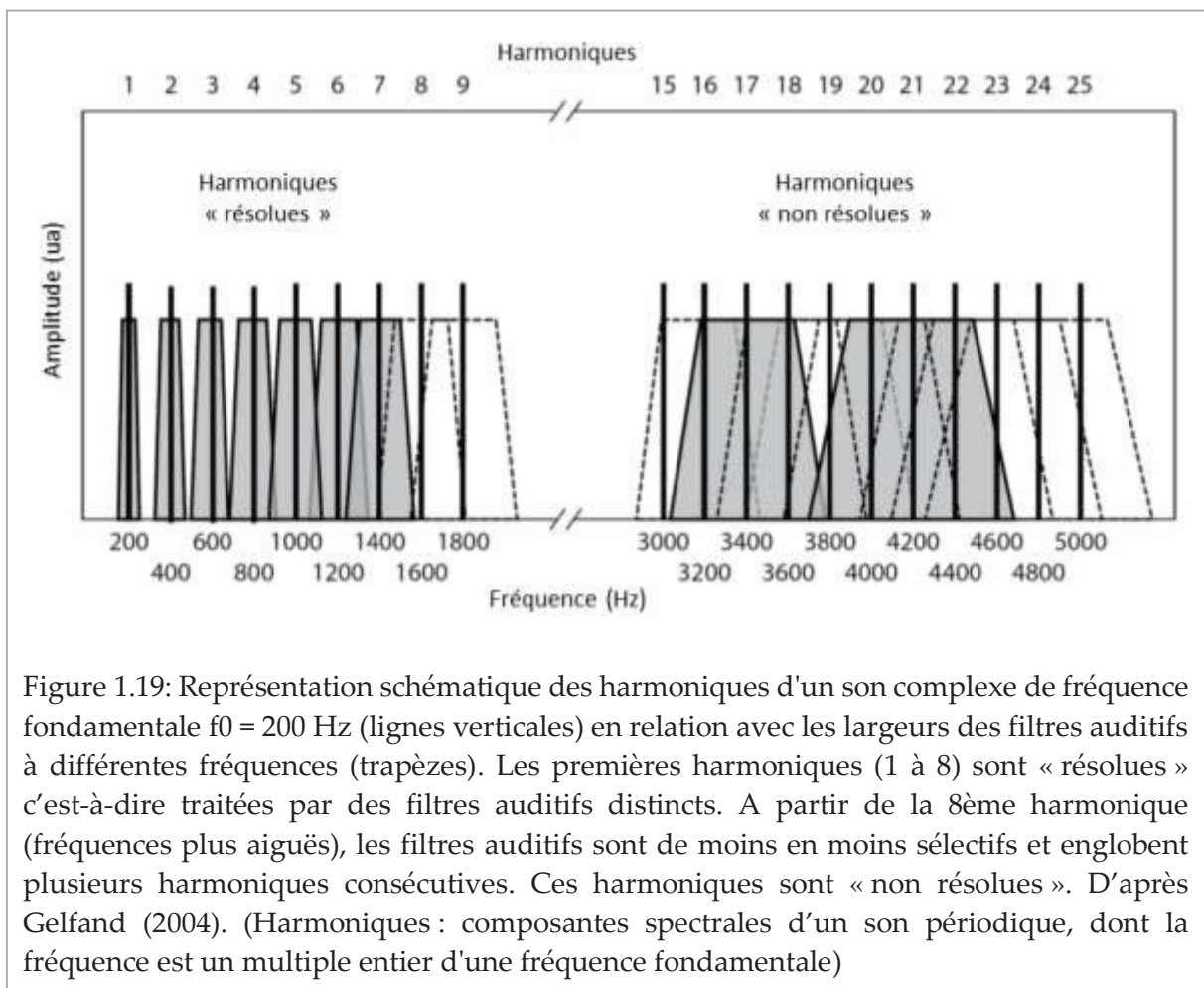
2.1. Sélectivité fréquentielle et masquage

2.1.1. Filtrés auditifs

Le système auditif effectue une analyse spectrale et peut être considéré comme une banque de filtres passe-bande superposés, appelés filtres auditifs, dont la largeur absolue (en Hz) augmente avec la fréquence centrale (Traunmüller, 1990). Ceci peut être relié à l'organisation tonotopique de la cochlée par le fait que chaque région le long de la membrane basilaire est mécaniquement sensible à une gamme spécifique de fréquences. De plus, on trouve aussi l'organisation tonotopique des cellules neurales sensorielles par l'activation de sous-ensembles de cellules ciliées internes et de fibres auditives fréquence-spécifiques.

On peut estimer la forme des filtres auditifs en se basant sur la théorie du masquage. Le seuil de perception d'un son varie en présence de masques de différentes fréquences. Lorsqu'on effectue ce type de mesure, on fait l'approximation que les résultats obtenus ne proviennent que d'un seul filtre auditif (centré sur la fréquence de test) (Moore, 2012). La forme des filtres auditifs reflète la sélectivité fréquentielle de l'oreille.

La sélectivité fréquentielle correspond à la capacité à discriminer les différentes fréquences du spectre audible. Par exemple lorsque deux notes de piano sont jouées simultanément, nous percevons deux sons distincts de hauteurs différentes. Les filtres auditifs séparent les composantes spectrales basses fréquences d'un son complexe. Chaque composante spectrale produit un pattern d'excitation distinct sur la membrane basilaire. Ces composantes sont dites « résolues », c'est-à-dire quelles sont individualisées par le système auditif et traitées une à une par des filtres auditifs distincts. On parle de composantes « non résolues » quand plusieurs composantes sont traitées par un unique filtre auditif. Les filtres auditifs traitant les hautes fréquences étant plus larges (moins sélectifs), plusieurs composantes spectrales consécutives peuvent être « prises » dans un même filtre (Figure 1.19).



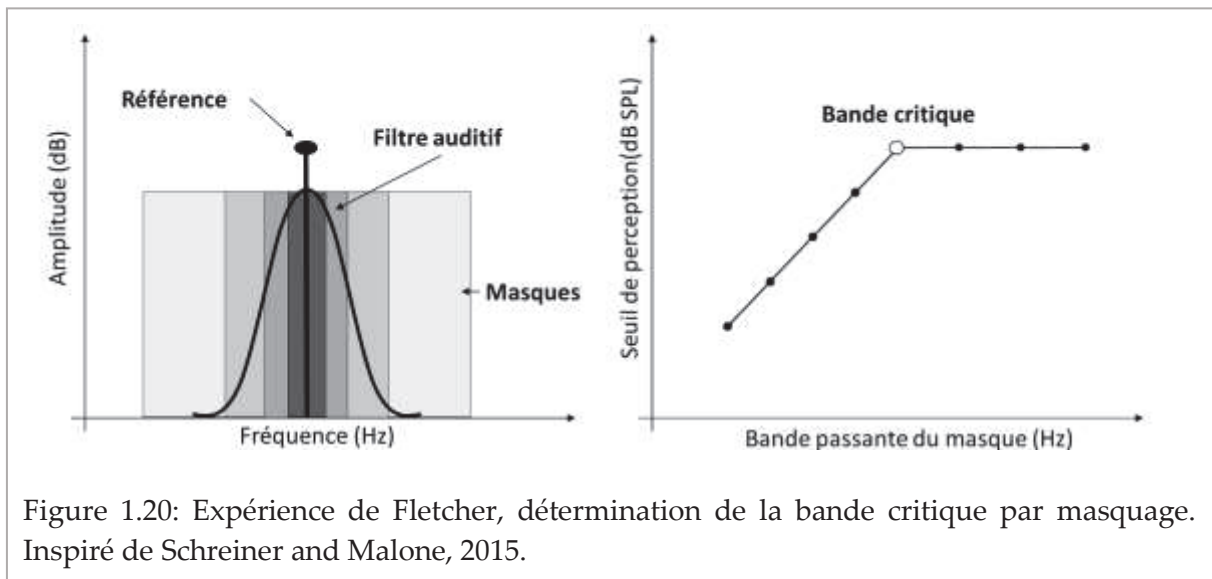
La sélectivité fréquentielle joue un rôle majeur dans divers processus auditifs et elle peut être mesurée par des techniques de masquage. Une première mise en évidence du phénomène de masquage a été faite par une expérience menée par Fletcher et al.(1940). L'expérience consistait dans une mesure du seuil de perception d'un son pur (référence) en fonction de la bande passante d'un bruit masquant. Le bruit était centré sur la fréquence de référence et son énergie constante. Le seuil de perception de la fréquence de référence augmente à mesure que la bande passante du bruit augmente puis atteint un plateau. Fletcher introduit le concept de bande critique qui correspond à la largeur de bande à partir de laquelle le pouvoir masquant du bruit cesse d'augmenter (Figure 1.20).

Selon Zwicker et al. (1961), les bandes critiques ont une largeur constante de 100Hz pour des fréquences centrales jusqu'à environ 500Hz. Au-dessus de 500Hz, la largeur des bandes critiques augmente avec la fréquence jusqu'à une largeur de 3 500Hz pour une fréquence centrale de 13 500Hz. Une valeur de bande critique peut être définie en tout point de la membrane basilaire, mais en pratique, notamment pour définir un banc de filtres, on considère souvent un nombre discret de filtres auditifs (Zwicker, 1961).

Les filtres auditifs peuvent être approximés par des bandes rectangulaires ou Equivalent Rectangular Bandwidth (ERB). Grâce à la formule de Moore et Glasberg on peut calculer la largeur de la bande rectangulaire (en Hz) à partir de la fréquence centrale du filtre auditif considéré (Glasberg & Moore, 1990).

$$ERB(f) = 24,7(4,37 \times f + 1)$$

Sur la base de cette formule, Moore et Glasberg ont proposé que pour chaque filtre auditif, la valeur ERB soit définie comme la largeur d'un filtre passe-bande idéal de la même fréquence centrale qui, alimenté par un bruit blanc, produirait la même énergie de sortie. En général, les valeurs ERB indiquent des largeurs de bande allant de 11% à 17% de la fréquence centrale.



Les filtres auditifs sont définis pour toute fréquence audible et la largeur des filtres augmente avec la fréquence de telle sorte que cette largeur est d'environ 11% à 17% de la valeur de la fréquence centrale. L'oreille est donc plus sélective aux basses fréquences qu'aux hautes fréquences. Cependant, en raison des non-linéarités du système auditif, la largeur des filtres dépend également de l'intensité du stimulus (Glasberg & Moore, 2000; Oxenham & Simonson, 2006).

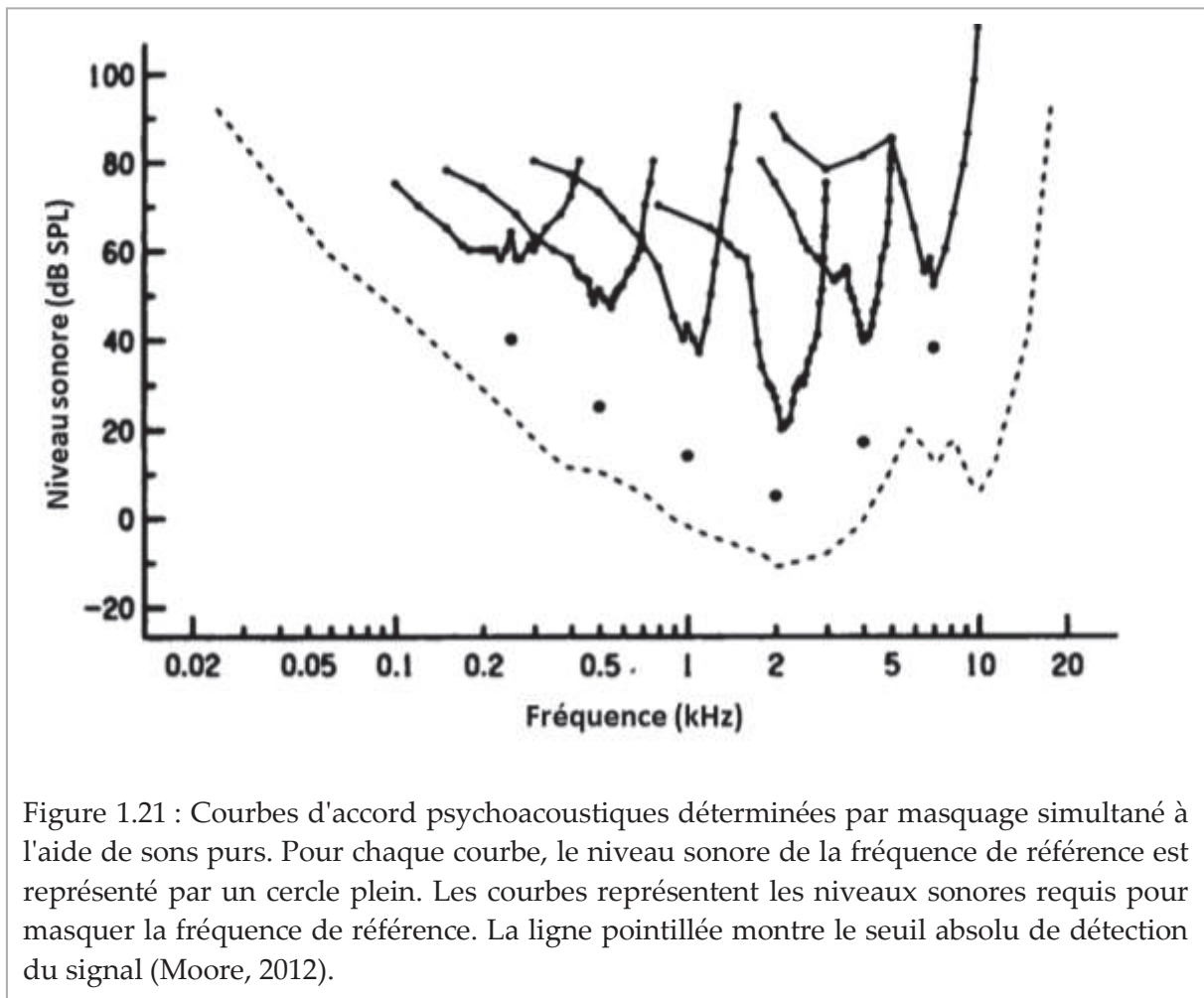
2.1.2. Courbes d'accords psychoacoustiques

Lorsque deux sons purs sont joués simultanément, le son le plus faible ne sera audible que si le rapport signal/bruit est suffisamment élevé dans l'un des filtres auditifs mis en jeu. Le phénomène de masquage révèle le rôle important des filtres auditifs dans la compréhension de la sélectivité en fréquence du système auditif.

Lorsque la distance fréquentielle entre deux tonalités est inférieure à la largeur de bande du filtre auditif correspondant, les deux signaux sont tous deux situés dans la bande passante du filtre, qui a donc peu d'influence sur le rapport de puissance des signaux. Le seuil d'audibilité du son masqué est augmenté. A l'inverse, lorsque la distance fréquentielle entre les deux sons est supérieure à la bande passante du filtre auditif, le son masquant est alors situé dans la bande atténuée du filtre. Ainsi, le rapport de puissance est augmenté et, le seuil d'audibilité du signal masqué est relativement bas. L'effet d'un signal masquant est donc prédominant dans la bande critique à laquelle il appartient. Cependant, s'il est d'un niveau acoustique suffisant, il peut également modifier les seuils d'audition dans les bandes adjacentes. Ce mécanisme, illustre la sélectivité fréquentielle du système auditif.

La figure 1.23 présente un exemple de courbe de masquage montrant les seuils de masquage d'un son pur en fonction de la présence un son masquant présenté à différentes fréquences et à différents niveaux d'intensité. Le signal étant fixe, on suppose qu'un seul et même filtre auditif est utilisé. Les courbes ainsi obtenues sont appelées courbes d'accord psychoacoustique (CAP). Plusieurs exemples de CAP sont présentés à la figure 1.21 (Moore 2012). Sur une CAP, chaque point caractérise l'intensité minimale nécessaire pour qu'un son masque la fréquence de référence. En général on fixe le niveau sonore de la référence proche de son seuil de perception dans le silence (10 ou 20 dB au-dessus du seuil). Plus une oreille sera sélective en fréquence, plus le pic de la courbe sera étroit. Le calcul du paramètre Q_{10dB} sert de référence afin de d'utiliser un paramètre standard et ainsi définir une limite pathologique (Figure 1.23). le Q_{10dB} correspond au rapport entre la fréquence testée et la bande passante du filtre auditif, 10 dB au-dessus de la fréquence de référence (Stelmachowicz et al., 1985).

Les CAP montrent une forte similitude avec les réponses de la membrane basilaire et surtout avec les courbes d'accord des fibres nerveuses présentées dans les sections précédentes. Elles permettent donc d'établir un lien entre la physiologie auditive et la psychophysique.

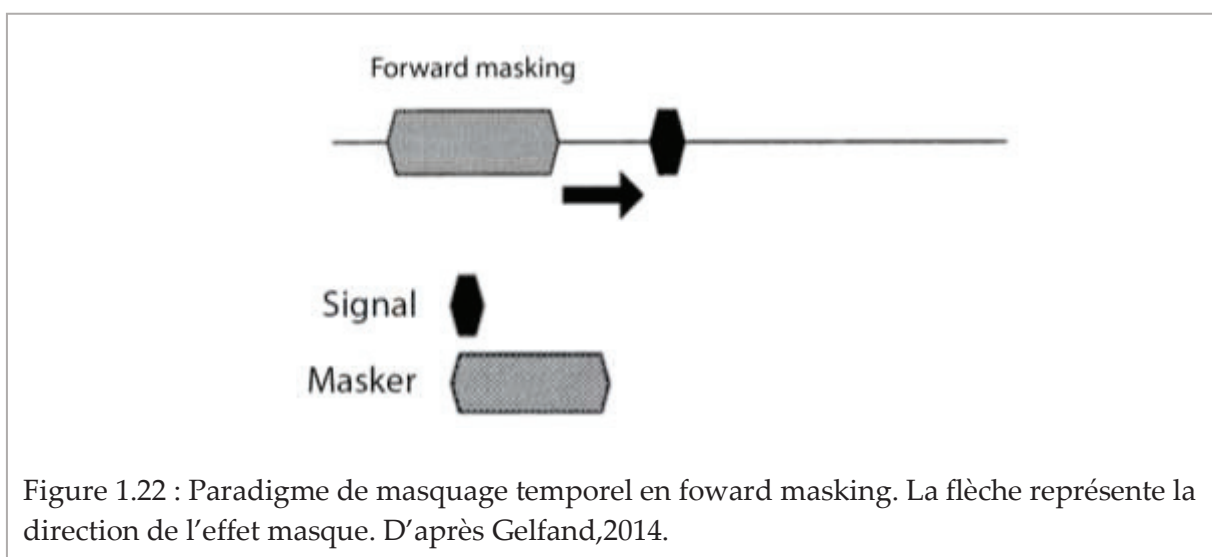


2.1.3. Masque d'amont ou « en avant » (Forward masking)

Il existe différentes méthodes de masquage pour établir une CAP. Il est possible masquer avec des sons purs ou avec des bruits à bande étroite. Cependant il faut prendre en compte le phénomène de battement lors d'une expérience de masquage simultané avec des sons purs. En acoustique physique, le battement se définit comme une modulation d'amplitude du signal qui se produit lors de la diffusion simultanée de deux sons de fréquence proche (différence entre 0,5 et 5Hz). En acoustique physiologique, la présence d'un battement perceptible, va perturber la mesure de masquage ; l'utilisation d'un bruit à bande étroite est donc recommandée pour s'affranchir de ce phénomène.

Il est aussi possible d'utiliser une méthode de masquage séquentiel qui permet d'éliminer le battement. Le masquage séquentiel « en avant » (forward masking) est le plus utilisé ; dans ce cas le son masquant est présenté en premier puis il est suivi par le son de référence dans un délai très court. L'ombre temporelle du masque perturbe l'audition de la référence en utilisant la période réfractaire de détectabilité.

Divers paramètres peuvent influencer la méthode en forward masking : l'intervalle de temps entre le signal et le masqueur, le niveau du masqueur et la durée du masquage. Le masquage est plus important lorsque le signal et le masqueur sont plus proches dans le temps et moins important lorsque l'écart temporel entre eux s'accroît. La quantité de masquage temporel augmente avec le niveau du masqueur, mais pas de la même manière que pour le masquage simultané (Elliott, 1962a ; Babkoff et Sutton, 1968 ; Jesteadt et al., 1982). Au contraire, dans le cas du masquage temporel, l'augmentation du niveau du masqueur de 10 dB peut entraîner un déplacement supplémentaire du seuil de l'ordre de 3 dB seulement. La durée du masqueur influence l'importance du masquage. Le pouvoir masquant augmente à mesure que la durée du masqueur s'allonge jusqu'à environ 200 ms (Kidd et Feth, 1982 ; Zwicker, 1984). De plus, le masquage temporel est influencé par la relation de fréquence entre le signal et le masqueur (par exemple, Wright, 1964 ; Elliott, 1967), tout comme nous l'avons vu pour le masquage simultané. En d'autres termes, il y a d'avantage de masquage lorsque le signal et le masqueur sont proches en fréquence tandis que lorsqu'ils sont éloignés l'adaptation neuronale à court terme causée par le masqueur est l'explication prédominante du masquage avant (Smith, 1977 ; Harris et Dallos, 1979 ; Kidd et Feth, 1982). Cependant, même l'adaptation à court terme ne peut expliquer entièrement l'ampleur du masquage avant mesuré dans les expériences psychoacoustiques (Relkin et Turner, 1988 ; Turner et al., 1994). De plus, le masquage avant se produit également chez les utilisateurs d'implants cochléaires (Mckay, 2012), même si les synapses entre les cellules ciliées et les neurones auditifs sont contournées chez ces patients. Ainsi, les preuves existantes semblent suggérer que les processus périphériques et centraux sont probablement impliqués dans le forward masking.



2.2. Perte de sélectivité fréquentielle

On observe chez les malentendants une modification de la forme des filtres auditifs et donc des courbes d'accord psychoacoustiques ; les filtres sont évasés (Figure 1.23), ce qui correspond à l'élévation du seuil de perception et à un élargissement de la bande passante (Nelson, 1991). La conséquence la plus notable est la perte d'acuité fréquentielle et une susceptibilité accrue au phénomène de masquage. L'extraction d'un son d'intérêt dans un environnement bruyant devient alors plus difficile. De plus, chez les malentendants le rapport signal sur bruit est plus bas que chez les normoentendants. Ceci expliquerait au moins en partie, les difficultés rencontrées en milieu bruyant par les personnes ayant des surdités d'origine cochléaire (Patterson et al., 1982). Cette hypothèse est basée sur le modèle de masquage par la densité spectrale de puissance de Moore et Patterson (power spectrum model of masking). Les filtres auditifs suppriment une grande partie du bruit. Seules les composantes du bruit qui passent à travers les filtres ont un effet de masquage du signal. On suppose que le seuil correspond au rapport signal sur bruit à la sortie du filtre auditif (Moore, 2012; Patterson, 1986). En particulier, le phénomène de masquage est accru et lorsqu'un formant de voyelle devient masquant pour un autre formant dans le signal vocal. Ainsi, même avec une forte amplification sonore, l'intelligibilité de la parole peut être réduite. De même, ce manque de sélectivité fréquentielle peut être un handicap pour la localisation des sons. Une conséquence directe de cette déficience est une diminution de la compréhension de la parole dans le bruit (Leek & Summers, 1996).

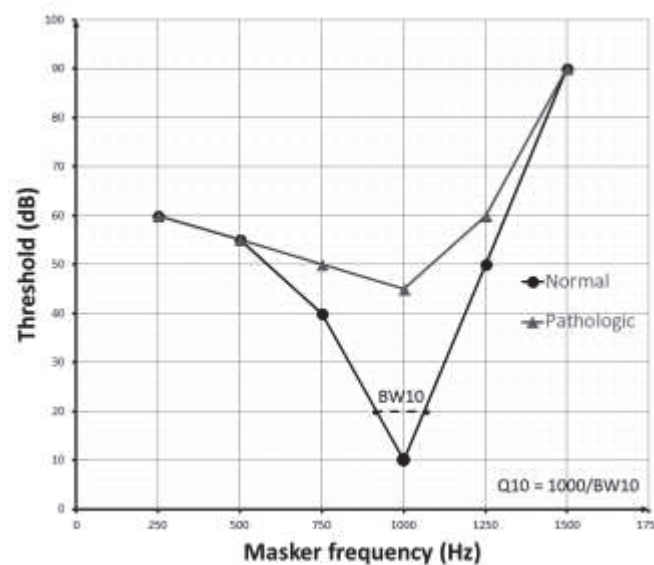


Figure 1.23: Courbe d'accord psychoacoustique. Tracé normal et pathologique. (D'après Pujol et al.)

3. Perception de la parole

3.1.Appareil phonatoire et caractéristiques des sons de parole

La distribution des fréquences de la parole suit de près la sensibilité de l'oreille humaine. La plupart des fréquences impliquées dans la parole se situent dans la gamme de fréquences (environ 125 Hz à 8 kHz) sur laquelle l'oreille est la plus sensible (Figure 1.24). Le phonème est défini comme étant la plus petite unité structurelle de la parole.

Lorsqu'ils sont prononcés, les phonèmes ont naturellement des amplitudes moyennes différentes. Globalement, les voyelles sont prononcées avec plus de puissance que les consonnes. En effet, une voyelle est un son prononcé, en principe, avec le conduit vocal ouvert donnant de la puissance au son, tandis qu'une consonne est un son prononcé avec un conduit vocal rétréci ou partiellement rétréci. Le conduit vocal regroupe d'une colonne d'air associée à plusieurs résonateurs dont l'excitation permet la production des sons de parole. Cet ensemble d'organes coopèrent et forment l'appareil phonatoire. Cette caractérisation de la production de la parole (phonation) est modélisée par un ensemble source-filtre (Fant, 1960) et elle est représentée schématiquement sur la figure 1.25.

Le système phonatoire peut être découpé en trois unités fonctionnelles :

- Le système pulmonaire comprenant les poumons, le diaphragme et la trachée, assure le déplacement d'un flux d'air lors de l'expiration.
- Le larynx, où se trouvent les cordes vocales, reçoit le flux d'air en provenance des poumons. La mise en vibration des cordes vocales crée un son de fréquence notée f_0 qui est appelé fréquence fondamentale de la voix (source). La fréquence f_0 dépend du diamètre des cordes vocales et donc de la morphologie et du sexe du locuteur. Les muscles du larynx permettent une modulation de la fréquence fondamentale (intonations, chant, etc)
- Le conduit vocal est constitué de résonateurs (pharynx, cavité buccale, nasopharynx et fosses nasales) et d'organes articulateurs (muscles du pharynx, langue, voile du palais, lèvres etc). Les résonateurs sont des cavités qui agissent comme des filtres variables dont les fréquences de résonances sont modulées par l'action coordonnée des organes articulateurs.

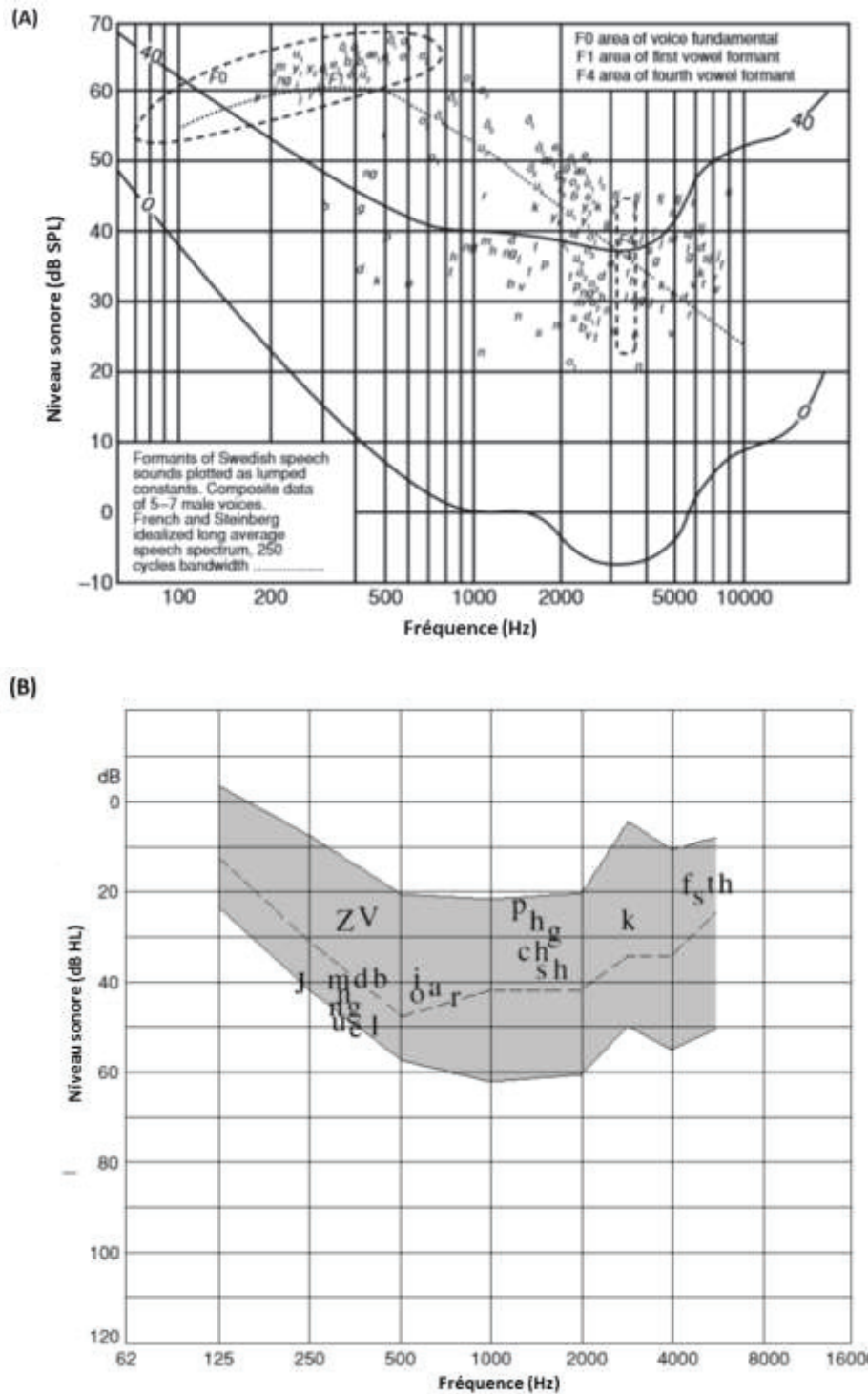


Figure 1.24 : Spectre des sons de parole. (A) Graphique représentant les phonèmes en fonction de leur fréquence caractéristique et de leur niveau sonore en dB SPL. La courbe de la partie inférieure notée « 0 » montre le seuil d'audition en dB SPL en fonction de la fréquence en Hz (0 phone). La courbe de la partie supérieure notée « 40 » représente la courbe d'isophonie 40 phones : c'est le volume subjectif perçu en comparaison à un son pur de 40dB SPL à 1000 Hz (Fant, 2004). (B) Représentation de la « banane » vocale et des phonèmes (zone grise) sur un graphique d'audiogramme qui représente le niveau sonore en dB HL (Hearing Loss ou Hearing Level) en fonction de la fréquence en Hz. Le 0 dB HL correspond à la courbe 0 phone (Northern & Downs, 2002).

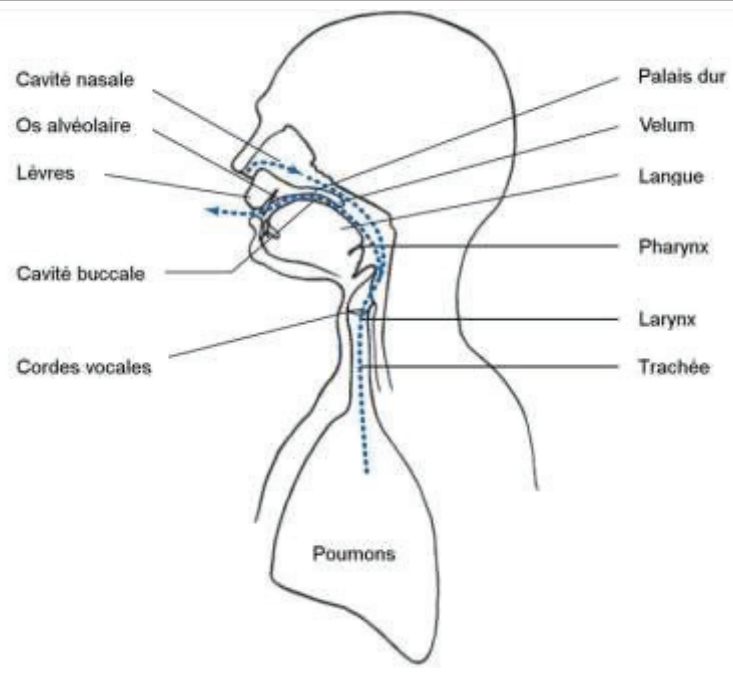
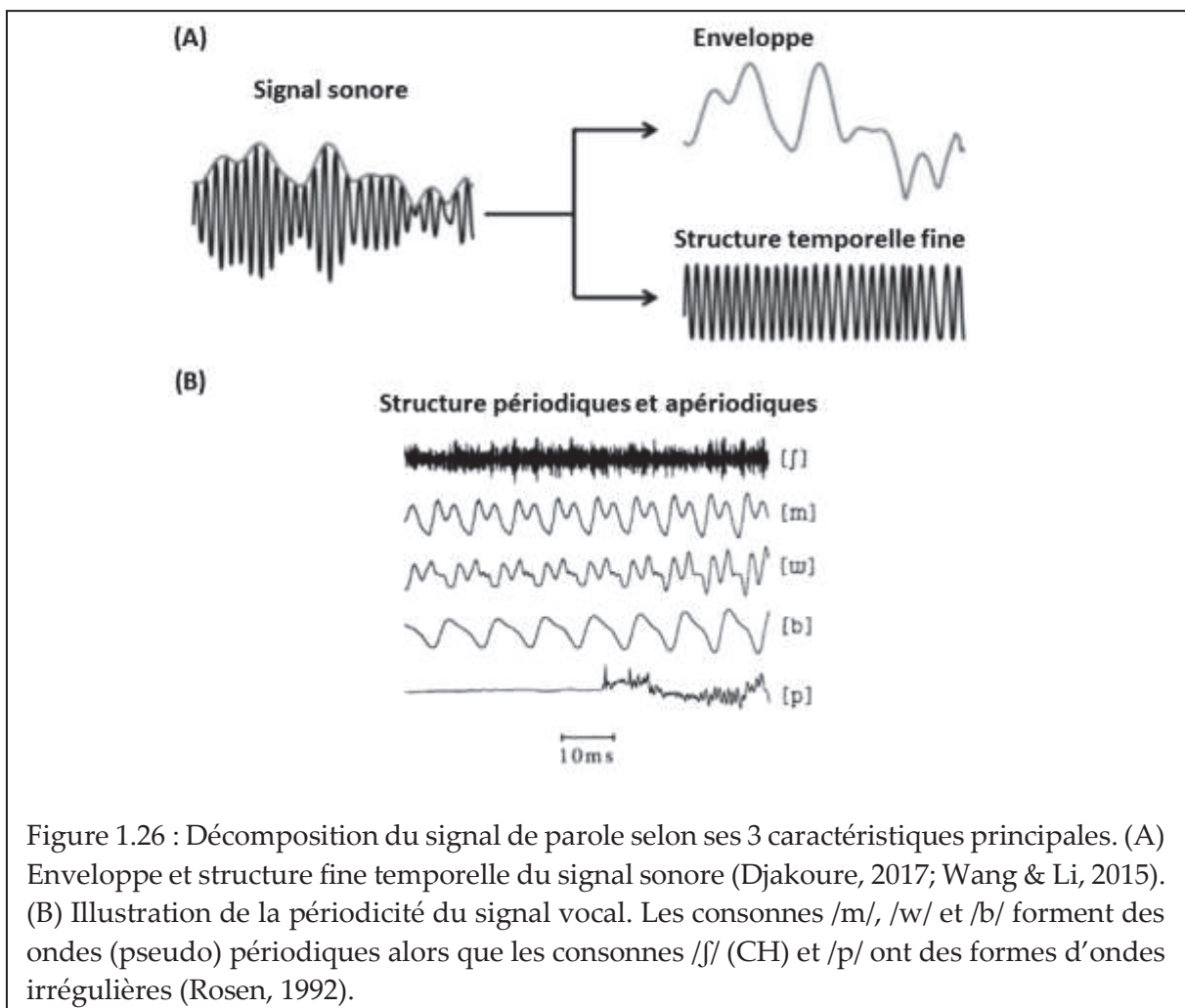
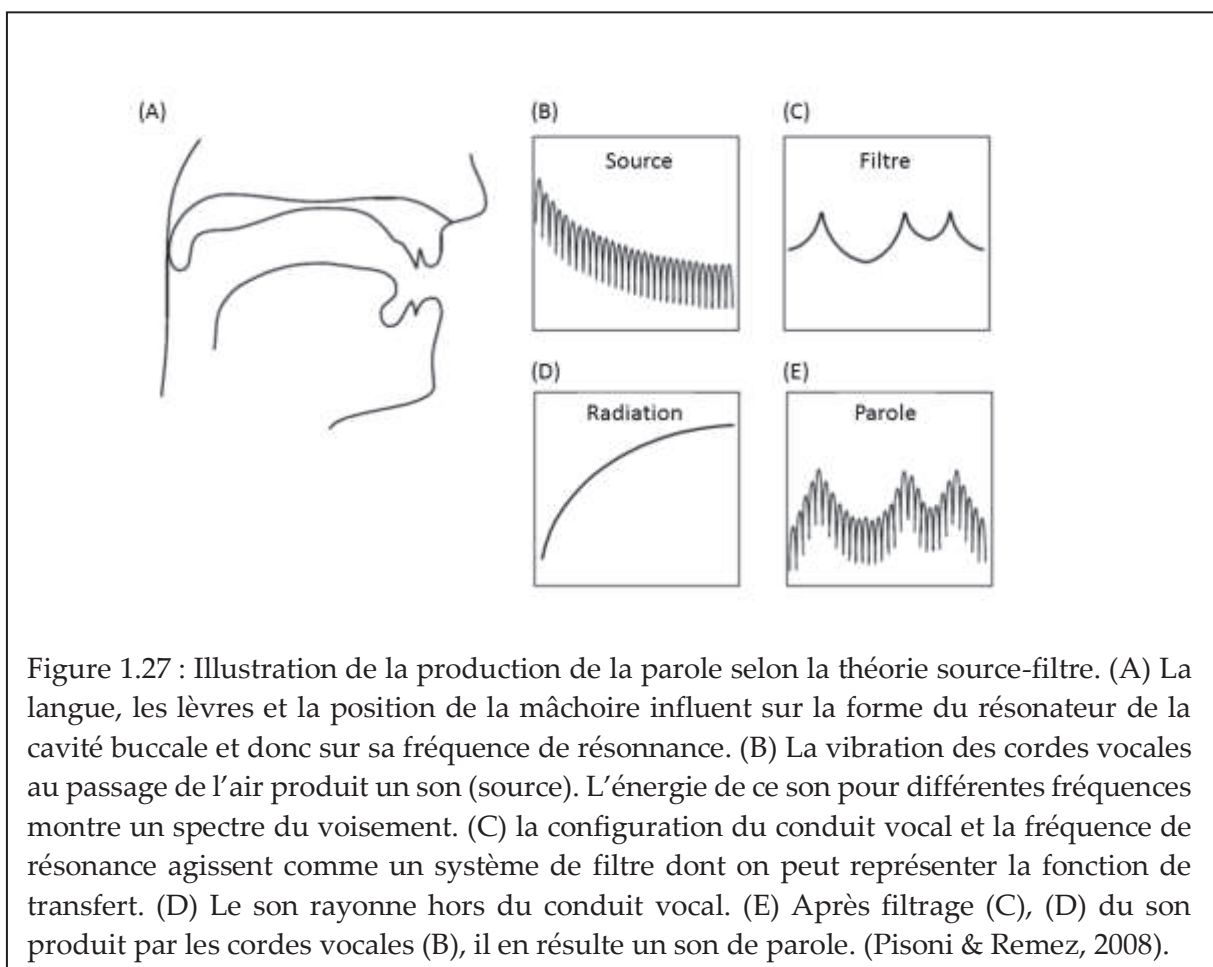


Figure 1.25 : illustration de l'appareil phonatoire et de ses différents éléments. Le trajet de l'air est indiqué en bleu. Adapté de (Singh & Singh, 2005).

En théorie du signal, la parole peut être décomposée en trois caractéristiques principales (Rosen, 1992). La première est l'enveloppe temporelle, qui correspond aux fluctuations lentes de l'amplitude du signal de parole. Sa fréquence de modulation se situe entre 2 et 50 Hz. L'enveloppe peut être caractérisée par plusieurs paramètres comme : son intensité, sa durée, son temps de montée et son temps de descente (début et fin du son). Ensuite il y a la périodicité qui reflète les propriétés du signal de parole en distinguant les sons périodiques et apériodiques. Les sons périodiques se situent dans une bande de fréquence allant de 50 à 500 Hz, alors que les composantes apériodiques ont un spectre beaucoup plus large, de quelques hertz jusqu'à 10 kHz. Et enfin, il y a la structure fine, qui représente les fluctuations rapides de l'amplitude du signal. Elle contient les informations fréquentielles de la parole, l'amplitude et la phase de ses composantes harmoniques, entre 600 Hz et 10 kHz.

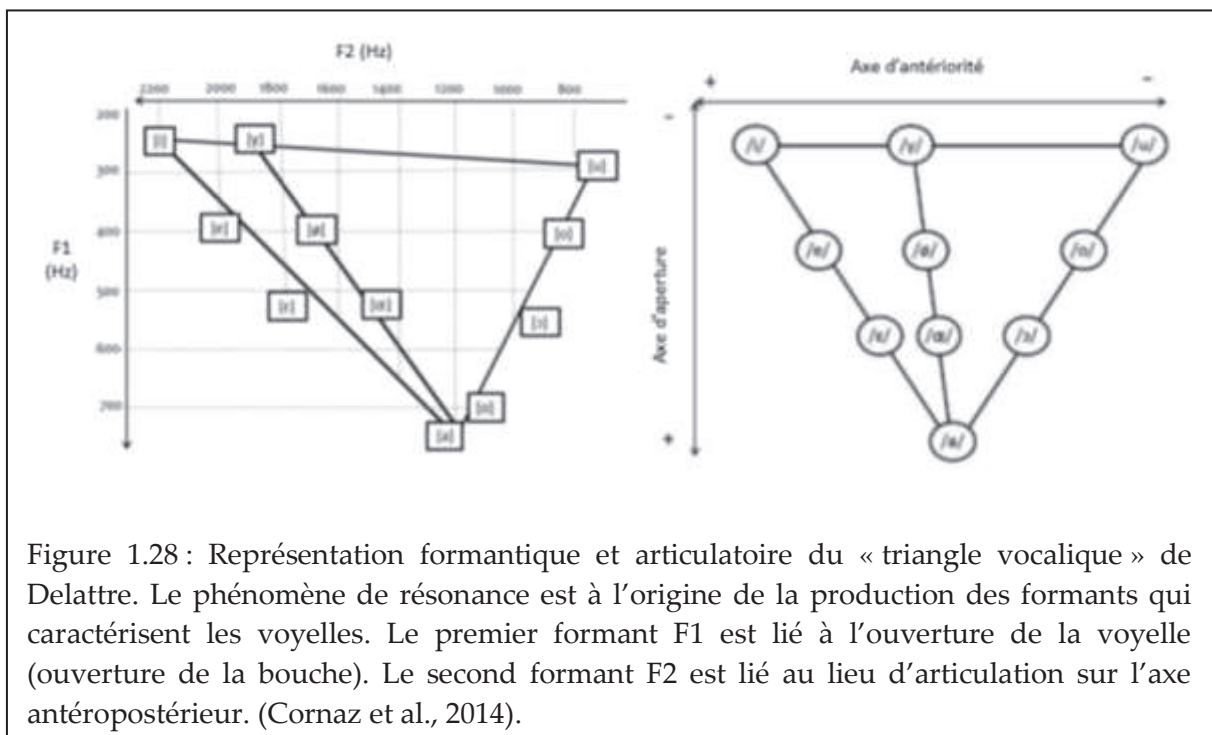


Parmi les composantes spectrales de la parole, les formants correspondent aux fréquences de résonance des cavités du conduit vocal. Ils apparaissent dans le spectre de la parole sous forme de pics d'énergie et caractérisent essentiellement les voyelles (Figure 1.27). Les formants sont décrits comme étant la caractéristique la plus importante du signal de parole (McLoughlin, 2009; Moore, 2012). Les formants sont comptés à partir de la fréquence la plus basse, et généralement seuls les trois premiers (F1, F2 et F3) contribuent de manière significative à l'intelligibilité de la parole. En général, F1 contient la plus grande partie de l'énergie de la parole, tandis que F2 et F3 contribuent davantage à l'intelligibilité de la parole (Hillenbrand, 2005; Thomas, 1968).



Les voyelles peuvent être caractérisées par la position des articulateurs. Les deux paramètres les plus pertinents pour les voyelles sont l'emplacement de la partie la plus haute de la langue dans la bouche (axe d'antériorité), et l'ouverture de la bouche (axe d'aperture). La figure 1.28 montre la position de la langue pour différentes voyelles.

Pour la voyelle /i/ par exemple, la langue se trouve vers l'avant de la bouche. Pour la voyelle /u/, par contre, la langue est située vers l'arrière de la bouche. Les voyelles dans lesquelles la langue est levée vers l'avant sont appelées voyelles avant ; celles dans lesquelles la langue est levée vers l'arrière sont appelées voyelles arrière. On note que si /ɛ/ et /œ/ sont toutes deux des voyelles avant, la langue est plus haute pour /ɛ/ que pour /œ/. Les voyelles dans lesquelles le point le plus haut de la langue est comparativement élevé sont appelées voyelles hautes ; les voyelles avec des valeurs moyennes ou basses de la hauteur maximale de la langue sont appelées voyelles moyennes ou voyelles basses, respectivement.



Les consonnes sont produites en restreignant le flux d'air et peuvent être distinguées par l'endroit où cette restriction est faite. Le point de restriction maximale est appelé le lieu d'articulation de la consonne. Les lieux d'articulation sont souvent utilisés dans la reconnaissance automatique de la parole comme un moyen utile de regrouper les phonèmes en différentes catégories. Les consonnes se distinguent également par la manière dont la restriction du flux d'air est effectuée, par exemple s'il y a un arrêt complet de l'air, ou seulement un blocage partiel. Cette caractéristique est appelée le mode d'articulation de la consonne. La combinaison de l'endroit et de la manière d'articulation est une bonne indication pour identifier une consonne (Figure 1.29). La figure 1.31 montre un exemple d'analyse spectro-temporelle et phonétique d'une phrase enregistrée.

Mode d'articulation		Lieu d'articulation							
		bilabiales	Labiodentales	dentales	Alvéolaires	palato-alvéolaires	palatales	vélaires	uvulaires
plosives	nasales		m		n		ɲ		
	orales	sourdes	p		t			k	
		sonores	b		d			g	
fricatives	sourdes			f		s	ʃ		
	sonores			v		z	ʒ		
approximantes	latérales					l			
	centrales								ʁ

Figure 1.29 : Inventaire des consonnes du français classées selon leur mode et lieu d'articulation (d'après Tranel 1987)

3.2. Compréhension de la parole dans le bruit

Les signaux concurrents, le bruit, la réverbération et d'autres imperfections du canal de communication peuvent éliminer, masquer ou déformer les segments du signal vocal qui fournissent des informations (Figure 1.30).

Les normoentendants s'appuient sur plusieurs stratégies perceptives et linguistiques pour surmonter la distorsion du signal et combler les lacunes qui apparaissent dans un signal de parole masqué par le bruit. Les variations du RSB au cours du temps, permettent aux auditeurs de concentrer leur attention sur les régions temporelles et spectrales où la voix cible est la moins distordue, ce processus est souvent désigné comme « l'écoute dans les vallées de bruit » (glimpsing). Avec des processus complémentaires tels que le regroupement perceptif et le suivi, les auditeurs utilisent leur connaissance des contraintes linguistiques pour combler les lacunes du signal et arriver aux interprétations les plus plausibles du signal déformé (Middlebrooks et al., 2017).

Lorsque la forme de distorsion est relativement stationnaire (par exemple, un masque de bruit continu à large bande, ou la réponse en fréquence non uniforme d'une grande salle), d'autres processus à court terme tels que l'adaptation et le regroupement perceptif peuvent être bénéfiques. L'adaptation sert à mettre en valeur les composantes du signal qui viennent d'arriver, en renforçant les débuts de syllabes et les régions du signal qui subissent des changements spectrotemporels rapides.

Les informations contenues dans la parole sont protégées de la distorsion de plusieurs façons (Assmann & Summerfield, 2004). Même lorsque les vallées spectrales sont lissées par la présence de bruit, la persistance de certains pics fournit des indices solides pour l'identification des voyelles et des consonnes. La fréquence fondamentale de la voix est aussi un indice essentiel qui permet à l'auditeur de discriminer les composantes qui proviennent de la même personne afin de les séparer les voix concurrentes (C. A. Brown & Bacon, 2010). Ensuite, la modulation d'amplitude à travers les bandes de fréquence peut servir à mettre en évidence des parties informatives du signal vocal, telles que des syllabes qui sont accentuées lors du discours.

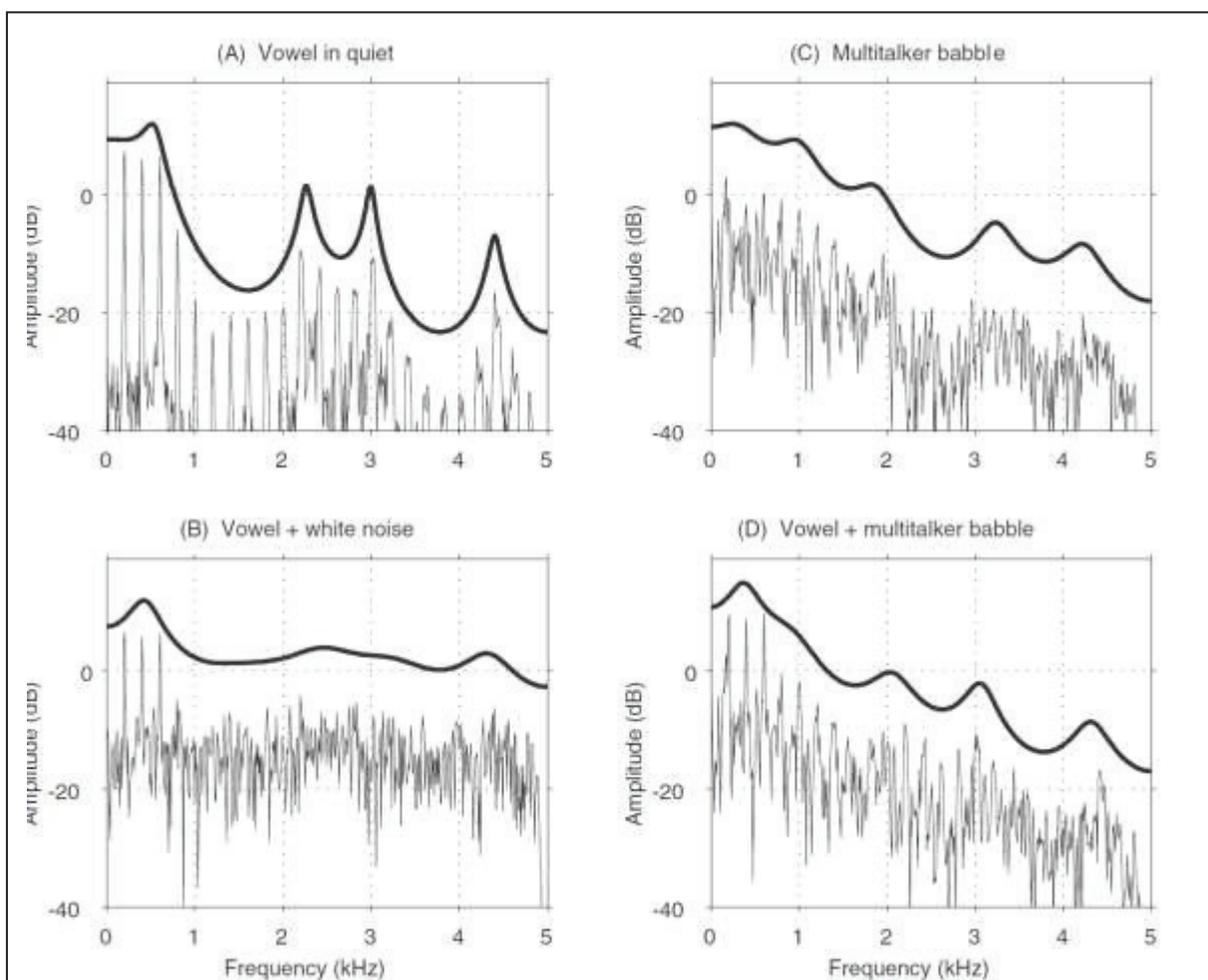


Figure 1.30 : Effets du bruit sur les pics des formants. (A) Le spectre d'amplitude de Fourier de la voyelle /e/. La ligne continue montre l'enveloppe du spectre. (B) Un bruit blanc a été superposé avec un rapport signal sur bruit de 0dB. (C) Le spectre d'un échantillon de bruit vocal. (D) Le spectre de la voyelle mélangée au bruit vocal avec un rapport signal sur bruit de 0dB (Assmann & Summerfield, 2004).

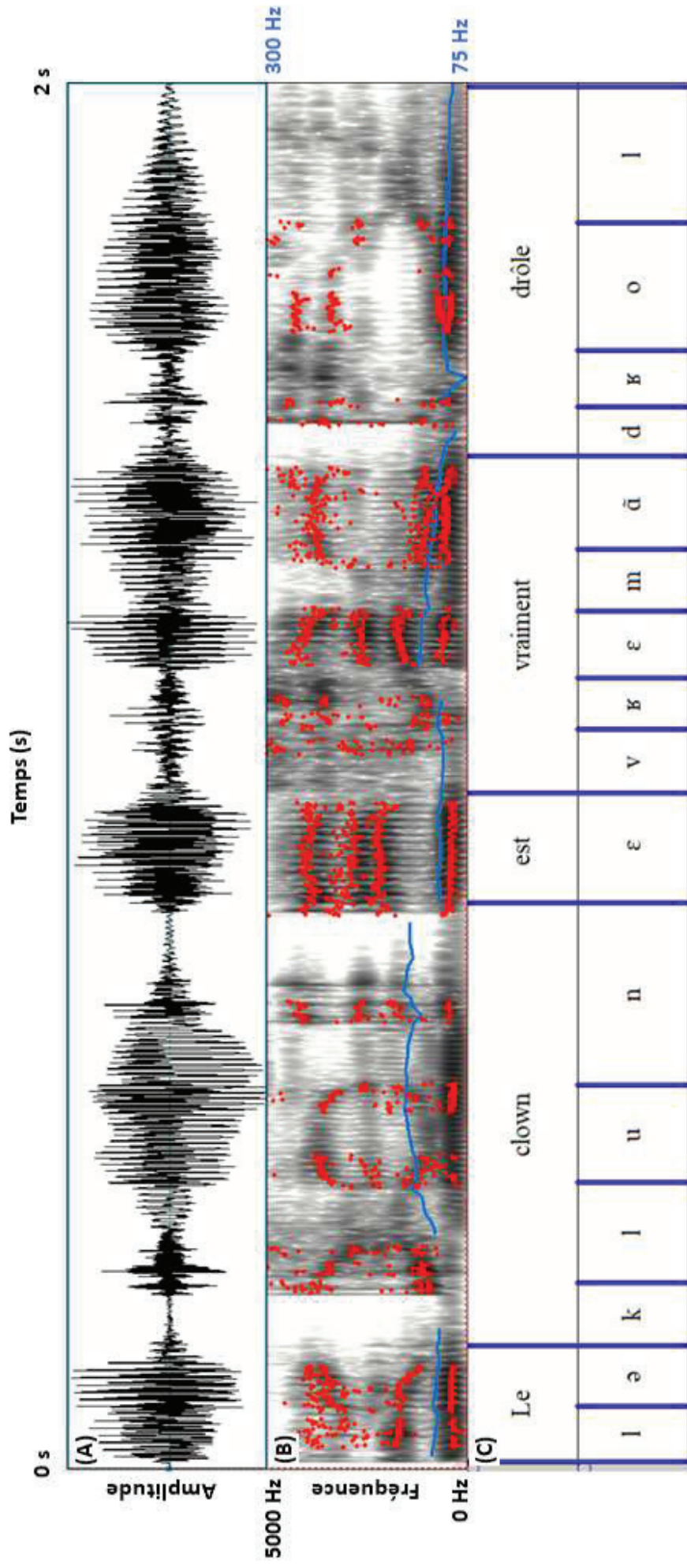


Figure 1.31 : Analyse spectro-temporelle et phonétique de la phrase « le clown est vraiment drôle » effectué au laboratoire avec le logiciel Praat. (A) Oscillogramme représentant l'évolution de l'amplitude du signal en fonction du temps. (B) Spectrogramme (ou sonagramme) représentant l'évolution de l'énergie fréquentielle (nuance de gris) en fonction du temps. On représente en rouge les formants calculés par le logiciel ; ils permettent d'identifier les phonèmes. Le tracé représenté en bleu correspond à l'évolution de la fréquence fondamentale de la voix en fonction du temps (échelle fréquentielle à droite). (C) La première ligne découpe la phrase mots par mots et la seconde montre le découpage par phonème. (Analyse effectuée au laboratoire avec un fichier audio extrait des listes de phrases du Hearing In Noise Test (HINT) francophone (Vaillancourt et al., 2005))

Chapitre 2. Implant cochléaire multi electrode, stratégies de codage et interaction

1. Surdité et réhabilitation de la fonction auditive

1.1. Classification des surdités

Une baisse de l'audition, quelle que soit son importance et son origine est appelée surdité. Le synonyme hypoacousie est souvent utilisé pour désigner les surdités légères ou moyennes et le terme cophose est synonyme de surdité totale (seuils supérieur à 120 dB HL, non mesurables à l'audiométrie) (Collège français d'ORL et de chirurgie cervico-faciale). La surdité peut être uni ou bilatérale. Les surdités se distingues en deux classes, correspondants chacune à une étape du traitement auditif. En suivant le parcours du son, il y a tout d'abord les surdités de transmission liées à l'atteinte des structures de l'oreille externe (pavillon, conduit auditif externe) et/ou de l'oreille moyenne (système tympano-ossiculaire de la caisse du tympan, trompe d'Eustache). Ensuite, la seconde catégorie correspond aux surdités de perception appelées aussi surdités neurosensorielles. Parmi les surdités neurosensorielles on distingue les surdités de perception d'origine labyrinthiques ou cochléaires et les surdités de perception rétro-cochléaires dues à une altération des voies nerveuses entre l'organe sensoriel et le cortex. Les étiologies des surdités sont donc multiples. Enfin, il existe des surdités mixtes associant surdité de transmission et de perception. Lorsqu'un diagnostic de surdité a été établi, que l'étiologie et le degré de la perte auditive ont été déterminés, il est possible d'envisager la mise en place d'une prise en charge adaptée. Dans certains cas, un dispositif de correction auditive peut être proposé dans l'optique d'une réhabilitation de la fonction (Moore, 2007).

En audiométrie tonale liminaire en conduction aérienne (au casque) et en conduction osseuse (avec un vibreur posé sur la masto ide), on mesure les seuils auditifs pour des sons purs entre 125 et 8000 Hz en conduction aérienne et entre 250 et 4 000 Hz en conduction osseuse par octave (doublement de la fréquence). Chaque oreille est testée séparément. Les seuils auditifs sont exprimés en dB HL pour Hearing Level ou Hearing Loss, exprimant une perte en décibel par rapport à une oreille normale (International Bureau for Audiophonology).

Le degré de surdité est déterminé en conduction aérienne, en calculant le seuil auditif moyen sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz :

- Audition normale ou subnormale : seuil auditif moyen entre 0 et 20 dB HL
- Surdité légère : seuil auditif moyen entre 20 et 40 dB HL. La parole est comprise à un niveau normal mais des difficultés sont ressenties pour la voix faible ou lointaine
- Surdité moyenne : seuil auditif moyen entre 40 et 70 dB HL. La parole est perçue si on élève la voix. La compréhension est meilleure en regardant son interlocuteur.
- Surdité sévère : seuil auditif moyen entre 70 et 90 dB HL. La parole n'est perçue qu'à des niveaux très forts. La lecture labiale est un complément nécessaire.
- Surdité profonde : seuil auditif moyen supérieure à 90 dB HL. Compréhension de la parole presque impossible avec des troubles importants d'acquisition du langage pour le jeune enfant.

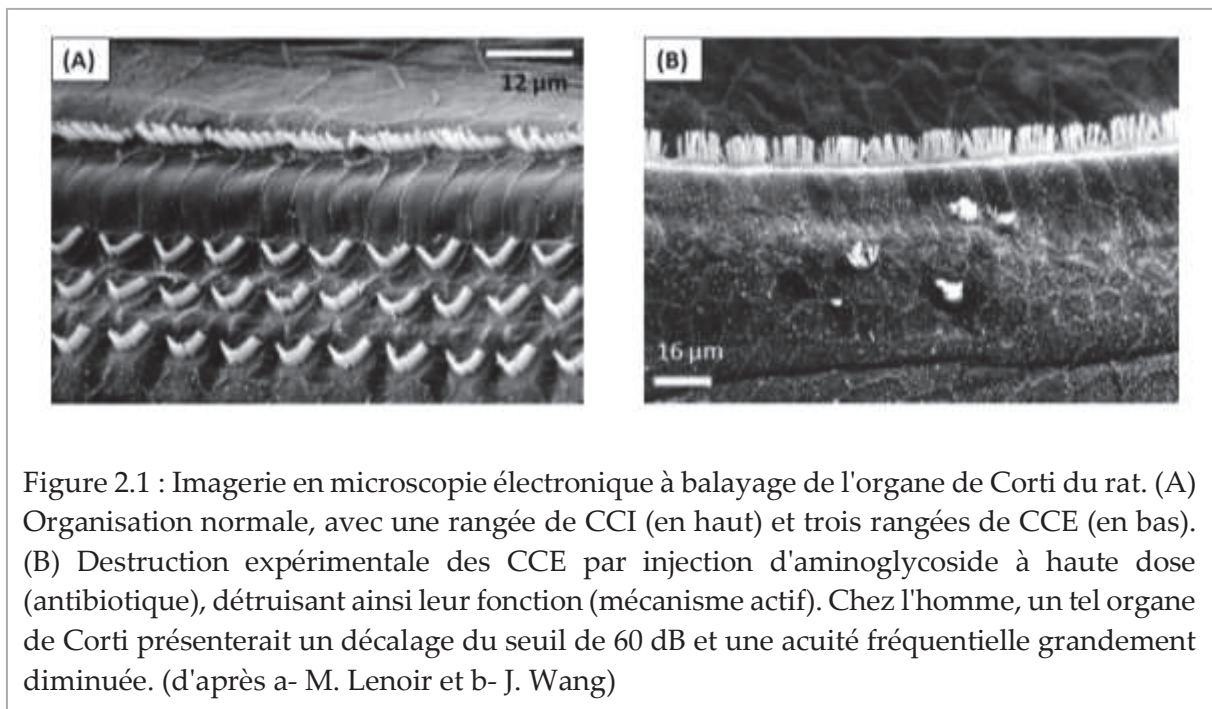
1.2. Les surdités neurosensorielle d'origine cochléaire

Les surdités de perception acquises sont principalement dues à 3 facteurs : la prise de médicaments ototoxiques, l'exposition au bruit et les traumatismes sonores, et le vieillissement naturel de l'oreille nommé presbycusis.

L'excitotoxicité est le facteur prépondérant dans l'apparition de pathologies dans l'organe de Corti. Elle est principalement liée au glutamate, neurotransmetteur des CCI, qui détériore les neurones auditifs lors d'accidents ischémiques local et/ou de traumatismes sonores. L'excitotoxicité se retrouve dans toutes les pathologies neuronales affectant la cochlée c'est à dire aussi pour les cas d'ototoxicité médicamenteuses et la presbycusis.

Certaines substances peuvent être ototoxiques. On peut citer par exemple, la prise de diurétiques à haute dose, certains traitements anticancéreux ou certains antibiotiques (Figure 2.1).

Une exposition prolongée à des sons forts va endommager les structures de l'organe de Corti. Suivant les cas, cela peut provoquer des surdités temporaires ou permanentes. Il y a une destruction excitotoxique des synapses sous les CCI qui s'accompagne de dommages cellulaires d'abord sur les CCE puis sur les CCI. Dans la synapse, un excès de glutamate provoque un gonflement et un éclatement du bouton postsynaptique. Dans certains il est envisageable d'avoir une récupération fonctionnelle en 2 ou 3 jours car la fibre a la capacité de se régénérer et de créer une nouvelle synapse. Dans le cas où les traumatismes sont sévères et/ou répétitifs, les CC endommagées dégènèrent, les fibres afférentes meurent par apoptose provoquant une perte auditive irréversible. Après une surexposition acoustique, on observe aussi une atteinte mécanique au niveau des stéréocils des CCE. Il existe plusieurs types d'atteintes des stéréocils dont, la séparation, la chute, la fusion, l'effondrement, le rétrécissement, la rupture, le détachement et la perte.



La presbycusie est une surdité due au vieillissement normal de l'oreille. Parmi les différentes modalités sensorielles, l'audition est celle qui vieillit le moins bien. Les CC et les neurones auditifs sont en petit nombre et leur disparition progressive avec l'âge provoque une perte d'audition qui est inévitable. La presbycusie est une surdité multifactorielle qui combine des facteurs individuels et environnementaux. La presbycusie peut être concomitante à une surdité acquise au cours de la vie. L'âge du patient, ses prédispositions génétiques et l'exposition au bruit contribuent à la perte auditive. Ainsi le vieillissement naturel de l'oreille peut être accéléré. La presbycusie se caractérise par son origine : elle peut être

sensorielle, par une dégénérescence de l'organe de Corti ; et/ou neurale par une dégénérescence des neurones du ganglion spiral ; et enfin métabolique, par une dégénérescence de la strie vasculaire.

1.3. Les systèmes de correction de l'audition

La réhabilitation auditive est un processus complexe qui nécessite un suivi sur le long terme et la prise en charge du patient par une équipe pluridisciplinaire qui associe, médecin traitant, oto-rhino-laryngologiste, audioprothésiste, orthophoniste et psychologue. Depuis plusieurs années les résultats présents dans la littérature scientifique démontrent un bénéfice accru de l'appareillage lorsqu'il est précoce et bilatéral, autant chez le nourrisson (Percy-Smith et al., 2021) que chez le malentendant adulte (Amieva & Ouvrard, 2020). Sous l'impulsion des sociétés savantes, les recommandations allant dans ce sens sont régulièrement publiées (Hermann et al., 2019b; International Bureau for Audiophonology, n.d.; Simon et al., 2019).

Historiquement, les dispositifs de correction de l'audition ont d'abord utilisé l'amplification mécanique, dont le cornet acoustique est l'exemple le plus connu. L'évolution des technologies a permis l'émergence de systèmes électriques, qui se sont perfectionnés pour évoluer vers des systèmes électroniques analogiques miniaturisés puis vers les aides auditives actuelles, entièrement numériques. Les nouvelles technologies permettent ainsi un réglage précis de l'amplification, une réduction des bruits parasites et une connectivité sans fil de plus en plus importante avec les objets du quotidien comme le téléphone ou la télévision (Einhorn, 2017; Kates et al., 2019).

Il est possible d'appareiller des surdités d'origines diverses grâce à plusieurs types d'aides auditives et en utilisant un mode de transduction adapté. Dans le cas des surdités de transmission, utiliser des aides auditives à conduction osseuse est une bonne alternative. Les implants d'oreille moyenne s'adaptent en cas de surdités mixtes ou de transmission. Les aides auditives numériques conventionnelles par voie aérienne sont des amplificateurs sophistiqués, adaptés à la physiologie de la surdité et délivrant un signal sonore traité dans le conduit auditif. Elles peuvent être indiquées dans la réhabilitation des surdités de transmission, de perception et des surdités mixtes.

Enfin les implants cochléaires et les implants auditifs du tronc cérébral constituent la famille des aides auditives à stimulation électrique. Ils s'adressent essentiellement à des surdités de perception bilatérales, sévères à profondes, et également aux patients avec cophose unilatérale et acouphène invalidant. L'implant cochléaire peut être indiqué chez les adultes devenus sourds et chez les enfants sourds congénitaux, sous réserve d'un bilan strict, défini par la HAS, d'une sélection adaptée des candidats lors un parcours de sélection multidisciplinaire (HAS 2013, SFORL 2018). Les indications précises pour l'implant cochléaire seront décrites dans le chapitre suivant. L'implant du tronc cérébral, quant à lui, dispose d'un panel d'indications beaucoup plus restreint ; il peut être proposé lorsque la cochlée du patient ne permet pas l'utilisation d'un implant cochléaire ou lorsque le nerf auditif n'est pas fonctionnel ou absent.

Malgré des avancées considérables dans le domaine scientifique et technologique, la parfaite restauration de la fonction auditive n'est pas atteinte. Les résultats obtenus dépendent de différents facteurs anatomiques, physiologiques, médicaux, techniques et sociaux (Blamey et al., 1996, 2013; Lazard et al., 2012; Singh et al., 2015). La compréhension de la parole en milieu calme est un objectif souvent atteint cependant, la compréhension de la parole dans le bruit reste le défi principal du processus d'appareillage (Büchner et al., 2017; Fetterman & Domico, 2002; Fu & Nogaki, 2005; Lopez-Poveda et al., 2020; Srinivasan et al., 2013).

2. Réhabilitation par l'implant cochléaire

2.1. Historique

En France, à la fin des années 50, le Professeur en physique médicale André Djourno et l'otologiste Charles Eyriès ont permis la première stimulation électrique directe du système auditif humain avec un implant mono-électrode. Le patient pouvait distinguer des stimulations d'intensité différentes en fonction de la charge délivrée, mais la discrimination fréquentielle était possible bien que faible en dessous de 1 000 Hz, et inexistante au-delà, lors de la modification de la fréquence de la stimulation analogique. Seules de courtes séquences de mots pouvaient être comprises avec lecture labiale (Djourno et Eyriès, 1957).

Aux États-Unis, le docteur William House et son équipe développent à leur tour un implant mono-électrode et mettent en place une procédure d'implantation qui stabilise le porte électrode par son insertion à travers la fenêtre ronde. Cet implant permettait la reconnaissance des rythmes de parole et il a été montré que les sensations sonores perçues par les patients offraient un complément à la lecture labiale (Eshraghi et al., 2012; House, 1976; House &

Urban, 1973). Dans les années soixante le premier implant multi électrode voit le jour et l'utilisation chez l'animal démontre que la stimulation du nerf auditif en des points différents du canal cochléaire provoque des réponses différenciées dans le système auditif central. Cependant à cette époque, le positionnement des électrodes tel que pratiqué chez l'animal était impossible chez l'humain (Merzenich et al., 1973; Ramsden, 2013; Simmons et al., 1964).

Le premier implant multi-électrode implanté chez un patient comportait 4 canaux avec 4 antennes différentes. Il a été posé par Robin Michelson à San Francisco au début des années 70. Les résultats publiés concernant ce type d'implant indiquent que les sujets étaient capables de discriminer des fréquences différentes, d'identifier des sons de la vie quotidienne et de comprendre quelques mots isolés. Cependant, la compréhension de la parole globale restait faible (Michelson et al., 1973). Des premiers implants américains est né la marque actuelle Advanced Bionics.

En 1975, l'équipe Laboratoire de Recherche en ORL du CHU St Antoine à Paris met au point le premier implant multi-électrode Français. Cet implant prend le nom de « Chorimac ». Autour du Professeur C.H. Chouard, l'équipe publie les résultats de son travail avec un implant à 8 canaux. Les résultats montrent que l'implant donne accès aux fréquences essentielles à la compréhension de la parole et que leur implant permet une compréhension partielle de mots sans lecture labiale (C. H. Chouard & Mac Leod, 1973; C.-H. Chouard, 1978, 2010). A partir de 1977, le brevet BERTIN va conditionner toutes les procédures utilisées par les autres équipes internationales. Ces travaux ont conduit, aux implants de la marque MXM qui racheta le brevet BERTIN en 1988. MXM fonde ensuite la filiale Neurelec en 2006, qui fusionne avec Oticon Medical en 2013.

Le développement des IC connaît aussi un développement majeur en Autriche. L'Université technique de Vienne a commencé travailler sur l'IC multi-électrode sous la direction de Kurt Burian, chef de la clinique ORL (Burian, 1979). Le travail a ensuite été repris par Hochmair et Desoyer à Innsbrück (Eshraghi et al., 2012). Ils avaient pour but de concevoir un appareil auditif implanté et de minimiser les contraintes imposées au patient. Ces travaux ont abouti à la création en 1986 de l'entreprise MED-EL, toujours en activité.

Enfin, en 1979 l’Australien Graeme Clark met au point un IC multi-électrode comprenant un système de traitement de signal simplifié. L’analyse de la parole consistait à fournir à la cochlée uniquement le voisement complétement par le premier formant des voyelles (Tong et al., 1979). Sa simplicité et sa fiabilité ont permis sa diffusion et sa commercialisation rapide. C’est en grande partie grâce à l’implant australien que l’IC s’est progressivement répandu largement dans le monde avec la marque Cochlear Limited.

Les aspects concernant les stratégies de traitement du signal seront développés dans les chapitres suivant.

2.2. Indications actuelles

Selon les critères de la Haute Autorité de Santé (HAS) publiés en 2007 et actualisés en 2011, l’IC est indiqué en cas de surdité de perception sévère ou profonde bilatérale (HAS, 2007, 2011). Il existe des indications différentes concernant l’implantation unilatérale et l’implantation bilatérale. Cependant, depuis plusieurs années les résultats présents dans la littérature scientifique démontrent un bénéfice accru de l’implantation précoce et bilatérale, autant chez le nourrisson que chez le malentendant adulte (Barona et al., 2019; S.-A. Chang et al., 2010; Polonenko et al., 2018). En effet, il a été montré que la bi-implantation améliore la compréhension de la parole dans le bruit et la localisation des sons dans l’espace (Eapen et al., 2009; Jones et al., 2014; Mueller et al., 2014; Schleich et al., 2004). Sous l’impulsion des sociétés savantes dont certaines françaises, les recommandations allant dans ce sens sont régulièrement publiées (Cullington et al., 2013; Hermann et al., 2019a; Leigh et al., 2016; Simon et al., 2019). De plus, en 2020 la Haute autorité de santé (HAS) a étendu les indications aux patients présentant une surdité sévère à profonde unilatérale avec acouphènes invalidants (avis de la CNEDiMTS du 06 octobre 2020).

Chez l’enfant sourd, avant la période habituelle d’acquisition du langage, il est recommandé de pratiquer l’implantation cochléaire le plus tôt possible. Dans le cas d’une surdité profonde ou d’une cophose congénitale, il n’y a pas d’indication d’implantation cochléaire pour les enfants ayant dépassé l’âge de 5 ans. Dans certains cas particuliers, une implantation peut toutefois être envisagée si l’enfant montre un attrait particulier pour la communication orale. Après que la communication orale se soit développée, l’enfant peut encore bénéficier d’un implant cochléaire quel que soit son âge. Les jeunes adultes sourds congénitaux peuvent donc être implantés.

Dans le cas des surdités profondes, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque l'appareillage conventionnel n'offre pas un gain prothétique suffisant pour permettre le développement du langage oral. Pour les surdités sévères, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque l'intelligibilité est inférieure ou égale à 50% lors d'un examen d'audiométrie vocale adapté à l'âge du patient. L'examen doit être pratiqué en champ libre, à 60 dB HL et avec des prothèses auditives optimisées. En cas de fluctuation de l'audition, l'implantation cochléaire est indiquée lorsque les critères audiométriques sont atteints plusieurs fois dans une période de 30 jours et/ou que les variations de l'audition perturbent la communication orale.

Chez l'adulte il n'y a pas d'âge limite à l'indication d'implantation cochléaire (Chatelin et al., 2004; Orabi et al., 2006; Sonnet et al., 2017). Pour les personnes âgées, l'indication est soumise à une évaluation psycho-cognitive. De même que pour les enfants, l'intelligibilité après un examen d'audiométrie vocale à 60 dB HL en champs libre avec des appareils auditifs optimisés doit être inférieure ou égale à 50%.

L'implantation cochléaire bilatérale peut être particulièrement indiquée en cas de risque de labyrinthite ossifiante, lors de méningite bactérienne, de fracture bilatérale des rochers et pour certaines pathologies inflammatoires de la cochlée. L'opération doit être pratiquée le plus tôt possible avant que le processus d'ossification ne soit trop avancé. Une bilatéralisation peut aussi être proposée aux personnes déjà implantées dont l'appareillage de l'oreille controlatérale n'apporte plus de bénéfice et/ou cause des effets délétères sur la qualité de vie. Chez les enfants, l'implantation bilatérale est indiquée en cas de surdité de perception profonde bilatérale selon les mêmes conditions que pour l'implantation unilatérale. L'indication concerne aussi les personnes atteintes par le syndrome d'Usher, qui est une affection héréditaire associant des atteintes visuelles et auditives.

L'implantation cochléaire présente un taux de complication faible. Selon les chiffres de la HAS, après une analyse sur plus de 2000 patients, moins de 5% des interventions présentent des complications (HAS, 2011). Il peut survenir des complications mineures comme par exemple, un hématome, des acouphènes, des vertiges ou une paralysie faciale temporaire en raison de la proximité du nerf facial. La complication la plus grave étant la méningite bactérienne, qui doit être prévenue par une vaccination préopératoire anti-pneumococcique (Farinetti et al., 2014; Mosnier et al., 2006).

Il existe peu de contrindication à l'implantation cochléaire, elles ont principalement pour origine une ossification ou une malformation importante de la cochlée (T. Balkany et al., 1988; Loundon et al., 2005; Papsin, 2005). Les autres contrindications viennent de l'évaluation de la balance bénéfice risque de l'implantation par une analyse fine des facteurs individuels comme : l'état de santé général, le risque chirurgical et le statut cognitif et psychologique du patient. Enfin, l'implantation ne sera en général pas indiquée sur les surdités d'origines rétro cochléaires qui empêchent la transmission des influx nerveux par le nerf auditif (aplasie, interruption anatomique du nerf auditif par exemple). L'alternative sera dans certains cas un implant auditif du tronc cérébral. Il existe cependant aussi des cas particuliers où l'implantation cochléaire peut être discutée, en particulier chez l'enfant afin d'ouvrir une possibilité à la communication orale (Peng et al., 2017; Vesseur et al., 2018; Warren et al., 2010). Chez l'adulte, par exemple, il peut être envisager d'implanter certains patients présentant un neurinome de l'acoustique lorsque celui-ci est stable (Jia et al., 2020).

Dans certains cas, une réimplantation peut être nécessaire, en cas de dysfonctionnement majeur de l'implant par exemple. Les performances avant le dysfonctionnement sont maintenues et le risque de complication est comparable à une primo-implantation (Alexiades et al., 2001; T. J. Balkany et al., 1999; Lane et al., 2020).

2.3.Principe général de fonctionnement de l'implant cochléaire

Le dispositif se décompose en deux parties. Un processeur vocal externe posé sur l'oreille qui capte l'environnement sonore et traite le son avant de transmettre les informations, via une antenne radiofréquence, à la partie interne. Placée sous la peau du crâne, la partie interne réceptionne les informations et véhicule le signal au porte-électrode inséré dans la cochlée (Figure 2.2).

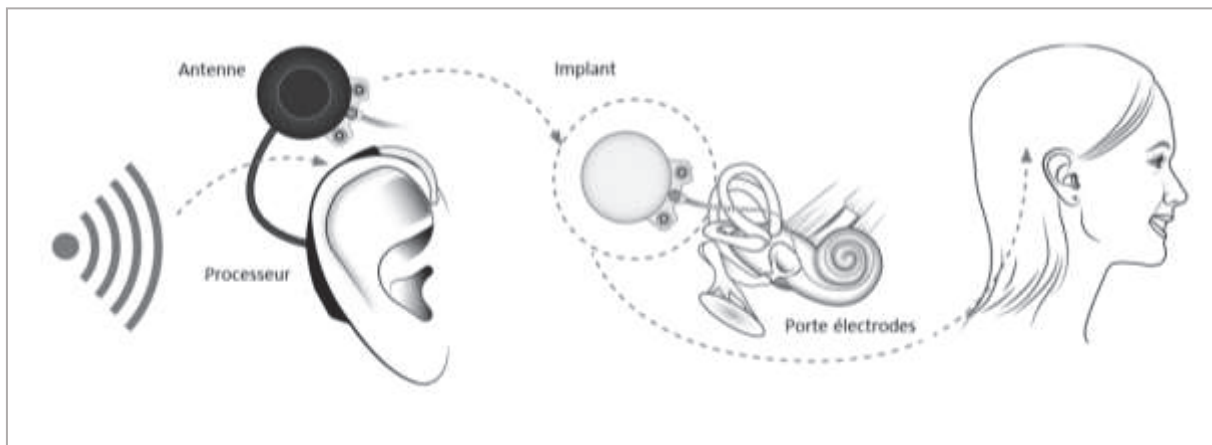
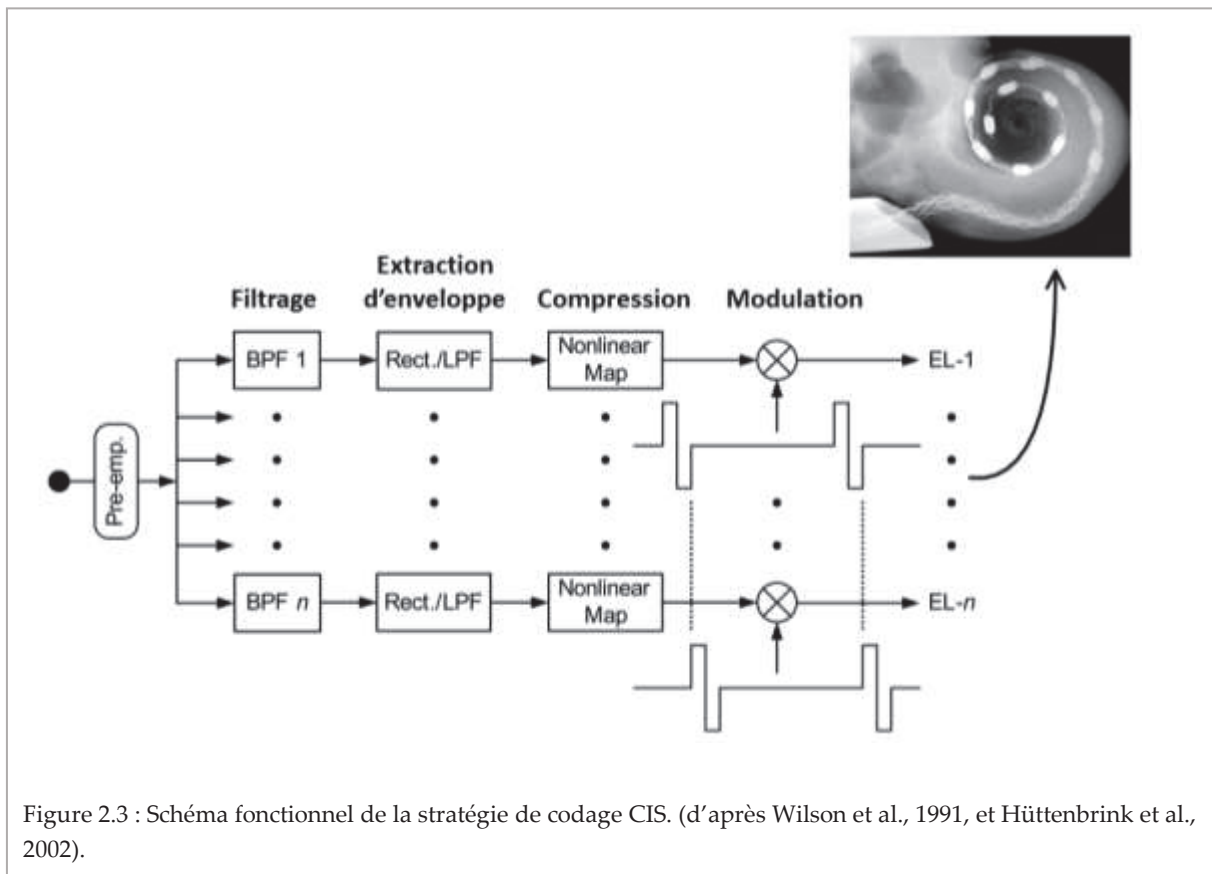


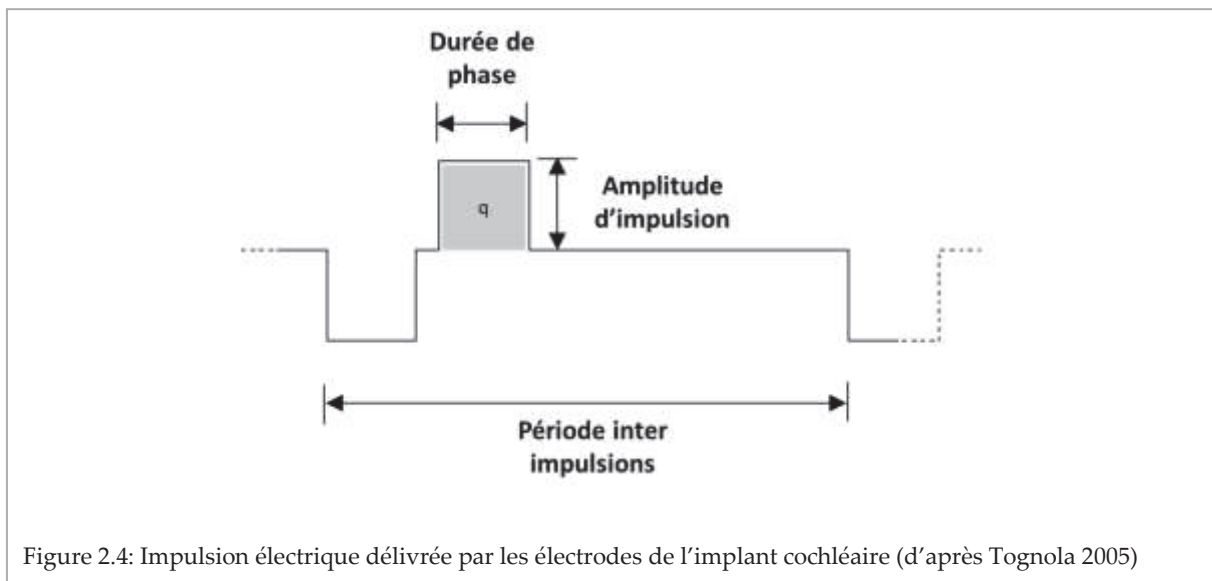
Figure 2.2 : Schéma des composants de l'implant cochléaire. Représentation du positionnement de l'implant dans la cochlée, du processeur vocal installé sur l'oreille et du chemin de l'information sonore. (Oticon Medical)

Le traitement du signal effectué par le processeur vocal suit le principe du vocodeur. Le signal est décomposé en plusieurs canaux fréquentiels. La variation d'énergie en fonction du temps dans chaque canal est restituée en sortie du dispositif et le vocodeur fabrique ainsi un son synthétique (Griffin & Lim, 1988). Dans le cas de l'implant cochléaire, Il existe deux approches principales pour l'analyse fréquentielle et l'extraction d'enveloppe. La première combine l'utilisation d'un banc de filtres passe-bande pour la décomposition du signal en bandes de fréquences (Lawson et al., 1996), avec une extraction d'enveloppe par rectification (élimination des oscillations négatives du signal) et lissage de la sortie du banc de filtres (Figure 2.3). La seconde utilise une approche de type FFT (Fast Fourier Transform) selon laquelle les enveloppes sont dérivées en groupant et en pondérant les raies spectrales FFT en fonction du nombre souhaité de canaux fréquentiels. En général, un canal fréquentiel correspond à une électrode et les implants modernes en possèdent entre 12 et 22 suivant les marques.



Le porte-électrode stimule les fibres nerveuses de la cochlée grâce à des impulsions électriques biphasiques dont la charge q est en relation avec l'énergie du canal correspondant (Loizou, 2006). Plusieurs travaux ont montrés la nécessité sur le long terme d'utiliser des impulsions biphasiques plutôt que monophasiques pour la stimulation des tissus nerveux. L'utilisation de impulsions monophasiques endommagent les tissus (Pudenz et al., 1977) et provoquent la dégradation des électrodes par électrolyse (McHardy et al., 1980). Une impulsion biphasique est constituée d'une phase anodique (positive) et d'une phase cathodique (négative), créant une alternance qui engendre un courant moyen nul (Figure 2.4). L'impulsion peut varier en durée et en amplitude de façon symétrique afin de préserver une moyenne nulle. Suivant la philosophie du fabricant d'implant la modification préférentielle de la durée ou de l'amplitude permet de coder la sonie, c'est-à-dire la sensation de volume sonore. Dans certains cas, elle est retranscrite par l'amplitude de l'impulsion pendant une durée fixée. D'autres implants en revanche privilégient un codage de la sonie en durée d'impulsion avec une amplitude fixe. Même si un des paramètres est modifié préférentiellement, dans le processus de réglage un équilibre doit être trouvé entre ces deux facteurs afin d'optimiser la stimulation.

L'électrode active délivre la forme d'onde de courant, et les électrodes de retour transportent la polarité opposée du courant pour fermer la boucle du circuit. Le flux de courant établit un champ de potentiel dans la cochlée. La plus grande partie du courant circule le long de la rampe tympanique, mais une partie circule également dans la lame spirale osseuse. Dans cette partie de la cochlée se trouvent les neurones du ganglion spiral, dont les axones forment le nerf auditif. Avec un courant suffisamment élevé, le potentiel résultant est suffisant pour charger la membrane de certains des neurones, déclenchant une volée de potentiels d'action dans le nerf auditif.



2.4. Facteurs influençant la perception auditive chez l'implanté cochléaire

De nombreuses études ont été mises en place pour déterminer les facteurs influençant la perception auditive avec un implant cochléaire et les causes de la variabilité des résultats. Certains facteurs se sont avérés systématiquement significatifs. La durée de la surdité avant l'implantation est négativement corrélée aux résultats (Green et al., 2007 ; Holden et al., 2013 ; Lazard et al., 2012). En effet, une plus longue durée de surdité non prise en charge peut réduire la survie des cellules dans la cochlée et affecter les capacités résiduelles de traitement de la parole. D'un autre côté, une durée d'utilisation plus longue a généralement un effet positif important sur les résultats (Blamey et al., 1996 ; Dorman et al., 1989 ; Dowell et al., 1986). L'âge à l'implantation et l'âge au début de la surdité n'ont pour leur part, un effet notable qu'après 60 ans (Blamey et al., 1996 ; Leung et al., 2005).

Il est régulièrement indiqué dans la littérature que les facteurs cognitifs préimplantatoires pourraient influencer les résultats de l'implantation car ils reflètent l'adaptabilité cognitive des patients. Cependant, ces facteurs n'ont pas été étudiés de manière systématique. Le consensus général est qu'une meilleure performance dans certaines fonctions cognitives, comme les tâches de traitement visuo-spatial et les mesures d'apprentissage verbal, est corrélée à une meilleure compréhension de la parole (Gantz et al., 1993 ; Heydebrand et al., 2007 ; Knutson et al., 1991).

L'étiologie de la perte auditive est un autre facteur important qui peut indiquer le degré de survie des neurones et affecter les performances auditives. En effet, il existe une corrélation entre les causes de la perte auditive et le nombre préservé de cellules ganglionnaires spirales (Nadol et al., 1989 ; Seyyedi et al., 2014). Les patients qui ont une perte auditive due à une surdité brusque ou à la prise de substances ototoxiques ont probablement plus de cellules nerveuses résiduelles dans la cochlée, et il est attendu qu'ils aient une meilleure performance, par rapport par exemple aux patients souffrant de labyrinthite ossifiante ou de causes génétiques de perte auditive (Blamey et al., 1996) Plus récemment, il s'est avéré que de meilleurs résultats ont été corrélés à de meilleures réponses électrophysiologiques mesurées à différents emplacements dans la cochlée. (Fitzpatrick et al., 2014 ; O'Connell et al., 2017) Ces mesures électrophysiologiques étant utilisées comme substitut de la survie et/ou de la santé neuronale, il semble que la survie neuronale soit associée à de meilleurs résultats de compréhension de la parole avec un implant cochléaire.

D'autres études ont montré que la position finale du porte-électrode dans la cochlée a également un lien avec les résultats. Plus précisément, les études ont établi qu'une translocation du porte électrode à travers la membrane basilaire, de la rampe tympanique à la rampe vestibulaire est fortement associée à de moins bons résultats auditifs (Aschendorff et al., 2005 ; Finley et al., 2008 ; Holden et al., 2013 ; Skinner et al., 2007). Un certain nombre d'études (Skinner et al., 2002 ; Yukawa et al., 2004) ont conclu que les scores d'audiométrie vocale étaient positivement corrélés avec la profondeur d'insertion de l'électrode la plus basale. D'autres études n'ont pas trouvé de corrélation significative de la profondeur d'insertion (Khan et al., 2005) (Lee et al., 2010). En revanche, certains autres auteurs, ont montrés une corrélation négative de la profondeur avec les résultats de perception auditive (Finley et al., 2008; Holden et al., 2013). Très récemment, Chakravorti et al. (2019) ont modélisé la variance des scores audiologiques en fonction de la position des électrodes, plus précisément la distance au modulus, la position scalaire et la profondeur d'insertion.

Pour les portes électrodes précourbées, ils ont montré que la position scalaire, la proximité modiolaire, la profondeur d'insertion de la base et le sexe étaient des facteurs significatifs pour la compréhension de mots monosyllabiques, tandis que la position scalaire, la proximité modiolaire, l'âge et l'apparition postlinguale de la surdité étaient significatifs pour la reconnaissance de phrases. Pour les porte-électrodes droits, ils ont constaté que la profondeur d'insertion, la durée de surdité postlinguale et la durée d'utilisation étaient des facteurs hautement significatifs pour les mots monosyllabiques, tandis que pour les phrases, les facteurs les plus significatifs étaient la profondeur d'insertion, le jeune âge et la surdité postlinguale. Leurs résultats ont montré l'importance du positionnement des électrodes dans les résultats audiolinguistiques. Les prédicteurs positionnels les plus significatifs des résultats pour les réseaux précourbés étaient l'insertion complète dans la rampe tympanique et la distance au modiolus, tandis que pour les portes électrodes droits, la profondeur d'insertion était le facteur le plus significatif (Chakravorti et al., 2019).

Concernant le nombre d'électrodes insérées, Lazard et al. (2012) ont constaté qu'un plus grand nombre d'électrodes dans la rampe tympanique était un facteur prédictif de bonnes performances. De plus, le pourcentage d'électrodes actives avait un effet important. Avoir plus de 85% d'électrodes actives conférait un avantage significatif dans la perception de la parole. Réduire le pourcentage d'électrodes actives signifie que le nombre réel de sites intra-cochléaires disponibles pour la stimulation est réduit, ce qui reflète indirectement la population neuronale stimulée. Pour Lazard et al. semble peu probable que, dans le bruit, les patients ayant un petit nombre d'électrodes actives soient en moyenne aussi performants que les patients ayant un plus grand nombre d'électrodes actives, bien qu'il soit aussi possible que le bruit certains indices spectraux qui sont fournis avec un plus grand nombre d'électrodes (Lazard et al., 2012).

3. Transduction du signal sonore

3.1. *Modes de stimulation*

Il existe plusieurs moyens de stimuler la cochlée grâce à l'implant cochléaire. En changeant le « mode » de stimulation on modifie le le parcours du courant dans l'oreille interne (Figure 2.5).

Le mode monopolaire est le plus simple et il est largement utilisé par les fabricants d'implant (Wilson & Dorman, 2008). L'électrode active se trouve dans la cochlée et l'électrode de retour est extra cochléaire et placée soit dans la mastoïde pour les anciens modèles, soit dans le corps de l'implant. Généralement, le mode monopolaire produit des patterns d'excitation relativement étendus ; en recrutant plus de fibres il permet d'atteindre des seuils de perception pour des niveaux de stimulation assez faibles (Bierer, 2007; Chatterjee et al., 2006; Shannon, 1983).

Il existe aussi un mode bipolaire, où la stimulation se fait entre deux électrodes intra cochléaires. Le champ électrique produit entre ces deux électrodes proches provoque alors une activation localisée des fibres nerveuses. Si on augmente la distance entre ces deux électrodes on stimule une plus grande quantité de fibres nerveuses. Cependant, cela n'implique pas que le mode bipolaire soit plus sélectif car une paire d'électrodes très rapprochées peut tout de même activer une large région de la cochlée par diffusion.

Il existe d'autres modes de stimulation qui sont cependant moins répandus que les deux précédents. Le mode tripolaire va mettre en jeu trois électrodes intra-cochléaires. Deux électrodes de retour sont placées de part et d'autre de l'électrode active et chacune reçoit une part égale du courant de stimulation. Enfin, il y a le mode « Common Ground » où l'ensemble des contacts du porte-électrode servent de retour. Il a été développé d'autres techniques avec de légères variations ou qui sont des hybrides des modes cités précédemment (Hughes, 2013).

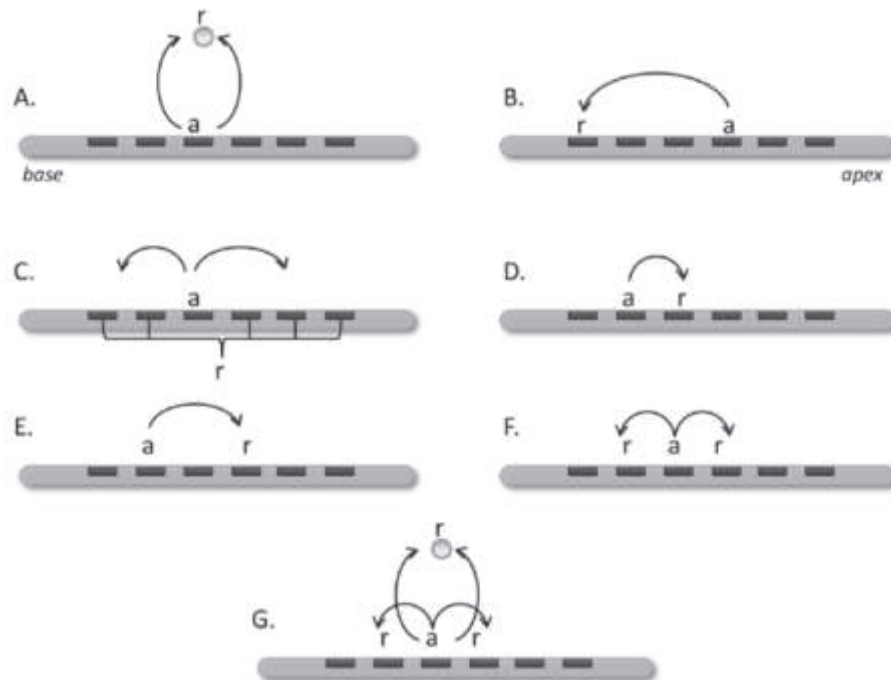


Figure 2.5 : Représentation des différents modes de stimulation. Ici l'électrode active est désignée par la lettre « a » et l'électrode de retour par la lettre « r ». A) Mode monopolaire avec électrode de retour extracochléaire. B) Monopolaire avec retour intracochléaire. C) Masse commune (Common Ground). D) Bipolaire. E) Bipolaire +1. F) Tripolaire. G) Mode hybride basé sur le tripolaire avec un retour extra cochléaire. (d'après Hughes, 2013).

3.2. Stratégies de codages

La plupart des stratégies de codage actuelles utilisent des stimulations séquentielles ce qui permet de réduire les interactions. Ainsi, on distancie temporellement les stimulations électriques, ce qui limite l'activation d'un même groupe de fibres nerveuses par deux électrodes différentes (Wilson et al., 1991, 1993). L'ordre de stimulation est aussi employé pour limiter les interactions. Le principe est de répartir les stimulations le long du porte-électrode pour maximiser l'écart spatial entre deux activations (Loizou, 1998). Cependant, même lorsque deux électrodes éloignées sont stimulées séquentiellement, la polarisation résiduelle des membranes neurales induit toujours un risque d'interaction. Si les stimulations sont de grande amplitude et que l'écart temporel est insuffisant, ce risque peut être exacerbé (Balthasar et al., 2003). Pour diminuer encore le risque d'interactions, tout en préservant une cadence de stimulation adéquate, il faut réduire le nombre de sites de stimulation soit avec des implants comprenant moins d'électrodes soit en utilisant une stratégie de codage à sélection de canaux. La sélection de canaux réduit le nombre d'électrodes stimulantes par cycle de calcul, donc les chevauchements potentiels, mais au prix d'une couverture spectrale instantanée plus faible.

Les algorithmes de sélection de canaux s'apparentent à des algorithmes de rehaussement spectral. Cette technique augmente les contrastes entre les creux et les pics du spectre, favorisant l'émergence de la parole. Elle a été largement étudiée chez des malentendants non implantés, notamment pour améliorer la compréhension en milieu bruyant (Baer et al., 1993; Di Giovanni et al., 2005). Dans le cas de l'implant cochléaire, ce type de stratégie de codage est désigné stratégie « n-of-m » pour « n out of maxima ». Sur la base d'un critère fixé, « n » canaux parmi un total de « m » ($n < m$) sont sélectionnés pour la stimulation, où « m » correspond au nombre d'électrodes disponibles (McDermott et al., 1992; McKay et al., 1991; Skinner et al., 1994). Ce sont les canaux les plus énergétiques qui sont sélectionnés. Les algorithmes de sélection de canaux « n-of-m » sont cependant sensibles au bruit. La présence de bruit dans les silences du signal de parole peut entraîner la sélection de canaux très énergétiques mais dont le RSB est défavorable (Qazi et al., 2013). D'autres stratégies de codages à sélection de canaux existent mais elles ne seront pas abordées ici car elles sortent de notre problématique. Elles utilisent soit des critères basés sur le masquage psychoacoustique, soit sur le rapport signal sur bruit du canal, ou encore sur l'estimation des pics spectraux caractéristiques de la parole (Hazrati & Loizou, 2013; Nogueira et al., 2005; Saba et al., 2018).

3.2.1. Stratégies sans sélection de canaux

L'une des approches les plus simples et les plus efficaces pour coder les sons avec l'implant cochléaire est la stratégie CIS pour Continuous Interleaved Sampling (Wilson et al., 1991, 1993). Elle a été longtemps utilisée comme stratégie par défaut ou comme option dans tous les systèmes d'implants utilisés en clinique. Cette stratégie va utiliser des trains d'impulsions biphasiques modulés par les enveloppes temporelles des canaux (Figure 2.3). Les stimulations sont délivrées aux électrodes de manière séquentielles (non simultanée), c'est-à-dire de manière à ce qu'une seule électrode soit stimulée à la fois (Figure 2.6). Les amplitudes des impulsions ont été dérivées en extrayant les enveloppes des formes d'onde. De nombreuses variantes de la stratégie CIS ont vu le jour et sont actuellement utilisées par les quatre fabricants d'implants (Wilson & Dorman, 2008).

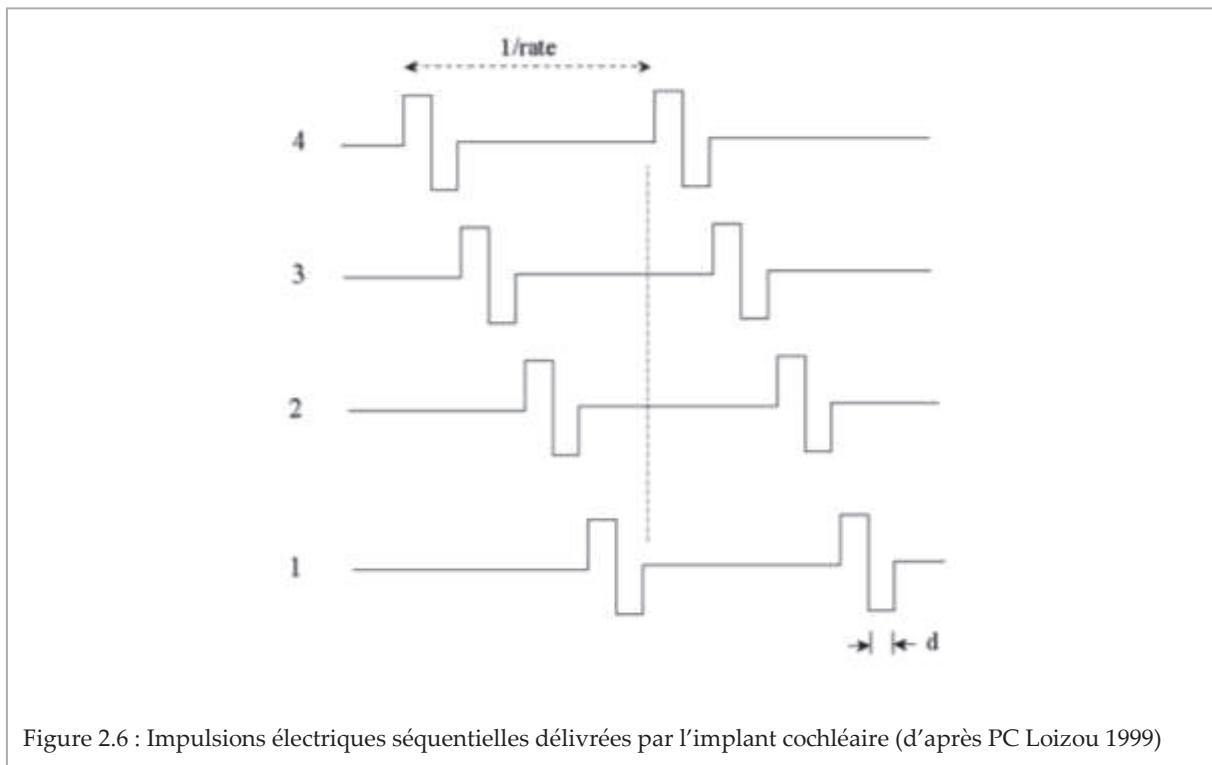


Figure 2.6 : Impulsions électriques séquentielles délivrées par l'implant cochléaire (d'après PC Loizou 1999)

La stratégie HiRes est une variante proche du CIS qui utilise des fréquences de stimulation et des fréquences de coupure relativement élevées pour les détecteurs d'enveloppe (Wouters et al., 2015). La stratégie HiRes est utilisée dans les implants cochléaires de la marque Advanced Bionics. Elle diffère de la stratégie CIS traditionnelle par la manière dont elle estime l'enveloppe temporelle du signal. Elle utilise un redressement simple alternance plutôt qu'un redressement double alternance.

Bien que la plupart des patients implantés cochléaires obtiennent de bonnes performances avec des stratégies de codages centrés sur le vocodeur comme CIS et HiRes, l'architecture de ces schémas de traitement de signal ne permet pas de coder la structure fine de la parole (Figure 1.26). En général, la structure fine se caractérise par des variations d'amplitude rapides dans chacune des bandes fréquentielles d'analyse. Dans les stratégies de codages centrés sur le vocodeur, seule l'enveloppe temporelle des signaux (variation lente) est utilisée pour moduler les niveaux de stimulation. Au cours des dernières années, une attention croissante a été accordée à la représentation des informations de la structure fine avec les implants cochléaires (Hopkins & Moore, 2009; Müller et al., 2012; Schatzer et al., 2010; Sladen et al., 2020; Wilson et al., 2004).

Advanced Bionics a conçu une stratégie de codage basé sur sa stratégie HiRes afin d'améliorer la transmission des informations de la structure fine aux patients. Il s'agit de la stratégie HiRes avec l'option Fidelity 120™ ou HiRes 120 (Buechner et al., 2010). Elle utilise des « canaux virtuels » pour augmenter le nombre de sites de stimulation au-delà du nombre d'électrodes physiques. Ce concept de canaux virtuels a été introduit par Wilson et al. au début des années 1990 (Wilson et al., 1994) puis largement étudiée par la suite (Bonham & Litvak, 2008; Caldwell et al., 2019; J. L. Goehring et al., 2014; Padilla et al., 2017). Dans la stratégie HiRes 120, 8 sites sont attribués à chacune des 15 plages de bande passante pour former 120 sites au total. En faisant varier les courants relatifs sur les paires d'électrodes, des canaux dits virtuels sont créés, et l'on suppose que le site d'activité neuronale maximale peut être dirigé avec une résolution spatiale plus fine que ce qui est possible lorsque les électrodes sont activées une par une.

Des stratégies de codage visant à représenter les informations de la structure fine sont également développées par le fabricant Med-El. L'objectif de Med-El est de représenter la structure fine temporelle présente dans les basses fréquences en délivrant des salves d'impulsions pour les électrodes apicales correspondantes (Y.-S. Chang & Moon, 2018; Zierhofer, 2009). Ces salves peuvent consister en une ou plusieurs impulsions. Chaque salve est déclenchée par un passage à zéro positif dans la forme d'onde filtrée par le filtre passe-bande (Figure 2.7). Les impulsions à l'intérieur de la salve sont délivrées à un rythme constant qui dépend des paramètres spécifiques de l'utilisateur (généralement entre 5 et 10 000 impulsions par seconde). Med-El a mis au point les stratégies de codage FSP (Fine Structure Processing), FS4 et FS4-p. Ces stratégies diffèrent principalement par la gamme de fréquences dans laquelle la structure fine est présentée. Alors que dans la stratégie FSP, utilise des fréquences allant jusqu'à 350-500 Hz, les stratégies FS4 et le FS4-p, utilisent des fréquences allant jusqu'à 750-950 Hz.

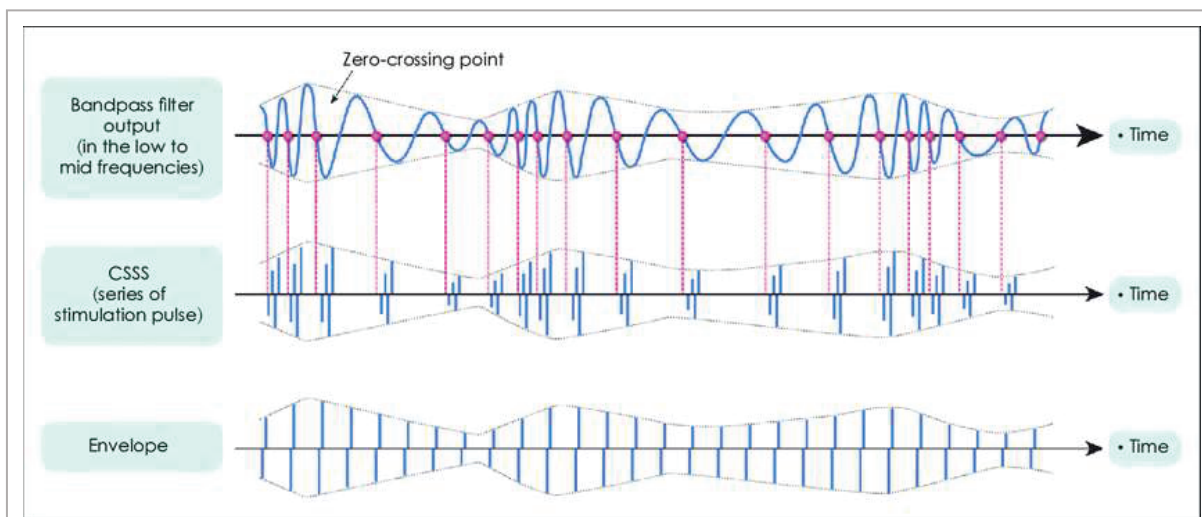


Figure 2.7 : Illustration de la stratégie de traitement de la structure fine. Cette stratégie utilise le moment de la stimulation pour coder la structure temporelle fine du signal sonore dans les basses fréquences. Le codage temporel est réalisé à l'aide de CSSS. Les CSSS sont des séries d'impulsions de stimulation qui sont déclenchées par le passage par zéro de la sortie du filtre passe-bande d'un canal. CSSS : Channel-Specific Sampling Sequences (séquences d'échantillonnage spécifiques au canal). (d'après Y.-S. Chang & Moon, 2018)

3.2.2. Stratégies avec sélection de canaux

Les algorithmes de sélection de canaux s'apparentent à des algorithmes de rehaussement spectral. Cette technique augmente les contrastes entre les creux et les pics du spectre, favorisant l'émergence de la parole. Elle a été largement étudiée chez des malentendants non implantés, notamment pour améliorer la compréhension en milieu bruyant (Baer et al., 1993; Di Giovanni et al., 2005). Dans le cas de l'implant cochléaire, ce type de stratégie de codage est désigné stratégie « n-of-m » pour « n out of maxima ». Sur la base d'un critère fixé, « n » canaux parmi un total de « m » ($n < m$) sont sélectionnés pour la stimulation, où « m » correspond au nombre d'électrodes disponibles (McDermott et al., 1992; McKay et al., 1991; Skinner et al., 1994). (Figure 2.8)

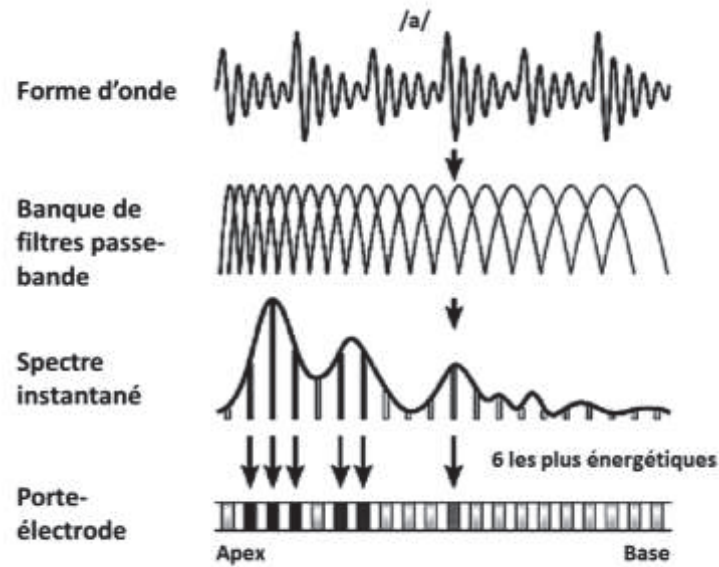
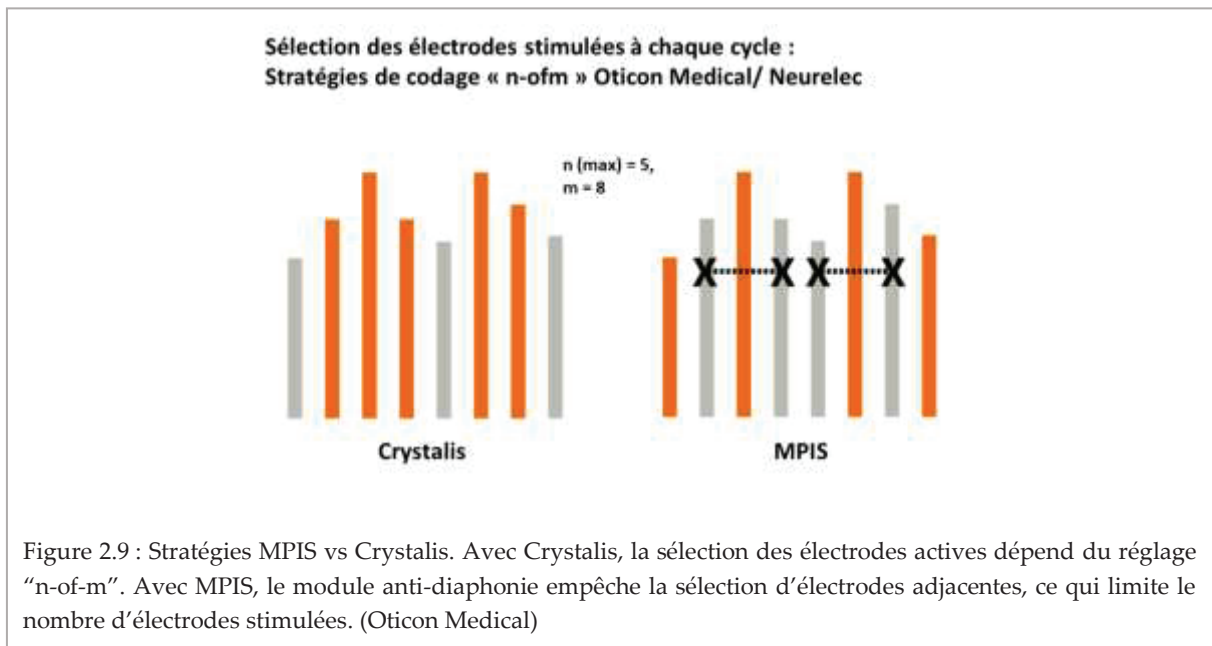


Figure 2.8 : Etapes essentielles du traitement du signal d'une stratégie de codage à sélection de canaux. Analyse du phonème /a/ par un banc 20 de filtres passe-bande, les 6 canaux les plus énergétiques sont sélectionnés dans le spectre instantané et activent les électrodes correspondantes (d'après Clark, 1993).

Le principe qui sert de base aux stratégies de codage à sélection de canaux est que la parole peut être bien comprise lorsque seuls les pics du spectre à court terme sont transmis. Ces stratégies tentent de fournir aux patients implantés cochléaires des informations sur les prééminences du spectre sans estimer explicitement les caractéristiques de la parole. En effet, il n'est pas évident que les signaux sonores traités par l'implant cochléaire contiennent toujours de la parole. La suppression des canaux de faible amplitude (et des stimuli associés) pour chaque trame de stimulation peut réduire le niveau global de masquage ou d'interaction dans la cochlée. Comme les bandes de fréquences contenant des niveaux de signal relativement faibles ne sont pas représentées, les stratégies de sélection des canaux peuvent renforcer certaines caractéristiques spectrales. Dans la mesure où les canaux « non sélectionnés » ne contiennent pas d'informations significatives, ce « démasquage » peut améliorer la perception du signal d'entrée par le patient.

La stratégie Advanced Combination Encoder (ACE) et précédemment la stratégie Spectral Peak (SPEAK) sont les stratégies de codage « n-of-m » implémentées dans les processeurs de la marque Cochlear (McDermott et al., 1992). ACE a de nombreux modules de traitement en commun avec CIS (Wilson, 2006). Cependant, la principale différence avec le CIS est qu'à chaque cycle de stimulation, seul un sous-ensemble des électrodes disponibles est sélectionné. Le sous-ensemble comprend les n électrodes qui présentent les niveaux de signal à court terme les plus élevés. La stratégie ACE (et SPEAK) estime continuellement les sorties des 20 filtres et sélectionne celles qui ont la plus grande amplitude. Le paramètre n est fixe dans la stratégie ACE, alors que dans la stratégie SPEAK il est variable. D'un cycle de calcul à l'autre et en fonction du niveau et de la composition spectrale du signal provenant du microphone, le nombre de maxima sélectionnés varie de 5 à 10 (avec un nombre moyen de six maxima). Pour les spectres à large bande, davantage de maxima sont sélectionnés et la vitesse de stimulation est ralentie. Pour les spectres à contenu spectral limité, moins de maxima sont sélectionnés et le taux de stimulation augmente pour fournir plus d'informations temporelles. La stratégie SPEAK utilise des taux de stimulation autour de 250 impulsions par seconde alors que la stratégie ACE avoisine généralement les 1000 impulsions.

La stratégie MPIS (Main Peak Interleaved Sampling) est produite par Neurelec/MXM et permet des cadences de stimulation électrique de 150 à 1000 impulsions par seconde. Comme pour les autres stratégies de codage « n-of-m », le niveau du signal dans chaque canal est analysé. Selon le nombre « n » préalablement spécifié de canaux à stimuler, les électrodes correspondantes sont activées de la base vers l'apex. Jusqu'à 20 électrodes, ou canaux, peuvent être sélectionnées pour la stimulation (Di Lella et al., 2010). La stratégie MPIS est dotée d'une fonction « anti-croisement » qui minimise l'interaction entre les électrodes en empêchant l'activation que deux électrodes adjacentes dans le même cycle de stimulation (Schramm et al., 2020). Plus tard, Oticon Medical/Neurelec a introduit la stratégie de codage Crystalis. Comme la stratégie MPIS, la stratégie Crystalis est une stratégie d'extraction spectrale multibande à stimulations séquentielles. Par contre dans le cas de Crystalis, la stimulation des électrodes adjacentes est possible et est améliorée avec un filtrage d'analyse des fréquences aiguës plus précis pour fournir autant d'informations que possible au patient (Figure 2.9).



Bien que les stratégies de codages à sélection de canaux permettent d'obtenir de bons résultats en termes de compréhension de la parole, les algorithmes à sélection de canaux sont cependant sensibles au bruit. La présence de bruit dans les silences du signal de parole peut entraîner la sélection de canaux très énergétiques mais dont le rapport signal sur bruit est négatif (Qazi et al., 2013). Ceci était principalement dû à la difficulté technique d'estimer les paramètres correspondant aux caractéristiques de la parole sélectionnée en temps réel en présence de bruit.

3.2.3. Effet de la stratégie de codage

Kiefer et al. (1996) ont comparé la compréhension de phrases dans le calme et dans le bruit avec trois stratégies de codage différentes : CIS, MPEAK et SPEAK (« n-of-m »). Les résultats montrent que les stratégies de codage SPEAK et CIS, apportent une meilleure compréhension de la parole dans le calme et dans le bruit, que la stratégie de codage MPEAK. Les résultats moyens dans le bruit avec la stratégie CIS étaient supérieurs aux deux stratégies MPEAK et SPEAK. Cependant, dans le calme, l'intelligibilité n'était pas significativement différente entre les stratégies CIS et SPEAK ; par contre, les deux stratégies étaient significativement meilleures que la stratégie MPEAK.

L'introduction de stratégies « n-of-m » comme la stratégie ACE (Advanced Combination Encoder) avec un taux de stimulation élevé, autour des années 2000, change les conclusions des études. Kiefer et al. (2001) ont évalué la compréhension de la parole et la préférence subjective pour les trois stratégies de codage : SPEAK, CIS et ACE avec un implant cochléaire Nucleus CI 24M. Les résultats audiométriques et l'évaluation subjective ont montré des différences significatives en faveur de la stratégie ACE par rapport à CIS et SPEAK (Kiefer et al., 2001). Skinner et al. (2002) ont comparé les scores de perception de la parole entre SPEAK, ACE et CIS. Les scores pour les phrases étaient significativement plus élevés pour ACE que pour SPEAK et CIS. Cependant, bien qu'il y ait également eu quelques avantages pour la perception de mots isolés, l'identification des voyelles était significativement plus mauvaise pour ACE que pour SPEAK. Psarros et al. (2002) ont signalé des améliorations significatives de l'identification des mots dans le calme chez l'enfant en passant de la stratégie SPEAK à la stratégie ACE. Ils ont aussi constaté que les performances se détérioraient à nouveau lorsqu'ils revenaient à la stratégie SPEAK. Brockmeier et al. (2008) ont comparé, par questionnaire, les activités musicales et la perception avec les stratégies CIS, ACE, SPEAK en utilisant le questionnaire musical de Munich. Dans l'ensemble, la perception de la musique par les utilisateurs de CIS, SPEAK et ACE n'ont pas été significativement différentes.

Selon Bazon et al. (2016) quatre-vingt pour cent des utilisateurs d'implant cochléaire portaient un appareil Cochlear Corporation® (ACE comme stratégie habituelle et CIS comme seconde stratégie) et 20 % portaient un appareil MedEl® (FSP comme stratégie habituelle et FS4 comme seconde stratégie). Les procédures suivantes ont été utilisées pour la collecte des données : caractérisation démographique des sujets basée sur leurs dossiers médicaux, détermination du seuil d'audition en champ libre avec l'implant cochléaire, évaluation de la perception de la parole au moyen d'une reconnaissance de listes de mots monosyllabiques et disyllabiques et de listes de phrases. Il n'y a pas eu de différence significative en comparant les variables âge du sujet, âge à l'acquisition de la perte auditive, étiologie, temps de privation auditive, temps d'utilisation de l'implant cochléaire et seuil auditif moyen avec l'implant cochléaire avec le changement de stratégie de codage de la parole.

Jusqu'à maintenant il y a peu de preuves de l'existence de différences entre les stratégies ACE, CIS et SPEAK, cependant les performances offertes par la stratégie ACE peuvent paraître légèrement supérieures dans certaines conditions. De ce fait, le choix d'une stratégie de codage n'est pas arrêté actuellement.

3.3. Nombre de canaux

Les porte-électrodes modernes contiennent 12 à 22 contacts individuels, qui stimulent idéalement des régions restreintes de l'interface neuronale. Le nombre d'électrodes correspond au nombre de bandes de fréquences d'analyse, appelées canaux. Il a été observé dès les premiers essais avec un implant multiélectrode au sein des Hospices Civils de Lyon, que les performances de reconnaissance vocale pouvaient atteindre un plateau puis diminuer avec l'augmentation du nombre d'électrodes actives (Berger-Vachon et al., 1992)

Certaines études ont évalué en simulation avec des sujets normoentendants, le nombre de canaux nécessaires pour atteindre une compréhension de la parole optimale (Loizou et al., 1999). Les résultats des études avec les sujets normoentendants ont ensuite été comparés au nombre de canaux nécessaires aux sujets implantés cochléaires pour obtenir des performances similaires (Shannon et al., 1995). Par exemple avec un vocodeur, Dorman et al (1998), ont conclu à une amélioration des performances dans le bruit jusqu'à 20 canaux (Dorman, Loizou, Fitzke, et al., 1998). Dans Loizou et al 2000, en utilisant des simulations de stratégie "n-of-m", il a été observé un plateau à partir de 6 canaux dans le silence (mots et de phrases) (Loizou et al., 2000).

Pour les patients implantés cochléaires, plusieurs études ont observé une compréhension asymptotique de la parole avec 4 à 8 canaux. Fishman et al. (1997) ont rapporté un plateau de reconnaissance de la parole à 70% dans le silence avec 4 à 5 canaux (Fishman et al., 1997). Friesen et al. (2001) ont rapporté une asymptote avec 8 canaux (Friesen et al., 2001). De même, Shannon et al. (2011) n'ont rapporté aucun gain supplémentaire de compréhension au-delà de 8 canaux (Shannon et al., 2011). Il convient toutefois de noter que Fishman et al. (1997) et Friesen et al. (2001) ont étudié des implants cochléaires de première génération, tandis que Shannon et al. (2011) ont étudié des implants plus récents.

Certaines études récentes ont réexaminé l'effet du nombre de canaux. Selon Dorman et al. 2017, le nombre de canaux « utiles » (ou indépendants) dans un implant cochléaire est inférieur au nombre d'électrodes insérées dans la cochlée (Dorman & Gifford, 2017). Croghan et al. (2017) ont rapporté, chez des patients implantés cochléaires utilisant des stratégies « n-of-m », des résultats significativement plus élevés pour 8 maxima parmi 22 canaux actifs (8-of-22) par rapport 8 maxima parmi 12 (8-of-12) (Croghan et al., 2017). Avec des stratégies de codages sans sélection de canaux, Schwartz-Leyzac et al. (2017) ont rapporté une amélioration significative en utilisant 20 canaux par rapport à 8 (Schwartz-Leyzac et al., 2017). Il a aussi été mis en évidence par Pals et al. que la compréhension continuait à s'améliorer et que l'effort d'écoute diminuait au-delà de 11 canaux mais que ces progrès n'étaient pas détectables par les tests auditifs traditionnels mais qu'ils étaient observables en évaluant le degré d'attention (Pals et al., 2020).

Dernièrement, Berg et al 2019 ont démontré des augmentations significatives des performances dans le bruit, en utilisant une stratégie « n-of-m », jusqu'à 16 maxima parmi 22 canaux (16-of-22). Dans la même étude, avec une stratégie CIS (sans sélection de canaux), une augmentation des performances a été observée pour 16 contre 8 canaux (Berg et al., 2019). Cependant dans une étude de 2020, la même équipe obtient des conclusions différentes en faisant varier le nombre de canaux de 4 à 22 avec une distribution spatiale égale le long du porte-électrode (Berg et al., 2020). En effet, ils ont rapporté des scores asymptotiques entre 8 et 10 canaux Berg et al (2020). Berg et al ont émis l'hypothèse que l'utilisation d'implants permettant une distance électrode-modiolus plus faible (avec des porte-d'électrodes précurbés par exemple), augmenterait le nombre de canaux « utiles » et améliorerait l'intelligibilité de la parole. En effet, une distance réduite entre l'électrode et le modiolus entraîne moins d'interaction entre les canaux (Chatterjee & Shannon, 1998).

4. Phénomène d'interaction et de diffusion

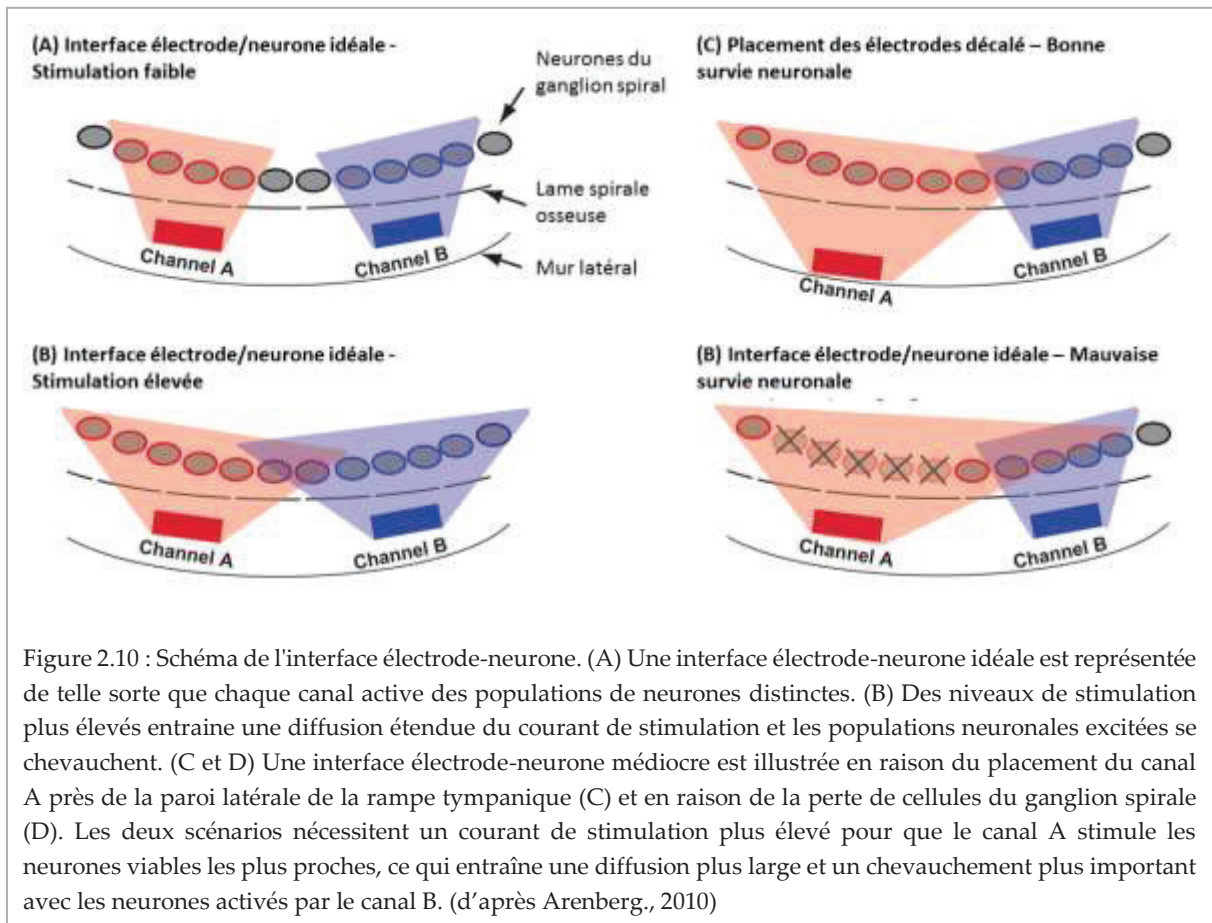
L'arrivée de l'implant cochléaire multi-électrodes a considérablement amélioré la compréhension de la parole ainsi que la qualité de vie des personnes implantées (McRackan et al., 2018; Sonnet et al., 2017). Néanmoins, la résolution spectrale reste un point d'amélioration central. En premier lieu, la résolution spectrale va dépendre du nombre d'électrodes/canaux que possède l'implant. Le deuxième facteur limitant est la diffusion des champs électriques à l'intérieur du liquide endo-cochléaire provoquant des chevauchements entre les différents canaux fréquentiels (Shannon, 1983; Stickney et al., 2006; White et al., 1984).

L'une des principales raisons des difficultés de perception dans les situations bruyantes est la dispersion de l'activation neurale le long du nerf auditif (diffusion de l'excitation). Le chevauchement de l'excitation qui en résulte entraîne une dégradation de la résolution spectro-temporelle et réduit le nombre de canaux d'information indépendants (Friesen et al., 2001 ; Fu & Nogaki, 2005). L'excitation d'un même groupe de cellules nerveuses par la stimulation de deux électrodes distinctes va affecter la perception des composantes fréquentielles. Ce phénomène est appelé interaction inter-canaux (Figure 2.10). Le porte-électrode se trouvant dans l'endolymphe (qui est un fluide hautement conducteur) et les contacts des électrodes étant relativement éloignés des neurones cibles ; l'interaction inter-canaux semble inévitable dans les conditions technologiques actuelles (Berg et al., 2020).

On peut considérer, comme dans l'implant cochléaire, que la stimulation acoustique est « multicanal » dans le sens où différentes composantes de fréquence, ayant des amplitudes différentes variant dans le temps, peuvent tomber dans la bande passante d'un même neurone. À cet égard, l'interaction semble être un aspect essentiel du processus normal d'audition. Un certain degré d'interaction est donc attendu dans l'implant cochléaire et probablement souhaitable pour la discrimination de sons complexes (Bierer, 2010). Néanmoins, des études ont montré qu'un degré plus élevé d'interaction chez l'IC, et donc une moindre sélectivité spectrale, est associé à de moins bonnes performances en termes de reconnaissance de la parole (Boëx et al., 2003 ; Throckmorton & Collins, 1999).

De nombreux outils ont été développés pour réduire les effets de la diffusion de l'excitation et de l'interaction inter-canaux. Plusieurs études ont utilisé des la focalisation du courant pour restreindre la propagation de l'excitation et réduire l'interaction (Bierer & Litvak, 2016 ; de Jong et al., 2019 ; Srinivasan et al., 2013). En effet, il a été montré que le mode de stimulation bipolaire ou tripolaire peut produire des champs électriques plus étroits que la stimulation monopolaire (Bierer, 2007, Srinivasan et al., 2010). Jusqu'à présent une seule étude a montré une amélioration de la perception de la parole par l'utilisation de stimulations focalisées (Srinivasan et al., 2013). D'autres études ont proposé de désactiver les électrodes les « moins efficaces », identifiées sur la base de mesures perceptives et physiologiques. L'utilisation restreinte des électrodes les plus « efficaces » est supposée réduire l'interaction et améliorer la perception de la parole (Garadat et al., 2010 ; Zwolan et al., 1997). Là encore, les résultats sont mitigés. Enfin, il existe des porte-électrodes spiralés ou précurbés pour placer les contacts au plus près des neurones, ce qui réduit le seuil de stimulation et donc la possibilité d'interaction entre les canaux (par exemple, Tykocinski et al., 2001, Stickney et al., 2006).

Malgré des efforts importants, ces méthodes d'augmentation du nombre de canaux indépendants n'ont pas encore permis d'améliorer les performances de l'IC. L'une des principales raisons de ce résultat insatisfaisant est probablement le manque de compréhension fondamentale des interactions entre canaux en particulier et de leur relation avec les performances en général. Il semble donc indispensable de pouvoir mesurer l'interaction à différents niveaux et de la comparer à la compréhension de la parole.



4.1. Mesure de la diffusion

Les mesures de la diffusion (Figure 2.11) rendent compte du phénomène d'étalement de la stimulation à l'interface entre le porte-électrode et la cochlée. Soit on mesure la dispersion du signal émis (électrode) soit on mesure l'effet de cette dispersion sur le système récepteur (cartographie des neurones activés par la stimulation).

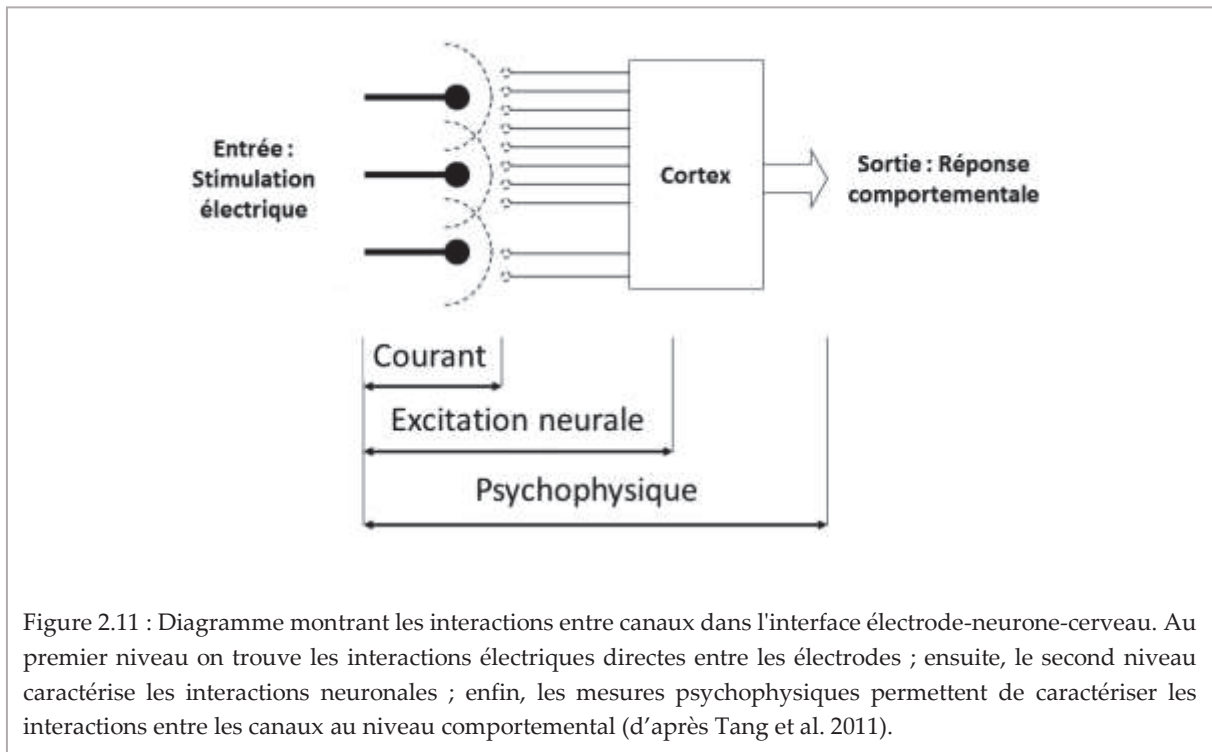


Figure 2.11 : Diagramme montrant les interactions entre canaux dans l'interface électrode-neurone-cerveau. Au premier niveau on trouve les interactions électriques directes entre les électrodes ; ensuite, le second niveau caractérise les interactions neuronales ; enfin, les mesures psychophysiques permettent de caractériser les interactions entre les canaux au niveau comportemental (d'après Tang et al. 2011).

4.1.1. Diffusion du courant

La technique de « l'Electrical Field Imaging » (EFI) du fabricant d'implant Advanced Bionics, évalue la diffusion du courant. Le stimulus électrique est recueilli et mesuré grâce aux électrodes adjacentes et permet ainsi de rendre compte du phénomène de diffusion tout le long du porte-électrode (Mens, 2007; Vanpoucke et al., 2004). Le terme « Imaging » n'est cependant pas pleinement approprié car la technique ne fournit pas d'image à proprement parler, elle fournit un profil de voltage. Une technique similaire a été développée dans notre laboratoire, durant la thèse de Charles Alexandre Joly, en utilisant le système de mesure d'impédance des électrodes utilisé par les implants de marque Med-El (Joly, 2017).

4.1.2. Diffusion de l'excitation

Au niveau neural, on peut se servir d'une technique qui mesure des potentiels d'actions composites (Electrically Evoked Compound Action Potential, ECAP), le porte-électrode de l'implant fait alors office de stimulateur et de récepteur. L'ECAP représente la réponse synchrone des fibres du nerf auditif en sortie de la cochlée après une stimulation électrique par l'implant (C. J. Brown et al., 1990; Brown Carolyn J. et al., 1996). En stimulant une population de neurones avec une électrode, on peut recueillir un potentiel d'action grâce à une ou plusieurs autres électrodes. On peut utiliser l'onde ECAP afin de révéler l'étendue de l'excitation neurale engendrée par la diffusion du courant : une électrode de référence est activée et les électrodes adjacentes servent de récepteur ou, à l'inverse, une électrode de recueil et plusieurs électrodes de stimulation. La technique est souvent évoquée sous le terme de « Spread of Excitation » (SOE). Comme l'ECAP est une réponse de latence précoce et que l'artefact de stimulation est généralement plus grand que le potentiel physiologique, plusieurs méthodes différentes permettent d'isoler l'ECAP de l'artefact de stimulation comme la méthode de polarités alternées ou la méthode d'inhibition résiduelle. Avec cette mesure, les ECAP sont généralement plus importants lorsqu'ils sont enregistrés près de l'électrode de stimulation et diminuent lorsqu'on s'en éloigne (Abbas et al., 2004; Cohen et al., 2004; Hughes & Stille, 2010).

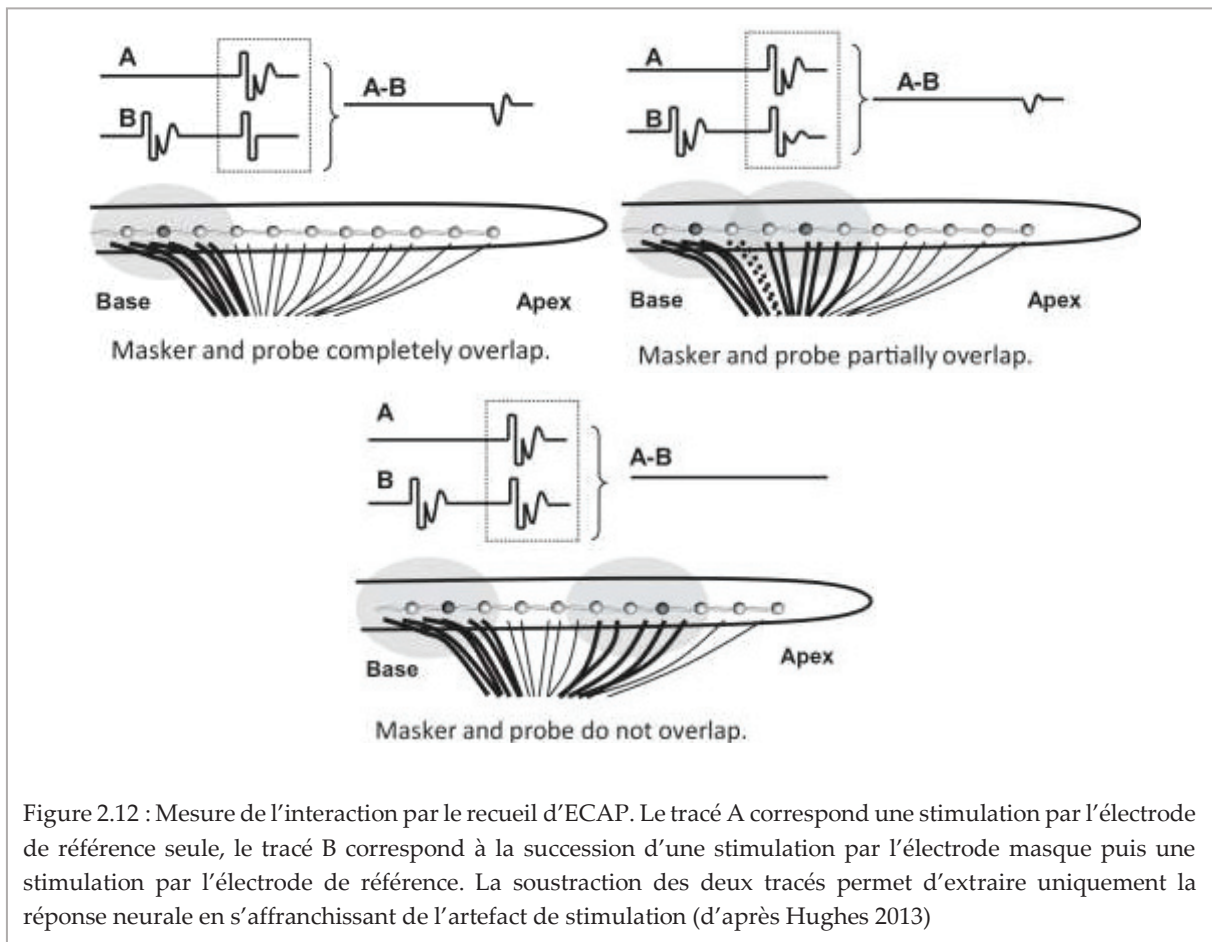
4.2. Mesure de l'interaction

4.2.1. Electrophysiologie

Les mesures électrophysiologiques de l'interaction s'intéressent aux répercussions de la diffusion et du chevauchement sur les influx nerveux.

Potentiels d'action composites

Grâce au recueil d'ECAP il est possible de mettre en évidence (Figure 2.12). Le principe de cette mesure est d'utiliser la période réfractaire du groupe de fibres nerveuses à la jonction entre la zone stimulée par le masqueur et la zone stimulée par l'électrode de référence. L'électrode de recueil est adjacente à l'électrode de référence. Lorsque le signal masquant et le signal de référence sont sur la même électrode, les zones d'excitation sont confondues et l'amplitude de l'onde ECAP est maximale. Et au contraire, lorsque le masqueur et la référence sont séparés sur deux électrodes différentes et que les zones d'excitations ne se recouvrent pas, le signal ECAP est nul (Cohen et al., 2003; Hughes, 2013; Spitzer et al., 2019).



Potentiels évoqués auditifs

À un niveau plus central, on peut utiliser le recueil de potentiels évoqués auditifs électriques (PEAe) (Figure 2.13). Les PEAe représentent l'activité des voies auditives en réponse à une stimulation. L'onde I est générée par les structures du nerf auditif, l'onde II par les noyaux cochléaires du tronc cérébral, l'onde III vient de l'olive supérieur, l'onde IV est émise par le lemnisque latéral et enfin l'onde V proviens du colliculus inférieur (Atcherson & Stody, 2012).

Plusieurs études anciennes présentaient les PEAe comme une méthode de mesure des interactions pour les premiers modèles d'implants multi-électrodes (Abbas & Brown, 1988; White et al., 1984). Les réponses ont été obtenues avec la stimulation simultanée de deux paires d'électrodes, le stimulus délivré à une paire étant identique ou opposé à la phase pour la première paire d'électrodes. Pour la stimulation simultanée des électrodes les résultats ont montré que les ondes émergeaient pour des amplitudes de stimulation plus faibles et que la fonction de croissance en amplitude était plus abrupte.

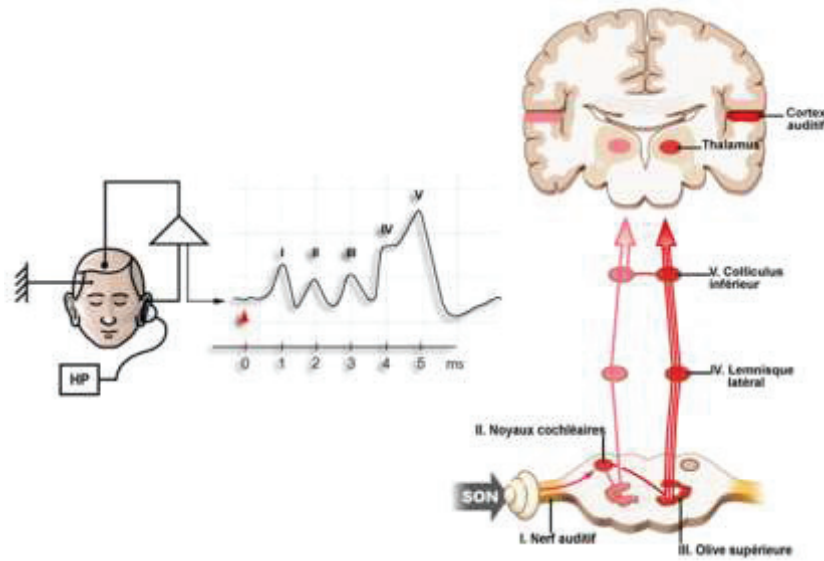


Figure 2.13 : Les potentiels évoqués auditifs précoces. Représentation du chemin de l'information sonore à travers le tronc cérébral, de la cochlée au cortex. Schéma des ondes de potentiels évoqués auditifs précoces et les relais qui les génèrent. (D'après S. Blatrix et R. Pujol).

Récemment, Guevara et al. ont développé une procédure similaire en utilisant des implants contemporains. Cette méthode compare l'amplitude de l'onde V à la suite de plusieurs stimulations d'une électrode individuelle, avec l'amplitude de l'onde V obtenue après une stimulation multi-électrode. Ils définissent le Monaural Interaction Component (MIC) comme le rapport entre la somme des amplitudes de l'onde V suite aux stimulations individuelles et l'amplitude de l'onde après une stimulation multi-électrode (Figure 2.14). Si l'interaction est nulle alors le MIC est égal à 1 sinon le MIC est supérieur à 1 (Guevara et al., 2016).

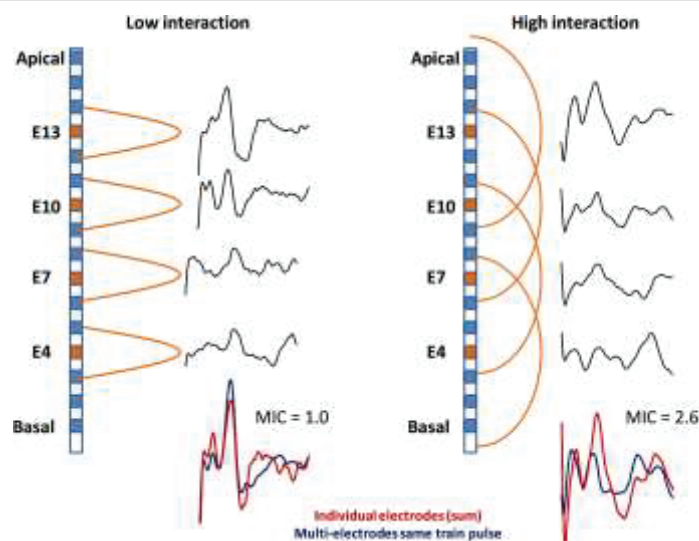


Figure 2.14 : Principe de mesure des interactions à l'aide de PEAE (MIC). (d'après Guevara et al., 2016).

4.3. Mesure psychophysique des interactions

Par rapport aux mesures évoquées précédemment, les mesures psychophysiques mettent en jeu des processus corticaux dans le traitement de l'information. Ici on évalue l'interaction en sondant les perceptions provoquées par les stimulations électriques. Ces mesures sont indirectes. On suppose que l'interaction diminue l'acuité fréquentielle à cause de la diffusion du courant et de l'excitation qui entraînent des chevauchements entre les canaux fréquentiels. Les méthodes de mesure de sélectivité fréquentielle peuvent se baser sur la variation de perception de volume sonore (la sonie), sur la variation de la perception de hauteur tonale (la tonie) ou sur la détection de variations dans le spectre.

4.3.1. Ondulations spectrales (Spectral ripple)

Les tests d'ondulation spectrale reflètent la sélectivité fréquentielle. Ces techniques utilisent des bruits larges bandes dont l'enveloppe spectrale présente des ondulations (Figure 2.15). Les deux paradigmes de mesures les plus courants sont les tâches dites de détection et de discrimination. Dans la tâche de détection, on cherche la plus petite profondeur d'ondulation du spectre qui pourrait être distinguée d'un spectre non modifié. Cette mesure peut être effectuée pour différents nombre de cycles d'ondulation. Pour la tâche de discrimination, on peut distinguer plusieurs approches. Il y a la discrimination de phase, c'est-à-dire qu'on cherche la différence de phase la plus faible qui permet de distinguer deux bruits ondulés à nombre de cycles et profondeur constante. Ou alors il y a la discrimination du nombre de cycles, ou on cherche le plus petit nombre de cycles à partir duquel une inversion de phase devient indétectable (profondeur constante).

Un certain nombre d'études menées avec des implantés ont montré des corrélations significatives entre la discrimination ou la détection et la perception de la parole dans le calme (Anderson et al., 2011; Litvak et al., 2007) ; les corrélations avec la compréhension de la parole dans le bruit font toujours l'objet d'études. (Lawler et al., 2017; Won et al., 2007). Cependant, l'utilisation de ces techniques avec des patients implantés cochléaires semble limitée. Premièrement, lorsqu'on effectue des tâches d'ondulation du spectre sur des sujets implantés en utilisant des haut-parleurs, les performances peuvent être limitées par les filtres d'analyse du processeur vocal. Deuxièmement, lorsqu'un pic ou un creux spectral se produit à la limite du spectre (haute ou basse), il est possible que les sujets détectent une différence sans nécessairement résoudre les pics et les creux dans le spectre de stimulus. En effet, la fréquence audible la plus élevée ou la plus basse sera différente entre le stimulus cible et le stimulus de référence. De même, dans certains cas, une inversion de phase spectrale peut entraîner un

déplacement perceptible du centre de gravité spectral (position moyenne pondérée de l'électrode) de l'ensemble du stimulus et venir ajouter un indice de détection supplémentaire qui biaisera la mesure (Azadpour & McKay, 2012).

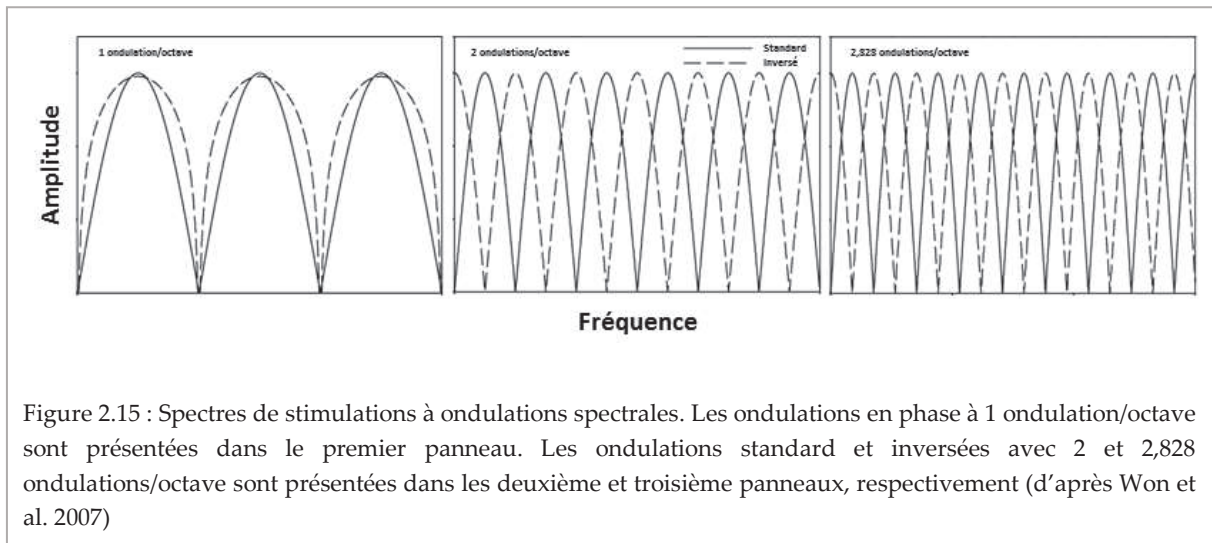


Figure 2.15 : Spectres de stimulations à ondulations spectrales. Les ondulations en phase à 1 ondulation/octave sont présentées dans le premier panneau. Les ondulations standard et inversées avec 2 et 2,828 ondulations/octave sont présentées dans les deuxième et troisième panneaux, respectivement (d'après Won et al. 2007)

4.3.2. Masquage psychoacoustique (*Forward masking*)

Les techniques de masquage sont largement utilisées pour quantifier la sélectivité fréquentielle et l'interaction chez les implantés cochléaires. Pour être précis, on devrait plutôt parler de « sélectivité spatiale » plutôt que de « sélectivité fréquentielle » car le système auditif réagit à des stimulations électriques réparties spatialement le long du porte-électrode et non pas directement à la composition spectrale du son (McKay, 2012). Les courbes de « sélectivité spatiales » sont mesurées en général à l'aide d'une interface de recherche, qui contrôle l'activation d'une ou plusieurs électrodes sans passer par le processeur vocal externe.

Selon McKay (2012), trois procédures différentes de « forward masking » sont principalement utilisées (Figure 2.16) :

- A. La position et l'intensité du masque sont fixes, et on mesure un seuil de détection pour les autres électrodes. La courbe obtenue reflète alors le décalage des seuils de détection provoqué par la présence du masque.
- B. On désigne une électrode de référence pour laquelle on mesure le seuil de détection en présence de différents masques de même intensité le long du porte-électrode. La courbe obtenue montre le décalage du seuil de détection pour l'électrode de référence en fonction de l'éloignement du masque.
- C. On désigne une électrode de référence, on fixe son intensité et on fait varier l'intensité et la position des masques. La courbe obtenue reflète l'intensité minimale nécessaire le long du porte-électrode pour masquer la référence. Cette méthode est analogue à la méthode couramment utilisée pour déterminer les courbes d'accord psychoacoustiques (CAP).

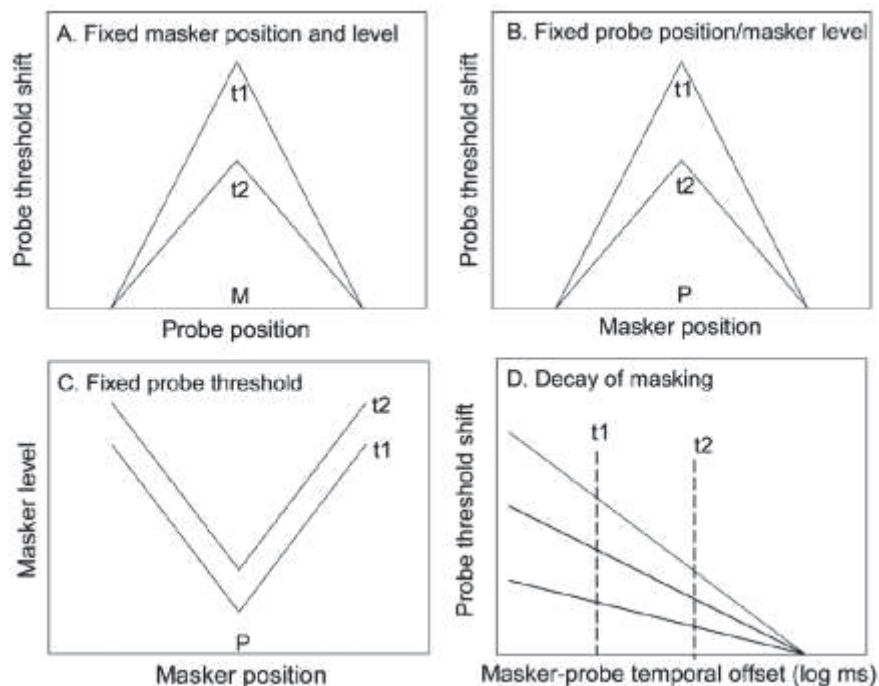


Figure 2.16 : Illustration des courbes psychophysiques de « forward masking ». Effet du délai entre le masque et la référence pour un décalage quelconque t_1 et t_2 . (A) Masque (M) : position et amplitude fixes. Référence (P, pour « probe ») : position et amplitude variables. (B) Référence : position fixe et amplitude variable. Masque : position variable et amplitude fixe. (C) Référence : position et amplitude fixe. Masque : position et amplitude variable. (D) Effet du délai « masker-probe » sur l'élévation du seuil de détection de la référence (d'après McKay 2012).

Il n'y a pas de consensus sur la meilleure méthode à utiliser pour détecter les interactions. Cependant, les trois méthodes peuvent donner des résultats différents. La forme des courbes va être impactée par le taux et l'homogénéité de la survie neuronale (Nelson et al., 2008). Cela peut particulièrement affecter les résultats obtenus à l'aide des deux premières méthodes. En effet, l'intensité du masque étant constante, le degré de masquage sera impacté par la survie neuronale au niveau de l'électrode masque et non pas seulement au niveau de l'électrode de référence. En utilisant les courbes d'accords psychoacoustiques (troisième méthode), on s'affranchit de ce phénomène car l'intensité du masque est modifiée de manière adaptative. De cette manière on obtient un masquage homogène de l'électrode de référence (Cosentino et al., 2015).

Cette méthode est cependant réputée pour être chronophage. Pour réduire la durée des tests, une méthode rapide a été mise au point par Sek et al. (2005, 2011). Cette méthode « rapide » est basée sur la procédure automatique de Békésy et elle a été évaluée à la fois avec des sujets normoentendants et malentendants (Sek et al., 2005; Şek & Moore, 2011). Kreft et al. (2019) ont adapté ce test « rapide » aux patients implantés et ont rapporté qu'elle était 3 fois

plus rapide (environ 20 min contre 60 min) mais que sa répétabilité était inférieure à la méthode traditionnelle (Kreft et al., 2019). En outre, certains auteurs ont suggéré que d'autres méthodes, comme le masquage des potentiels d'action électrique des composés (ECAP) ou la discrimination spectrale de l'ondulation, par exemple, étaient plus rapides mais sans comparer les temps de test (Anderson et al., 2011; Hughes & Stille, 2008).

Dans quelques études récentes, cette méthode ne s'est pas révélée être un prédicteur très fiable de la compréhension de la parole (DeVries et al., 2016; DeVries & Arenberg, 2018a). Néanmoins, certains auteurs ont souligné le fait que les courbes d'accords sont, en général, mesurées par des stimulations électriques directes et donc ne tiennent pas compte des contraintes introduites par le processeur vocal (réglages, dynamique), et peuvent ne pas refléter l'interaction produite lors de l'utilisation normale de l'implant (DeVries & Arenberg, 2018 ; Nelson et al., 2008, 2011). Des études ont reporté des corrélations encourageantes entre la forme des courbes et les scores de perception de la parole. Par exemple, Anderson et al. (2011) ont décrit une corrélation positive entre l'inverse de la bande passante et la reconnaissance de phrases. De plus, Boëx et al. (2003) ont constaté une corrélation négative entre le niveau de masquage entre les électrodes et l'identification des consonnes (Anderson et al., 2011 ; Boëx et al., 2003).

5. Simuler le port d'un implant

Les vocodeurs ont été développés en télécommunication afin de transporter les signaux de parole dans une bande passante réduite. Une autre utilisation du vocodeur permet d'étudier les caractéristiques de la parole et les indices acoustiques impliqués dans sa compréhension. Les implants cochléaires multi-électrodes fonctionnant sur le principe du vocodeur, par extension, on peut étudier l'efficacité des stimulations à transmettre les informations du signal de parole en remontant au vocodeur. En utilisant le traitement du signal de l'implant on peut l'évaluer avec des sujets normoentendants. À cause de l'hétérogénéité des profils de patients et de la diversité des facteurs confondants (origine de la surdité, durée de surdité pré-implantatoire, placement du porte-électrode, modèle d'implant etc.) il est généralement difficile de contrôler avec précision les conditions expérimentales lorsqu'on s'intéresse aux performances de l'implant. Travailler avec un vocodeur simulateur d'implant, permet de s'affranchir des spécifications techniques de l'implant cochléaire et des particularités des sujets malentendants pour se concentrer sur le traitement du signal (Seldran et al., 2010, 2014). On peut alors faire varier les paramètres de façon contrôlée, tester plusieurs approches chez le même sujet et profiter de la puissance des tests statistiques à mesures répétées. Cependant, les résultats observés en simulation avec sujets normoentendants ne peuvent pas être directement extrapolés aux utilisateurs d'implant.

Au début des années 2000, Dorman et Loizou ont été parmi les premiers à étudier cette question et ils ont indiqué que les performances des sujets normoentendants permettaient d'établir un point de référence (Dorman et al., 2000; Dorman, Loizou, & Fitzke, 1998; Loizou et al., 2000). En général le simple vocodeur simule un cas idéal comme si les électrodes étaient capables de reproduire l'excitation neurale produite naturellement par une onde sonore et comme si les patients possédaient des structures capables de répondre à la stimulation électrique. Les meilleures performances mesurées avec des patients implantés se situent dans la fourchette des scores observés en simulation. Au contraire, d'autres auteurs ont pointé les limites de l'utilisation des vocodeurs pour simuler l'audition électrique et pour faire des pronostics sur le fonctionnement de l'implant en conditions réelles (Laneau et al., 2006; Winn et al., 2013). Par conséquent, les deux approches semblent nécessaires ; en simulation, on peut évaluer les conséquences des stratégies de codage et avec les patients, on peut évaluer les dispositifs d'un point de vue clinique.

On peut aller plus loin que le « cas idéal » et se rapprocher des conditions réelles d'utilisation de l'implant en ajoutant des modules de simulation au vocodeur. On peut par

exemple intégrer, la taille du porte-électrode, le nombre d'électrodes simulées, le décalage fréquentiel ou encore le degré d'interaction entre les électrodes. Plusieurs études ont utilisé des vocodeurs auxquels a été ajouté un module simulant les interactions. Une des méthodes pour recréer les interactions en simulation acoustique consiste à ajouter sur un canal une partie de l'information contenue dans l'enveloppe temporelle des sons des canaux voisins (Figure 2.17). Cette technique revient à modifier la sélectivité des filtres en réalisant des bruits passe-bandes à la sortie du vocodeur et ainsi créer un recouvrement (Crew et al., 2012). Verschuur et al. suggèrent qu'avec un vocodeur suffisamment précis dans la simulation des interactions on peut recréer les performances obtenues par des implantés cochléaires de façon relativement fiable. Cependant le modèle décrit dans l'étude s'applique surtout avec les implantés cochléaires ayant de bons scores (Verschuur, 2009).

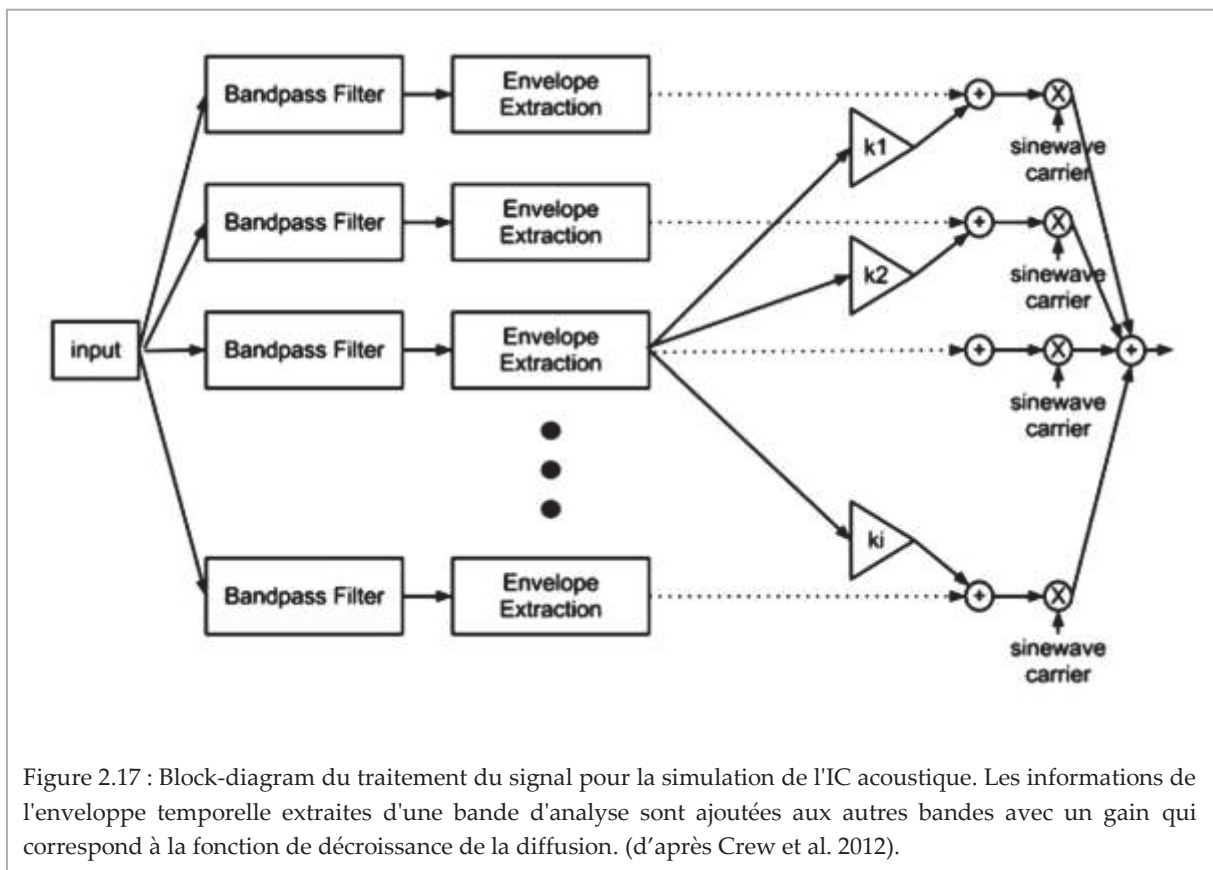


Figure 2.17 : Block-diagram du traitement du signal pour la simulation de l'IC acoustique. Les informations de l'enveloppe temporelle extraites d'une bande d'analyse sont ajoutées aux autres bandes avec un gain qui correspond à la fonction de décroissance de la diffusion. (d'après Crew et al. 2012).

Chapitre 3. Audition dans le bruit avec un implant cochléaire, évaluation de deux types de codage.

Ce chapitre est une adaptation en français d'un article qui a fait l'objet d'une **publication dans la revue Applied Sciences** (Classement des revues : JCR - Q2 (Ingénierie, multidisciplinaire) / 2020 CiteScore - Q2 (Ingénierie générale). Facteur d'impact : 2.474 (2019) ; Facteur d'impact sur 5 ans : 2.458 (2019)). Article original : Annexe 2.

Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Hermann, R., Millioz, F., Truy, E., Gallego, S., 2019. Hearing in Noise: The Importance of Coding Strategies—Normal-Hearing Subjects and Cochlear Implant Users. Applied Sciences 9, 734. <https://doi.org/10.3390/app9040734>

Cette recherche est réalisée conformément aux articles L1121-1 et suivants du Code de la Santé Publique, relatifs à la protection des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales. Elle a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Sud Est II.

1. Résumé

Deux stratégies sont principalement utilisées pour le codage des sons dans les implants cochléaires : « Canaux fixes » et « Sélection de canaux » (ou n-of-m). L'objectif principal de cette étude était de rechercher des indices de l'effet de la stratégie de codage du son sur la compréhension de la parole dans le bruit. Dans cette étude, nous avons mesuré les scores d'audiométrie vocale dans le bruit de sujets normoentendants et de patients implantés cochléaire utilisant l'une ou l'autre des deux stratégies de codage. Vingt sujets normoentendants et 45 sujets porteurs d'un implant cochléaire ont participé à cette expérience. Les deux populations ont été testées en utilisant des mots dissyllabiques de Fournier mélangés à du bruit de cocktail party. Un simulateur d'implant cochléaire a été utilisé pour tester des sujets normoentendants. Ce simulateur a séparé le son en 20 canaux spectraux et les huit plus énergiques ont été sélectionnés pour simuler la stratégie de «Sélection de canaux». Pour les sujets normoentendants, nous avons constaté des scores plus élevés avec la stratégie « Canaux fixes » qu'avec la stratégie «Sélection de canaux» dans les rapports signal/bruit de milieu de gamme (0 à +6 dB). Pour les utilisateurs d'implants cochléaires, aucune différence n'a été trouvée entre les deux schémas de codage, mais nous avons pu constater un léger avantage pour les stratégies Canaux fixes par rapport aux stratégies de «Sélection de canaux». Pour les deux populations, une différence a été observée pour les rapports signal/bruit à 50% du plateau de reconnaissance maximum en faveur de la stratégie Canaux fixes. En conclusion, dans les conditions les plus courantes de rapport signal/bruit, une stratégie de codage Canaux fixes pourrait conduire à de meilleurs pourcentages de reconnaissance qu'une stratégie Canaux fixes.

2. Matériel et méthodes

2.1. Sujets

Tous les sujets ont été pleinement informés des objectifs et des procédures de l'étude et ont donné leur consentement écrit avant le recueil des données.

2.1.1. Normoentendants

Vingt personnes adultes de langue maternelle française âgées de 18 à 33 ans (moyenne = 24,1 ans, écart-type = 3,0 ans) ont participé à l'étude. Elles ont été recrutées parmi les étudiants de l'Université Claude Bernard Lyon 1, par le biais d'un avis envoyé par courrier électronique. Une audiométrie tonale liminaire oreilles séparées a été effectuée afin de vérifier que leur audition était normale selon les recommandations du Bureau international d'audiophonologie : c'est-à-dire, une perte tonale moyenne inférieure à 20 dB HL sur chaque oreille pour les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz (International Bureau for Audiophonology Recommendations 02/1, 1996). Les sujets n'ont pas signalé d'antécédents audiolinguistiques ou otologiques significatifs tels que chirurgie de l'oreille, ou antécédent d'otites moyennes durant l'enfance. De plus, ils n'ont pas signalé d'antécédents de pathologie neurologique ou psychiatrique.

2.1.2. Implantés cochléaires

Quarante-cinq sujets implantés cochléaires âgés de 18 à 60 ans (moyenne = 36,3 ans, écart-type = 14,4 ans) et ayant au moins un an de réhabilitation avec implant, ont été inclus dans cette étude. Ils ont été recrutés dans la population des sujets implantés cochléaires qui sont suivies régulièrement aux Hospices Civils de Lyon (HCL). Les sujets n'ont pas signalé d'antécédents de pathologie neurologique ou psychiatrique. Nous avons inclus indistinctement dans l'expérience des personnes implantées unilatéralement et bilatéralement. Dans le cas des implantés bilatéraux, seul le côté subjectivement préféré par le patient était testé. La population implantée a été séparée en deux groupes, un pour chaque stratégie de codage. Dix-neuf sujets étaient équipés d'une stratégie «Canaux fixes» et vingt-six avaient une stratégie type « n-of-m ». Cette dissymétrie de nombre de sujet reflète la dissymétrie présente au sein des HCL entre les patients équipés d'une stratégie «Canaux fixes» et équipés une stratégie type « n-of-m ». Le tableau 3.1 décrit la démographie des sujets testés.

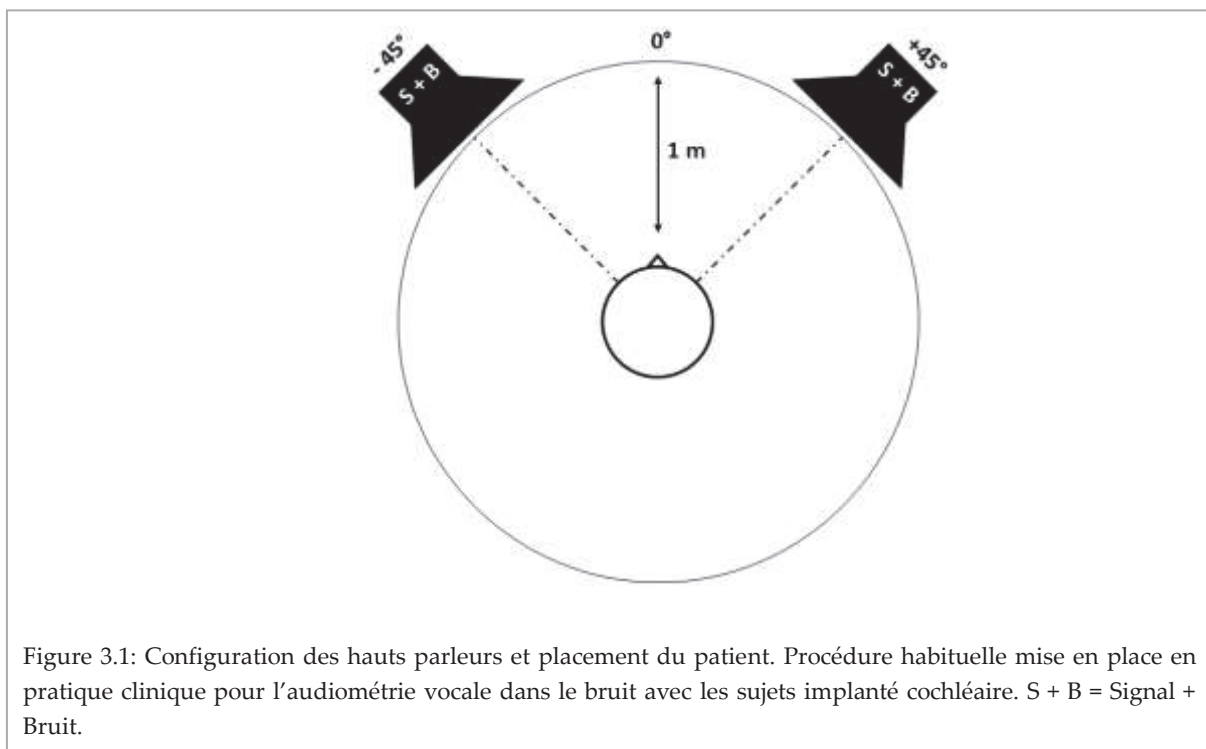
2.2. Conditions expérimentales

2.2.1. Equipements

Les tests se sont déroulés dans une cabine audiométrique. Selon la norme ISO 8253-1 :2010. Les stimuli ont été enregistrés sur un CD (fréquence d'échantillonnage de 44,1 kHz, quantification de 16 bits) et présentés à l'aide d'un lecteur de CD Philips CD723 connecté à un audiomètre clinique Madsen Orbiter 922 pour contrôler le niveau sonore. Le son a été délivré en champ libre avec deux haut-parleurs JB Systems ISX5 pour les sujets implantés cochléaires et avec un casque d'audiométrie clinique TDH39 pour les sujets normoentendants. Le placement du sujet face aux haut-parleurs suit la configuration habituelle de pratique clinique (ISO 8253-2) (Figure 3.1). Les appareils utilisés dans notre expérience sont régulièrement calibrés et vérifiés selon les normes en vigueur.

Tableau 3.1. Démographie des patients implantés cochléaires inclus dans l'étude.

Caractéristiques	N
Genre	
Homme	23
Femmes	22
Oreille	
Droite	32
Gauche	13
Surdité	
Congénitale	17
Acquise	18
Inconnue	10
Age à l'implantation	
1–5 ans	9
6–10 ans	3
11–20 ans	6
>20 ans	27
Durée d'implantation	
1–5 ans	14
6–10 ans	14
11–15 ans	7
16–20 ans	9
>20 ans	1
Implants cochléaires	
Cochlear	13
Med-El	12
Advanced Bionics	7
Neurelec/Oticon Medical	13
Type de stratégie de codage	
«Sélection de canaux» (SPEAK, ACE, Crystalys)	26
« Canaux fixes » (FS4, HiRes, HDCIS)	19



2.2.2. Matériel acoustique

Le matériel acoustique était constitué de listes de mots mélangées à un bruit de « cocktail party ». Les mots étaient extraits des listes dissyllabiques de Fournier qui est un matériel largement utilisé dans la pratique clinique et qui est approuvé par le Collège National d'Audioprothèse français (Fournier, 1951). De plus, ces listes sont facilement accessibles au format numérique donc facilement modifiables pour les besoins de l'expérience. Le matériel dissyllabique de Fournier contient 40 listes de 10 mots communs constitués de deux syllabes (Annexe 1). Le bruit de « cocktail party » provient du Collège National d'Audioprothèse et est utilisé en routine clinique dans les cabinets d'audioprothèse.

Le bruit de « cocktail party » est un mélange de brouhaha de parole et de bruits de vaisselle. Il a été choisi pour sa complexité et par le fait qu'il recrée des conditions d'écoute réalistes, tels qu'une cafétéria, un restaurant ou une réception. C'est un bruit fluctuant à large bande et dont les fréquences sont très proches du spectre à long terme de la parole. Par conséquent, il induit des interférences dues à la modulation d'amplitude et au masquage des informations qui jouent un rôle important dans la reconnaissance de la parole. Les similitudes entre la cible et le masqueur, soumises à une résolution spectrale altérée, augmentent les ressources attentionnelles nécessaires pour différencier le signal vocal et le bruit de « cocktail party » (Qin & Oxenham, 2003; Rosen et al., 2013; Skinner, Arndt, et al., 2002; Stickney et al., 2004).

2.2.3. *Vocodeur et synthèse des signaux acoustiques :*

Pour la simulation du traitement de la parole "similaire à l'IC", nous avons utilisé un vocodeur implémenté dans Matlab® (MathWorks, Natick, MA) pour simuler une stratégie de codage à «Canaux fixes» et à «Sélection de canaux». Nous n'avons pas simulé l'interaction des canaux dans cette étude. Un diagramme représentant le traitement du signal effectué par le vocodeur est présenté à la figure 3.2. Les différentes étapes du traitement du signal sont les suivantes :

- Le signal d'entrée passe par un filtre de pré-accentuation, qui est un filtre passe-haut (fréquence de coupure 1,2 kHz et pente 3 dB/octave).

- Le signal est ensuite échantillonné (fréquence d'échantillonnage de 16 kHz, quantification de 16 bits). Une transformée de Fourier rapide à court terme (TFCT) est appliquée aux échantillons et la longueur de la trame est de 128 points (8 ms). Il y a un chevauchement de trame de 6 ms (chevauchement de 75%) et un ensemble d'impulsions est calculé pour chaque trame. Soixante-quatre raies spectrales sont extraites dans chaque trame (amplitude et phase). Le pas entre deux raies est de 125 Hz.

- Les raies spectrales sont ensuite regroupées en bandes de fréquences distribuées logarithmiquement, conformément à la physiologie de l'oreille (Traunmüller, 1990). En considérant les valeurs habituelles prises en IC, nous avons utilisé 20 bandes (conduisant à $m = 20$ canaux). La cartographie correspondante est présentée dans le tableau 3.2.

- Dans chaque bande, l'énergie est calculée à l'aide de la formule de Parseval (les carrés de l'amplitude de chaque raie spectrale sont additionnés). Pour le codage à «Canaux fixes», tous les canaux ont été pris. Pour la stratégie de codage à «Sélection de canaux», seuls les huit canaux les plus énergétiques ont été conservés. La valeur $n = 8$ est un standard dans les ICs (n -of- $m \Rightarrow$ 8-of-20) (Wouters et al., 2015).

- Chaque canal est représenté par un spectre à bande étroite provenant d'un spectre de bruit blanc. L'amplitude de la bande étroite suit l'énergie détectée dans le canal correspondant. Les filtres de synthèse couvraient les bandes d'analyse correspondantes mais ils étaient plus étroits de 70 Hz (35 Hz de moins de chaque côté). De plus, les filtres utilisés ici étaient des filtres passe-bande Butterworth d'ordre 20 (-120dB/oct) pour éviter l'interaction inter-canaux. Les deux premiers canaux étaient représentés par des sons purs (sinus).

- Le signal de sortie est obtenu en additionnant les canaux sélectionnés (8 pour la stratégie à «Sélection de canaux» ; 20 pour la stratégie à «Canaux fixes»).

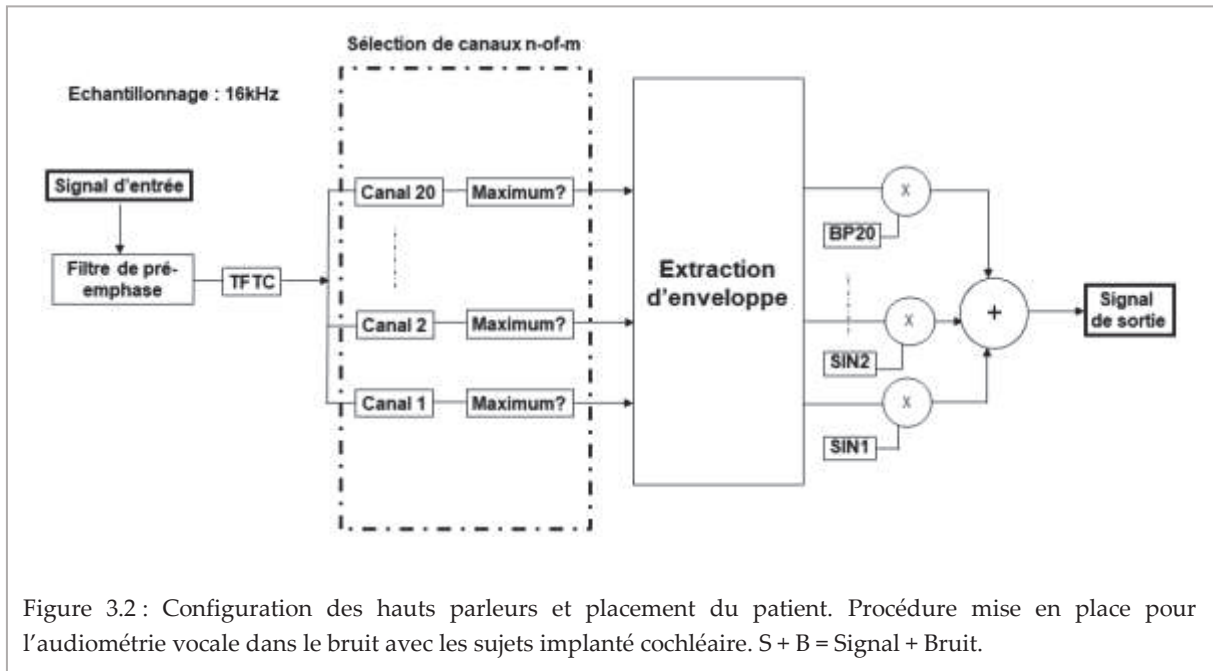


Figure 3.2 : Configuration des hauts parleurs et placement du patient. Procédure mise en place pour l'audiométrie vocale dans le bruit avec les sujets implanté cochléaire. S + B = Signal + Bruit.

Tableau 3.2. Caractéristiques des bandes d'analyses d'analyse et des filtres de synthèse du vocodeur.

Canal	Fréquence centrale (Hz)	Fréquences d'analyse (Hz)		Fréquences de synthèse (Hz)		Porteuse
		Coupure basse	Coupure haute	Coupure basse	Coupure haute	
20	250	190	310	225	275	sine
19	375	315	435	350	400	sine
18	500	440	560	475	525	noise band
17	625	565	685	600	650	noise band
16	750	690	810	725	775	noise band
15	875	815	935	850	900	noise band
14	1000	940	1060	975	1025	noise band
13	1125	1065	1185	1100	1150	noise band
12	1313	1250	1375	1285	1340	noise band
11	1563	1500	1625	1535	1590	noise band
10	1813	1750	1875	1785	1840	noise band
9	2125	2000	2250	2035	2215	noise band
8	2500	2375	2625	2410	2590	noise band
7	2938	2750	3125	2785	3090	noise band
6	3438	3250	3625	3285	3590	noise band
5	4000	3750	4250	3785	4215	noise band
4	4688	4375	5000	4410	4965	noise band
3	5500	5125	5875	5160	5840	noise band
2	6438	6000	6875	6035	6840	noise band
1	7438	7000	7875	7035	7840	noise band

2.3. Procédures expérimentales

2.3.1. Normoentendants

L'expérience consistait en une audiométrie vocale dans le bruit. Les sons étaient diffusés, à 60 dB SPL, au casque sur l'oreille droite et il était demandé au sujet de répéter les mots compris. L'unité d'erreur était la syllabe. Chaque session débutait par une courte période d'entraînement pour aider le sujet à comprendre les instructions. Nous avons attribué à chaque liste de Fournier une condition particulière qui était la combinaison de deux paramètres, le niveau de bruit et la stratégie de codage pour un total de 10 conditions. Les conditions étaient diffusées aléatoirement.

- Cinq niveaux de bruit : -3, 0, 3, 6 et 9 dB RSB
- Deux maxima différents : 8 sur 20 (n-of-m) et 20 sur 20 (pas de sélection)

2.3.2. Implantés cochléaires

La procédure d'audiométrie vocale dans le bruit a été adaptée aux capacités auditives des sujets implantés cochléaires afin de couvrir un panel de résultat allant de 0 à 100% concernant la compréhension de la parole dans le silence sans lecture labiale. Les listes étaient présentées par ordre croissant de difficulté pour éviter les effets de découragement souvent retrouvés chez les patients malentendants. Les RSB ont été présentés de +18 dB à -3 dB par pas de 3 dB. Les sujets implantés cochléaires ont été testés au début de leur rendez-vous d'évaluation clinique de routine de manière à ne pas avoir d'influence délétère potentielle de la fatigue ou du stress.

2.4. Analyse et traitement des données

2.4.1. Ajustement des courbes d'intelligibilité

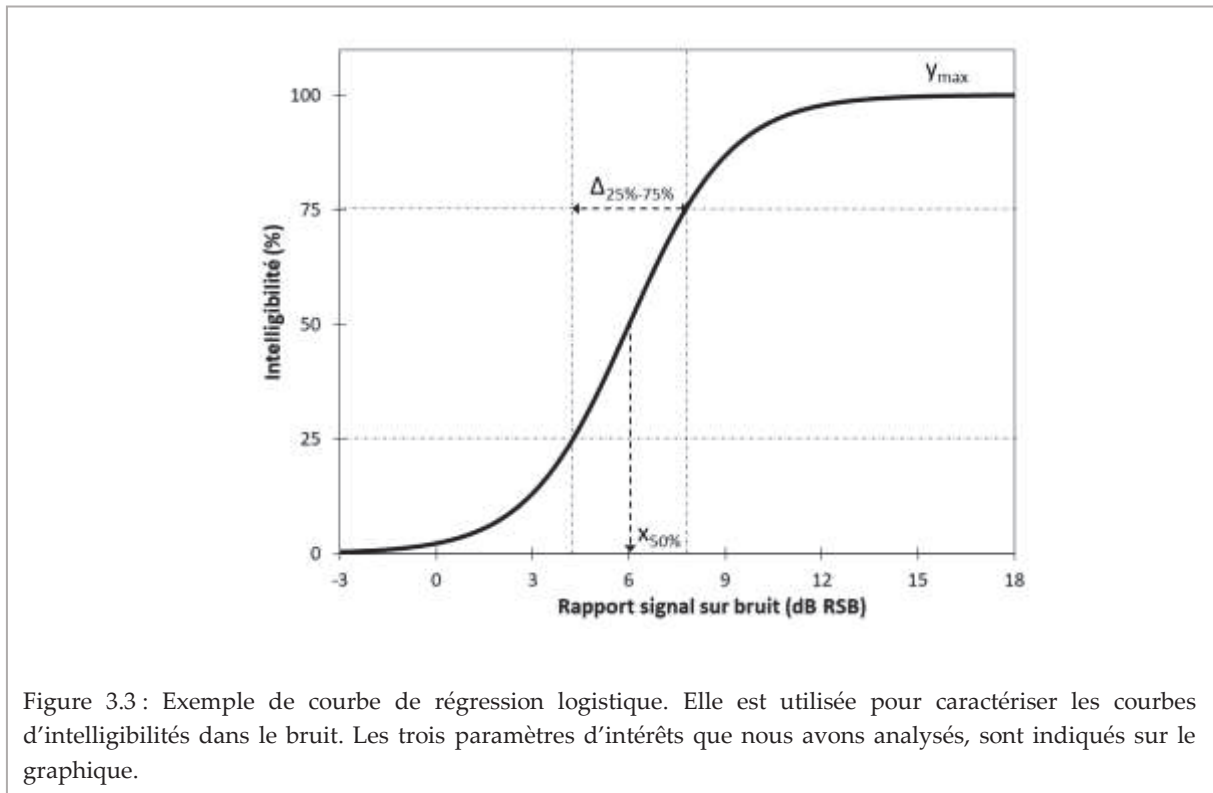
Les pourcentages de reconnaissance en fonction du RSB peuvent être représentés classiquement par une régression logistique (Figure 3.2). Trois paramètres ont été pris en compte :

- Le RSB (en dB) correspondant à 50 % de la reconnaissance maximale notée ici $x_{50\%}$. Plus la valeur de $x_{50\%}$ est faible, meilleure est la compréhension dans le bruit.
- La "pente" ici représenté par l'intervalle de RSB (donné en dB) entre 25 et 75% de la reconnaissance maximale. Noté $\Delta_{25-75\%}$. Ce paramètre renseigne sur la susceptibilité au bruit. Plus la valeur est faible, moins bonne est la résistance au bruit.
- L'asymptote supérieure y_{\max} indiquant le score de reconnaissance maximum.

Ces valeurs analytiques sont représentées sur la courbe sigmoïde. La reconnaissance minimale est de 0 % (pour un RSB = -3 dB). Ainsi, la courbe est représentée par l'équation :

$$y = \frac{a}{1 + e^{-b(x-c)}}$$

- y = pourcentage d'intelligibilité,
- x = rapport signal sur bruit,
- a = asymptote supérieure y_{\max} ,
- c = paramètre $x_{50\%}$
- b = facteur de pente de la sigmoïde : $b = 2.2/\Delta_{25-75\%} \Rightarrow \Delta_{25-75\%} = 2.2/b$.



2.4.2. *Analyses statistiques*

Le score pour chaque test était le nombre de syllabes correctement répétées (20 syllabes par condition) exprimé en pourcentage. Nous avons analysé d'une part les scores d'intelligibilité en fonction du RSB et d'autre part les paramètres de la fonction logistique.

Pour les deux groupes, les scores d'intelligibilité ont été évalués par une ANOVA à deux facteurs d'intérêt (stratégie de codage \times RSB).

Pour les sujets normoentendants, l'analyse a été faite en tenant compte du caractère répété des mesures, chaque sujet étant confronté aux deux stratégies de codage. Comme les groupes étaient relativement petits et que les données n'étaient pas normalement distribuées, toutes les analyses post-hoc ont été effectuées avec des tests non paramétriques : le test de Mann-Whitney pour les données non appariées, et le test de Wilcoxon pour les données appariées.

Nous avons également calculé le terme d de Cohen comme un indice de taille de l'effet pour chaque score moyen testé. Le d de Cohen est une mesure quantitative de l'ampleur d'un phénomène : une grande valeur absolue indique un effet fort. Le d de Cohen est défini comme la différence entre deux moyennes divisées par l'écart-type des données. On obtient alors un écart moyen normalisé. La taille d'effet est considérée comme « faible » si $0,2 \leq d \leq 0,5$; « moyenne » si $0,5 \leq d \leq 0,8$ et « forte » si $0,8 \leq d$. Cette catégorisation ne tient pas compte de la marge d'erreur de la mesure considérée ni des variabilités à l'intérieur de la population. Les catégories sont informatives et les interprétations doivent tenir compte du contexte de la mesure comme la taille des effectifs, marge d'erreur de la mesure et de la variance (Sullivan & Feinn, 2012).

Pour la procédure de test statistique multiple, nous avons donc considéré la méthode Holm-Bonferroni, qui ajuste les critères de rejet de chacune des comparaisons individuelles. La valeur p la plus basse est d'abord évaluée avec une correction de Bonferroni impliquant tous les tests. La seconde est évaluée avec une correction de Bonferroni impliquant un test de moins et ainsi de suite pour les autres tests. La correction adaptée à chaque étape, rend l'approche de Holm plus puissante que l'approche de Bonferroni.

3. Résultats

3.1. Normoentendants

3.1.1. Courbes d'intelligibilité

Les scores d'intelligibilités en fonction du RSB sont présentés dans la figure 3.3 et le tableau 3.3. Pour les RSB de -3 à +6dB, les scores d'intelligibilités moyens sont plus élevés sans la sélection de canaux qu'avec la stratégie « n-of-m ». Ils sont supérieurs respectivement d'environ 5, 12, 8 et 3%. Au contraire, sur le RSB +9dB le score moyen est légèrement supérieur pour la stratégie « n-of-m » de 0,8%.

L'ANOVA a montré un effet significatif du RSB [$F(4,95) = 519$; $p < 10^{-4}$] et de la stratégie de codage [$F(1,95) = 16$; $p < 10^{-4}$] ; il n'y a pas d'interaction significative entre eux [$F(4,95) = 1,95$; $p = 0,11$].

Pour chaque RSB les comparaisons deux à deux ont été faites avec des tests de Wilcoxon. Dans l'ensemble de l'expérience, il y a cinq séries appariées (une pour chaque RSB) ; et pour chaque série appariée, il y a 20 paires de valeurs (une paire par sujet). Ainsi on observe des différences d'intelligibilité significatives au seuil α de 5% entre les deux stratégies de codage sur les valeurs intermédiaires de RSB (0, +3 et +6 dB RSB). Pour les valeurs extrêmes (-3 et +9 dB RSB), les pourcentages de reconnaissance n'étaient pas significativement différents.

En utilisant la correction de Holm-Bonferroni, le premier seuil de décision corrigé est de 1%, les différences sont non significatives car la valeur p la plus basse est 0,019. Cependant, les tailles d'effet de Cohen pour les RSB intermédiaires sont respectivement fortes (0,89 à +3dB RSB) et moyennes (0,60 à +6dB RSB et 0,68 à 0dB RSB).

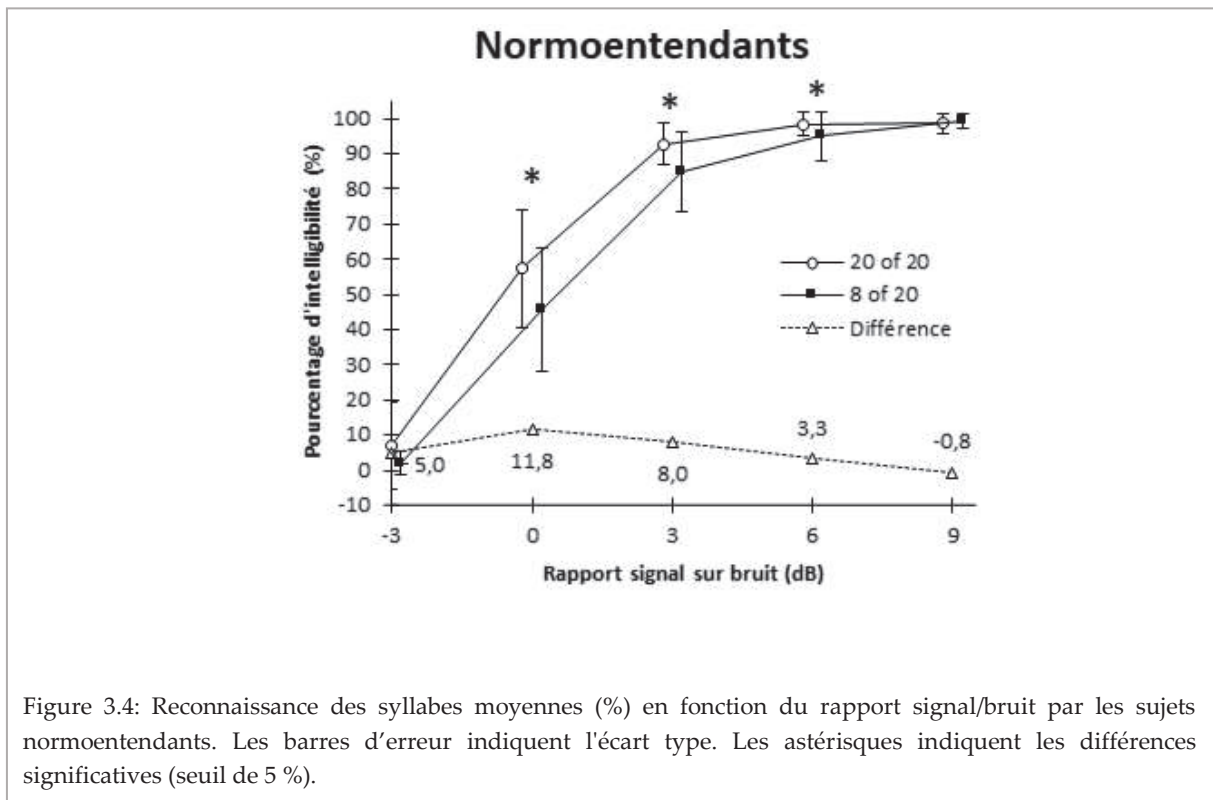


Tableau 3.3. Comparaison des scores d'intelligibilité obtenus en simulation pour les deux stratégies de codage.

Normoentendants		Sans sélection	n-of-m	p (Wilcoxon)	Taille d'effet (d de Cohen)
RSB +9 dB	m	98,50	99,25	0,374	0,31 (faible)
	σ	2,86	1,83		
RSB +6 dB	m	98,25	95,00	0,046	0,60 (moyenne)
	σ	3,35	6,88		
RSB +3 dB	m	92,75	84,75	0,019	0,89 (fort)
	σ	5,95	11,29		
RSB 0 dB	m	57,25	45,50	0,020	0,68 (moyen)
	σ	16,97	17,54		
RSB -3 dB	m	7,00	2,00	0,065	0,53 (moyen)
	σ	12,50	3,40		

3.1.2. Paramètres de la sigmoïde

Les valeurs pour les trois paramètres de l'ajustement sont regroupées dans le tableau 3.4. En moyenne, les trois paramètres considérés sont plus élevés lors de la stimulation « n-of-m ». Pour $x_{50\%}$, -0,28 contre 0,39dB. Pour $\Delta_{25-75\%}$, 2,19 contre 2,54dB. Et concernant y_{\max} , 98,50 contre 99,25%.

La comparaison avec un test de Wilcoxon montre que les valeurs $x_{50\%}$ sont significativement différentes (seuil 5%) entre les deux stratégies ($p = 0,038$). De plus, la taille d'effet pour $x_{50\%}$ est forte (0,85). Le test n'a pas mis en évidence de différence significative pour la pente et le plateau (respectivement $\Delta_{25-75\%}$ et y_{\max}). En tenant compte de la correction Holm-Bonferroni, le premier seuil de décision ajusté est de 1,7 %, les comparaisons sont non significatives.

Tableau 3.4. Comparaison des paramètres d'ajustement obtenus en simulation pour les deux stratégies de codage.

Normoentendants		Sans sélection	n-of-m	p (Wilcoxon)	Taille d'effet (d de Cohen)
$x_{50\%}$	m	-0,28	0,39	0,038	0,85 (fort)
	σ	0,85	0,73		
$\Delta_{25-75\%}$	m	2,19	2,54	0,287	0,27 (faible)
	σ	1,38	1,23		
y_{\max}	m	98,5	99,25	0,374	0,31 (faible)
	σ	2,86	1,83		

3.2. Implantés cochléaires

3.2.1. Courbes d'intelligibilité

Les pourcentages d'intelligibilité sont indiqués dans la figure 3.4 et le tableau 3.5. Pour les RSB de -3 à +12dB, les scores d'intelligibilités moyens sont plus élevés chez les sujets utilisant une stratégie «Canaux fixes». Pour les RSB +15 et +18dB en revanche, il y a une inversion, les scores sont plus élevés chez les sujets avec une stratégie « n-of-m ».

L'ANOVA a indiqué un effet significatif du RSB [$F(1, 301) = 146$; $p < 10^{-4}$] mais pas pour la stratégie de codage [$F(1, 43) = 0,66$; $p = 0,42$]. Une interaction significative a été observée entre les deux facteurs [$F(1, 301) = 2,23$; $p = 0,032$].

Implantés cochléaires

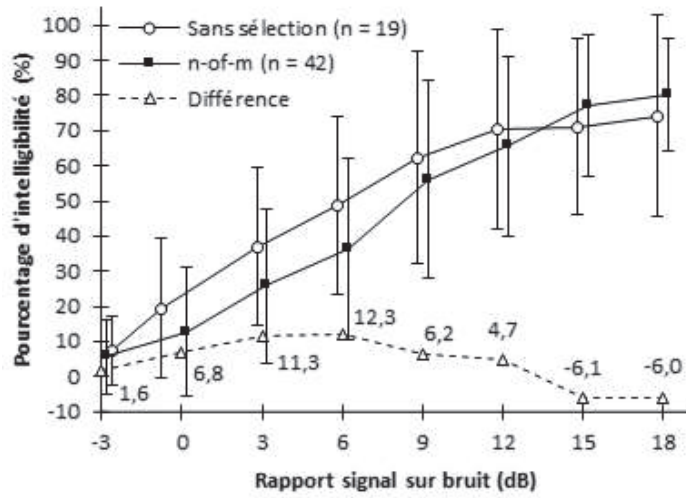


Figure 3.4: Reconnaissance des syllabes moyennes (%) en fonction du rapport signal/bruit par les sujets Implantés cochléaires. Les barres d'erreur indiquent l'écart type. Les astérisques indiquent les différences significatives (seuil de 5 %).

Tableau 3.5. Comparaison des scores d'intelligibilité obtenus chez les patients implantés pour les deux stratégies de codage.

Implantés cochléaires		Sans sélection (n = 19)	n-of-m (n = 26)	Taille d'effet (d de Cohen)
RSB +18 dB	m	74,21	80,19	0,28 (faible)
	σ	28,44	16,09	
RSB +15 dB	m	71,05	77,12	0,27 (faible)
	σ	25,14	20,16	
RSB +12 dB	m	70,26	65,58	0,17 (très faible)
	σ	28,31	25,39	
RSB +9 dB	m	62,37	56,15	0,21 (faible)
	σ	30,38	28,01	
RSB +6 dB	m	48,68	36,35	0,48 (faible)
	σ	25,43	25,56	
RSB +3 dB	m	37,11	25,77	0,50 (moyen)
	σ	22,69	22,08	
RSB 0 dB	m	19,47	12,69	0,35 (faible)
	σ	19,71	18,4	
RSB -3 dB	m	7,37	5,77	0,15 (très faible)
	σ	9,91	10,46	

3.2.2. Paramètres de la sigmoïde

Les valeurs sont regroupées dans le tableau 3.6. En moyenne, le paramètre $x_{50\%}$ est plus élevé chez les utilisateurs de stratégies « n-of-m » (6,17dB) que chez les utilisateurs des stratégies « Canaux fixes » (3,95dB). Au contraire, les paramètres $\Delta_{25-75\%}$ et y_{\max} , sont plus élevés chez les utilisateurs des stratégies sans sélection (respectivement 7,52 contre 6,09dB et 89,78 contre 86,24%).

Le test de Mann-Whitney indique une différence significative (seuil 5%) seulement pour $x_{50\%}$ ($p = 0,042$). Ici la taille d'effet est moyenne (0,73). Après avoir pris en compte la correction de Holm-Bonferroni (seuil 1,7%), il n'y a pas de différence significative.

Tableau 3.6. Comparaison des paramètres d'ajustement obtenus chez les patients implantés pour les deux stratégies de codage.

Implantés cochléaires		Sans sélection (n = 19)	n-of-m (n = 26)	p (Mann-Whitney)	Taille d'effet (d de Cohen)
$x_{50\%}$	m	3,95	6,17	0,042	0,73 (moyen)
	σ	2,43	3,20		
$\Delta_{25-75\%}$	m	7,52	6,09	0,189	0,40 (faible)
	σ	3,61	3,48		
y_{\max}	m	89,78	86,24	0,460	0,28 (faible)
	σ	10,66	14,80		

Nous avons également recherché un lien éventuel entre $x_{50\%}$ et y_{max} (Figure 3.5). Le nuage de points indique que toutes les situations peuvent être observées pour chaque implant. Aucune corrélation n'a été observée pour aucun fabricant ($p_{\text{Med-El}} = 0,62$, $p_{\text{Advanced Bionics}} = 0,47$, $p_{\text{Cochlear}} = 0,055$, $p_{\text{Neurelec}} = 0,55$).

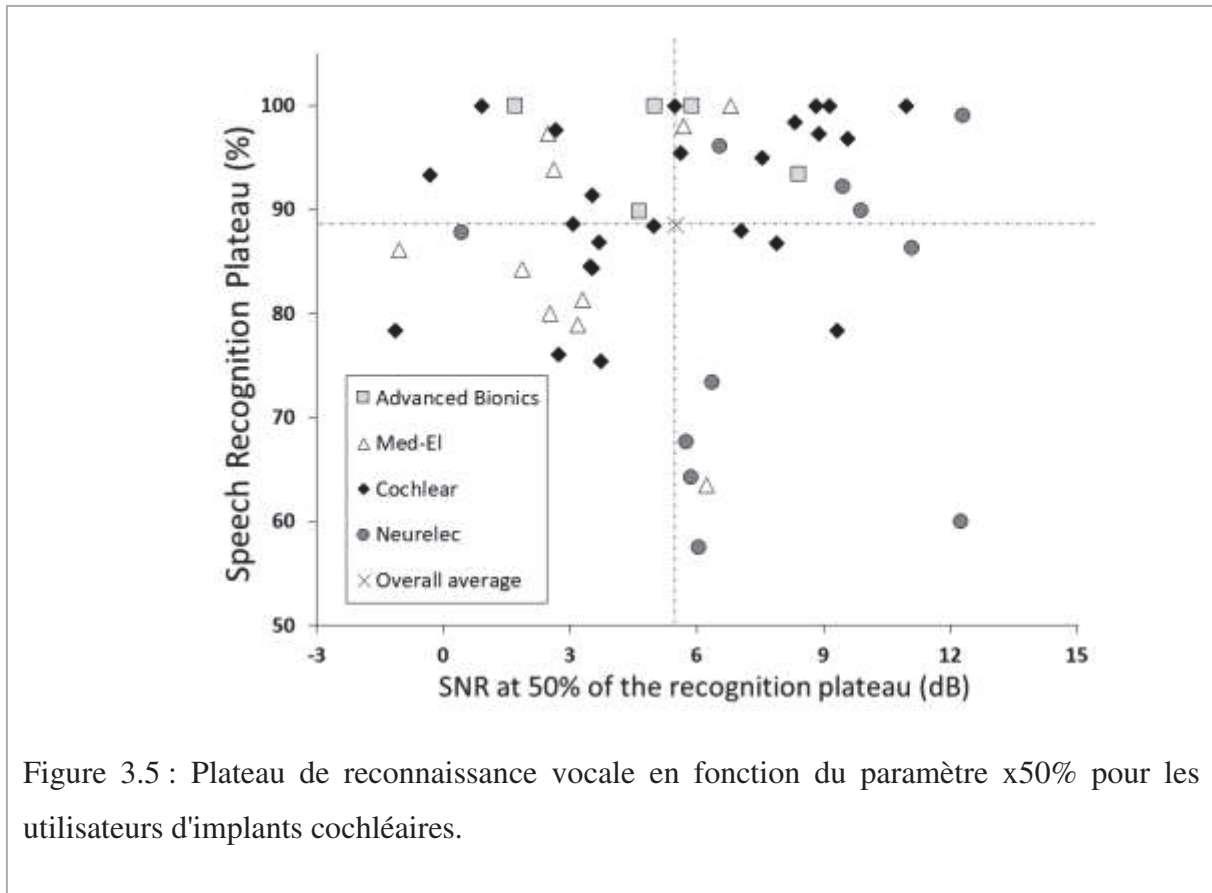


Figure 3.5 : Plateau de reconnaissance vocale en fonction du paramètre $x_{50\%}$ pour les utilisateurs d'implants cochléaires.

4. Conclusion

Les résultats obtenus en simulation avec les sujets normoentendants ont indiqué un avantage de la stratégie «Canaux fixes» dans la plage de RSB intermédiaire (de 0 à +6 dB). Cette tendance a été confirmée par l'étude des paramètres de la régression logistique. Les résultats obtenus pour les sujets implantés cochléaires n'indiquent pas d'effet la stratégie de codage sur l'intelligibilité pure mais une interaction significative entre la stratégie de codage et le RSB. Il y a cependant une amélioration de x50% à l'avantage de la stratégie «Canaux fixes».

Le diagramme de dispersion pour les quatre populations d'utilisateurs d'IC montre que, pour chaque fabricant toutes les possibilités existent, soit avec un bon plateau et un mauvais x50% ou vice versa. Toutes les situations intermédiaires ont été trouvées et les coefficients de corrélation n'étaient pas significativement différents de zéro.

Les résultats de cette expérimentation sont à prendre avec précautions, en raison de la grande dispersion des résultats chez les patients implantés cochléaires. Les simulations avec des sujets normoentendants et les tests avec les sujets implantés cochléaires donnent deux aperçus complémentaires sur les performances auditives possibles avec les deux types de stratégies de codage.

Les résultats de cette étude ont inspiré la mise en place d'un protocole afin d'évaluer l'implication de l'interaction entre les canaux dans le réglage de la stratégie de codage en fonction du niveau de bruit en présence.

Chapitre 4. Interactions entre les canaux de l'implant cochléaire, simulation chez le normoentendant.

Ce chapitre est adaptation en français d'un article qui a fait l'objet d'une publication dans la revue Journal of Clinical Medicine, section Otolaryngology ((Classement des revues : JCR – Q1 (Médecine générale et interne). Facteur d'impact : 4.241 (2019) ; Facteur d'impact sur 5 ans : 4.566 (2019)). Article original :

Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Thai-Van, H., Hermann, R., Gallego, S., & Truy, E. (2021). Word Recognition and Frequency Selectivity in Cochlear Implant Simulation: Effect of Channel Interaction. Journal of Clinical Medicine, 10(4), 679. <https://doi.org/10.3390/jcm10040679>

Un bilan intermédiaire (9 sujets) a été présenté lors de la conférence Handicap 2020 (4–6 novembre, Paris) de L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées (IFRATH).

Cette recherche a été effectuée dans le cadre d'un partenariat de recherche avec l'entreprise Neurelec/Oticon Medical. Elle a été réalisée conformément aux articles L1121-1 et suivants du Code de la Santé Publique, relatifs à la protection des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales. Elle a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Sud Est IV.

1. Résumé

La propagation de l'excitation neuronale peut produire de l'interaction entre les canaux fréquentiels de l'implant cochléaire. L'interaction perturbe la résolution spectrale et, entre autres facteurs, semble altérer la reconnaissance de la parole, en particulier dans le bruit. L'objectif principal de cette étude était de rechercher l'influence de l'interaction entre différents canaux d'un implant cochléaire sur la reconnaissance de la parole et la sélectivité fréquentielle chez des sujets adultes normoentendants soumis à un protocole de simulation d'un implant cochléaire par vocodeur. Dans cette étude, deux tests ont été réalisés avec 20 sujets adultes normoentendants sous différentes simulations vocodées. Tout d'abord, il y a eu une mesure de la reconnaissance des mots dans le bruit en faisant varier le nombre de canaux sélectionnés (4, 8, 12 ou 16 maxima sur 20) et le degré d'interaction des canaux simulés (« Faible », « Moyen » et « Fort »). Ensuite, il y a eu une évaluation de la résolution spectrale en fonction du degré d'interaction des canaux simulés, reflétée par le paramètre de Q10dB des courbes d'accord psychophysiques (CAP). Les résultats ont montré un effet significatif de l'interaction des canaux simulés sur la reconnaissance des mots mais n'ont pas trouvé d'effet du nombre de canaux sélectionnés. L'intelligibilité a diminué de manière significative pour le plus haut degré d'interaction des canaux. De même, l'interaction de canaux simulée la plus élevée a réduit de manière significative le Q10dB. De plus, une forte corrélation intra-individuelle entre la sélectivité fréquentielle et la reconnaissance des mots dans le bruit a été observée. Enfin, les changements individuels de la sélectivité en fréquence ont été positivement corrélés avec les changements de la reconnaissance des mots lorsque le degré d'interaction est passé de « Faible » à « Fort ». En conclusion, la dégradation observée pour le plus haut degré d'interaction des canaux suggère un effet de seuil sur la sélectivité fréquentielle et la reconnaissance des mots. La corrélation entre la sélectivité fréquentielle et l'intelligibilité dans le bruit soutient l'hypothèse que les CAP Q10dB peuvent expliquer la reconnaissance des mots dans certaines conditions. De plus, les variations inter-individuelles des performances observées entre les sujets suggèrent que l'interaction des canaux n'a pas le même effet sur chaque individu. Enfin, ces résultats soulignent l'importance de prendre en compte l'individualité des sujets et d'évaluer l'interaction des canaux par le biais du processeur vocal.

2. Matériel et méthodes

2.1. Sujets

Vingt personnes adultes de langue maternelle française (10 femmes, 10 hommes) âgées de 19 à 40 ans (moyenne = 26,3 ans, écart-type = 6,4 ans) ont participé à l'étude. De la même façon que dans l'étude précédente, les sujets inclus n'ont pas signalé d'antécédents médicaux significatifs et une audiométrie tonale liminaire oreilles séparées a été effectuée au préalable, afin de vérifier leur audition. Tous les sujets ont été pleinement informés des objectifs et des procédures de l'étude et ont donné leur consentement écrit avant le recueil des données.

2.2. Equipements

Les tests se sont déroulés dans une cabine audiométrique insonorisée selon la norme ISO 8253-1 :2010. Les stimuli ont été générés par un ordinateur portable connecté à une carte son externe M-Track MkII et ils ont été présentés aux sujets à l'aide d'un casque audiométrique standard TDH39. Les niveaux sonores ont été contrôlés par un audiomètre clinique Madsen Orbiter922.

2.3. Vocodeur et synthèse des signaux acoustiques

Les algorithmes de traitement du signal ont été implémentés dans MATLAB (MathWorks, Natick, MA). Un vocodeur à 20 canaux a été programmé pour imiter le traitement du signal d'un processeur type Saphyr® neo utilisant une stratégie Crystals. Ce type de processeur et de stratégie de codage appartiennent à la marque Oticon Medical / Neurelec (Oticon Medial, Vallauris, France). Bien que ce processeur date des années 2010, il est encore couramment utilisé par les patients implantés cochléaires. Un diagramme illustre les étapes de traitement du signal dans la figure 4.1.

Le code informatique que nous avons écrit a été développé sous la forme d'une fonction définie de la manière suivante :

```
function [Son] = vocoder_nofm_neurelec(Signal,Fe,Nofm,Sine_Noise)
```

Variables d'entrée :

- Signal : signal d'entrée
- Fe : fréquence d'échantillonnage du signal d'entrée, entier en Hz
- Nofm : nombre de maxima, entier de 1 à 20
- Sine_Noise : chiffre indiquant le type de porteuse
 - 1. Sinusoïde ;
 - 2. « Noise band » interaction « Faible » ;
 - 3. Interaction « Moyenne » ;
 - 4. Interaction « Forte ».

Variables de sortie :

- Son : signal vocodé, échantillonnage 44100 Hz, quantification 16 bits

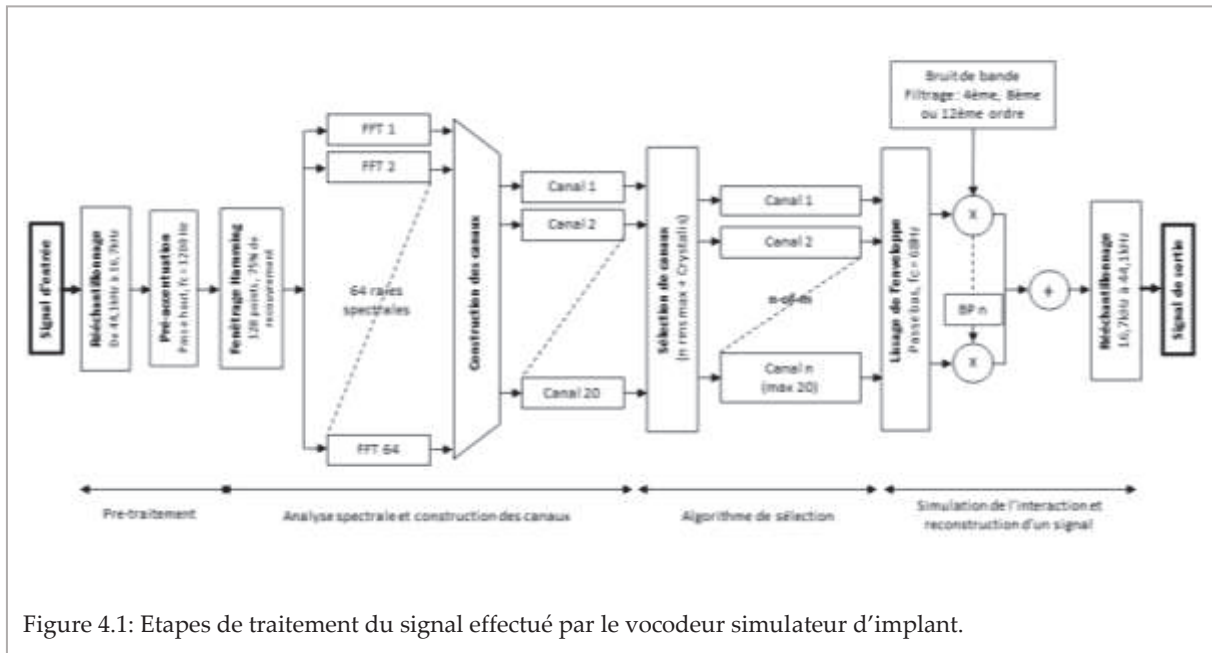


Figure 4.1: Etapes de traitement du signal effectué par le vocodeur simulateur d'implant.

Dans un premier temps, les signaux sont ré-échantillonnés à 16667 Hz pour correspondre à la fréquence d'échantillonnage des processeurs Saphyr® neo. Les fichiers audios les plus communs (issus de CD ou utilisant le format .wav) étant échantillonnés à 44,1 kHz, un sous-échantillonnage est donc nécessaire. Il est à noter que, selon le théorème de Nyquist-Shannon, le sous-échantillonnage induit un repliement de spectre (Smith, 1997). Ici nous avons utilisé la fonction *resample* du logiciel MATLAB qui intègre cette problématique et effectue automatiquement un filtrage dit « anti-repliement » pour minimiser la distorsion.

Ensuite, un filtre de préaccentuation est appliqué au signal. C'est un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure se trouve autour de 1200 Hz (Figure 4.2). Le filtre utilisé est un filtre à réponse impulsionnelle infinie (RII) dont les coefficients ont été fournis par Oticon Medical. Pour rappel l'équation aux différences caractéristique d'un filtre numérique RII est la suivante :

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k \times x[n - k] - \sum_{k=1}^M a_k \times y[n - k]$$

Le filtre de préaccentuation compense la perte d'énergie dans les hautes fréquences du spectre à long terme de la parole. Les voyelles qui représentent les composantes « basses » fréquences sont plus intenses, la préaccentuation va rehausser la représentation des consonnes qui constituent la partie « hautes » fréquences.

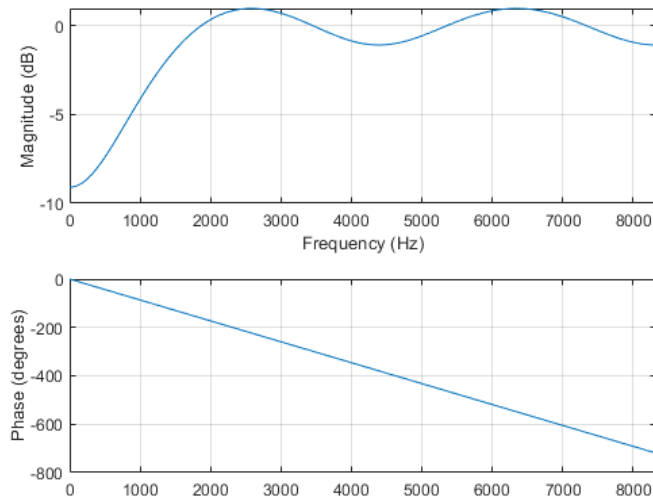


Figure 4.2: réponses en fréquence du filtre de préemphasis calculé au laboratoire grâce aux coefficients de filtrage RII fournis par l'entreprise Oticon Medical.

Afin d'analyser les variations des composantes spectrales au cours du temps, le simulateur effectue une transformée de Fourier à fenêtre glissante dite « transformée à court terme ». Le signal est d'abord découpé temporellement par une fenêtre de Hamming de 128 échantillons ($128/16667 = 7,7$ ms) avec un recouvrement temporel de 75%, ce qui donne un intervalle inter-trame d'environ 1,9 ms (fréquence d'analyse ~ 500 Hz). Le choix du type de fenêtre, sa largeur et le taux de recouvrement est un compromis entre la distorsion créée par le découpage, la résolution temporelle et la résolution fréquentielle de l'analyse. Une fenêtre « large » aura une bonne résolution fréquentielle au détriment de la précision temporelle et inversement pour une fenêtre « étroite ». Les paramètres de fenêtrage des aides auditives sont donc choisis par les fabricants afin d'être adaptés aux caractéristiques temporelles et fréquentielles des sons de parole (timbre de voix, composition spectrale des phonèmes et variations rapides au cours du temps).

Puis une transformée de Fourier rapide (Fast Fourier Transform - FFT) est appliquée sur chaque fenêtre, donnant un spectre positif « utile » de 64 raies (la partie négative du spectre étant en miroir). L'analyse est ensuite restreinte autour des fréquences caractéristiques de la parole comprises entre 195 et 8008 Hz (par pas de $16667/128 = 130,2$ Hz). Les deux premières et les deux dernières raies sont rejetées et les 60 restantes sont réparties selon une fonction Lin/Log conformément à la physiologie de l'oreille dans les 20 canaux d'analyse.

Tableau 4.1. Caractéristiques des filtres d'analyse et des filtres de synthèse du vocodeur.

Canal	Coupure basse (Hz)	Coupure haute (Hz)	Fréquence centrale (Hz)	Raies	Bande passante (Hz)	Equivalent Rectangular bandwidth (Hz)
20	195	326	261	1	131	53
19	326	456	391	1	130	67
18	456	586	521	1	130	81
17	586	716	651	1	130	95
16	716	846	781	1	130	109
15	846	977	912	1	131	123
14	977	1107	1042	1	130	137
13	1107	1237	1172	1	130	151
12	1237	1367	1302	1	130	165
11	1367	1497	1432	1	130	179
10	1497	1758	1628	2	261	200
9	1758	2018	1888	2	260	228
8	2018	2409	2214	3	391	264
7	2409	2799	2604	3	390	306
6	2799	3451	3125	5	652	362
5	3451	4102	3777	5	651	432
4	4102	4883	4493	6	781	510
3	4883	5794	5339	7	911	601
2	5794	6836	6315	8	1042	706
1	6836	8008	7422	9	1172	826

Pour chaque canal, la valeur moyenne quadratique (ou Root Mean Square - RMS) des composantes de la FFT sont calculées. Dans chaque trame temporelle, les règles de sélection suivantes (n-of-m) sont appliquées : premièrement, seuls les "n" canaux ayant la valeur RMS la plus élevée sont conservés (les autres sont mis à zéro). Deuxièmement, les canaux restants sont comparés à la valeur RMS maximale et ceux ayant une amplitude inférieure à RMS_{max} moins 45 dB sont annulés, conformément à la stratégie développée par Oticon Medical / Neurelec.

Après l'étape de sélection, les enveloppes temporelles (variations d'amplitude en fonction du temps) sont reconstruites dans chaque canal en modulant des fenêtres de Hamming avec les valeurs RMS et en utilisant une procédure « overlap and add » (75% de chevauchement). C'est l'égalité de Parseval qui lie la moyenne quadratique des composantes spectrales à l'amplitude du signal temporel. Un filtre passe bas (Butterworth, 2eme ordre) de fréquence de coupure $f_c = 65$ Hz (demi pas fréquentiel) effectue le lissage final des enveloppes.

Afin de recréer un signal acoustique, on attribue à chaque canal un bruit à bande étroite ou une sinusoïde (porteuse) correspondant à la fréquence centrale du canal. Les enveloppes temporelles sont alors utilisées pour moduler l'amplitude des porteuses. C'est au moment de la création des signaux porteurs que la simulation des interactions intervient (Figure 4.4). Les bruits à bande étroite sont créés à partir du filtrage (filtres Butterworth) d'un bruit blanc gaussien en respectant la bande fréquentielle de chaque canal (Tableau 4.1). L'interaction est simulée par un filtrage plus ou moins sélectif qui provoque des chevauchements fréquents entre les porteuses (Figure 4.3). Trois degrés d'interaction sont simulés. Un filtrage d'ordre 12 simule une interaction « Faible » (atténuation de -72 dB/octave dans les bandes atténuées), un filtrage d'ordre 8 simule un niveau « Moyen » (-48 dB/oct) et un filtrage d'ordre 4 simule un niveau « Fort » (-24 dB/oct).

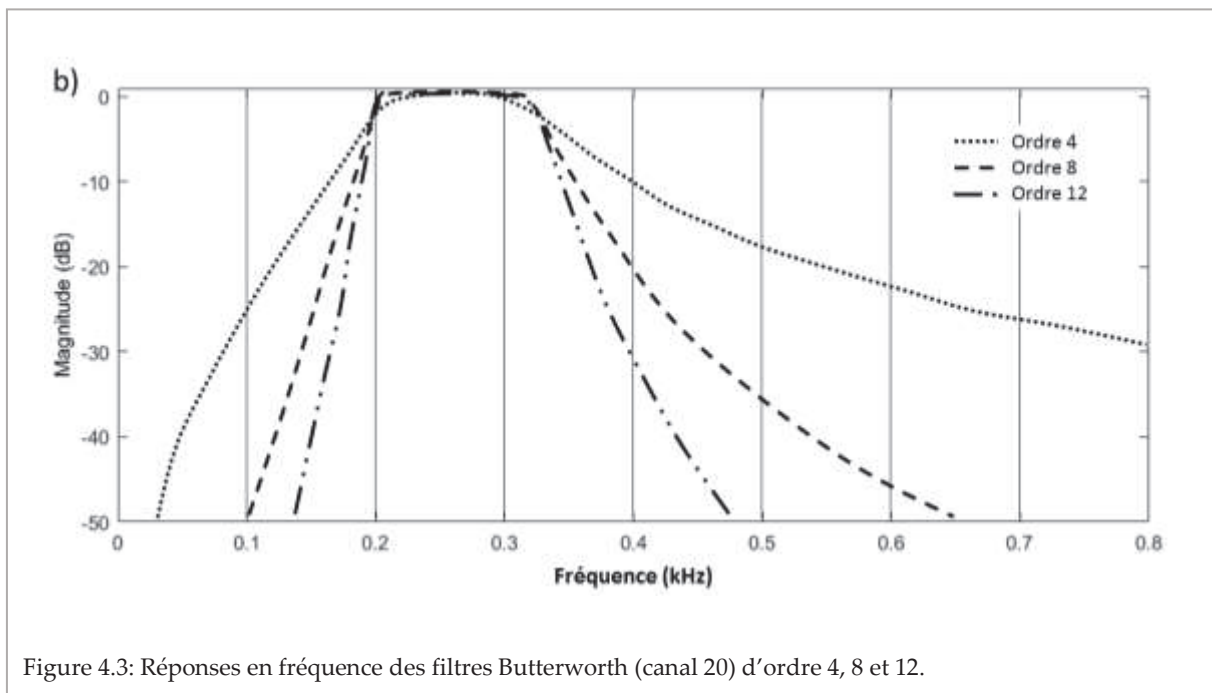


Figure 4.3: Réponses en fréquence des filtres Butterworth (canal 20) d'ordre 4, 8 et 12.

Enfin, lorsque les porteuses ont été modulées, elles sont additionnées et l'énergie du signal de sortie est égalée à l'énergie du signal d'entrée et, si nécessaire, normalisée (amplitude restreinte entre +1 et -1) pour éviter l'écrêtage des pics. Une fois le processus terminé, le signal est rééchantillonné à 44,1 kHz afin de pouvoir être facilement joué par un lecteur multimédia et/ou gravé sur CD.

2.4. Audiométrie vocale dans le bruit

Comme dans l'expérimentation précédente avec des sujets normoentendants, les stimuli ont été diffusés sur l'oreille droite à travers un casque d'audiométrie clinique. Les pistes audio ont été diffusées à 65 dB SPL. L'unité d'erreur est la syllabe. Ici, une combinaison de trois conditions a été attribuée à chaque liste de Fournier pour obtenir au final 36 listes vocodées.

- RSB : -3, 3 et 9 dB
- Nombre de maxima : 4, 8, 12 et 16 (sur 20)
- Interaction: « Faible » (-72dB/oct), « Moyenne » (-48dB/oct), « Forte » (-24dB/oct).

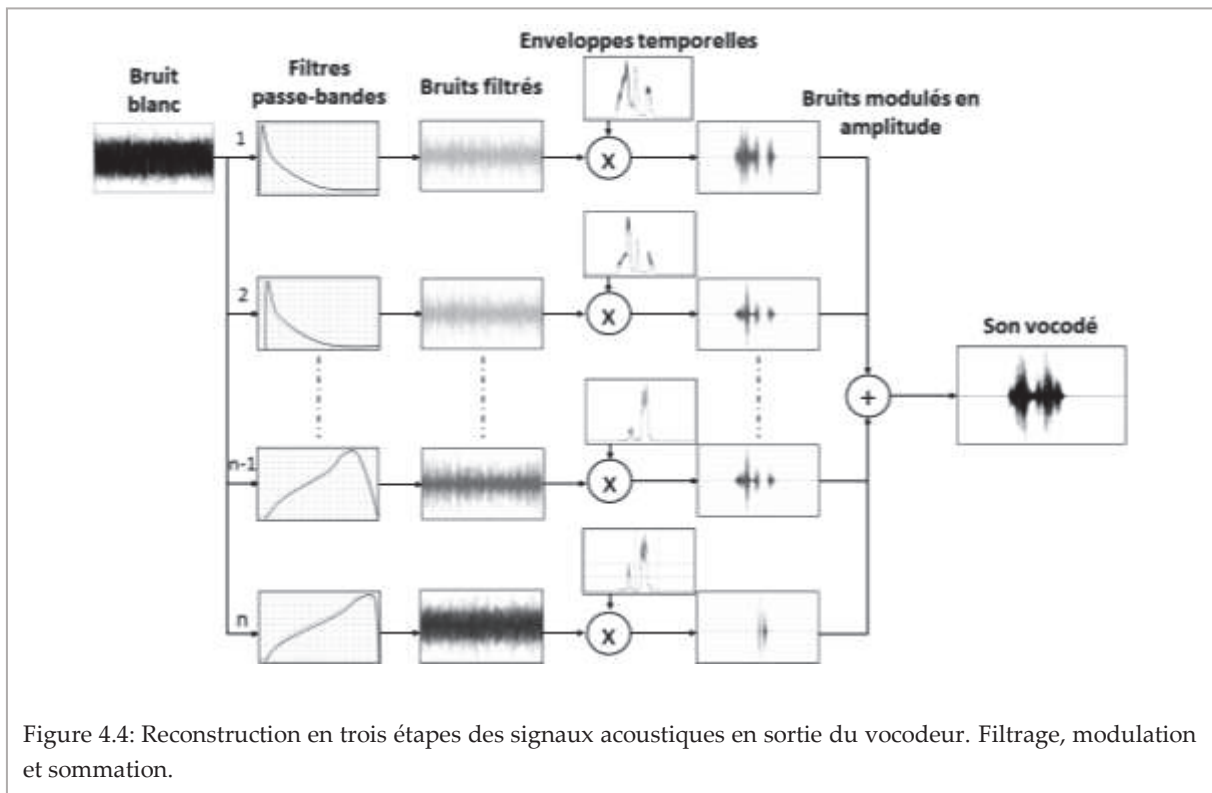


Figure 4.4: Reconstruction en trois étapes des signaux acoustiques en sortie du vocodeur. Filtrage, modulation et sommation.

2.5. Sélectivité fréquentielle

2.5.1. Stimuli

Nous avons choisi les stimuli afin de reproduire cette expérience avec des implantés cochléaires. Nous avons donc déterminé avec un implant cochléaire Digisonic SP les plages de fréquences qui n'activent qu'une seule électrode à la fois (les "bandes d'activation"), pour être sûrs que la stimulation ne se produira que sur l'électrode ciblée (Tableau 4.2). Nous avons travaillé par pas de 1 Hz. Les fréquences qui n'activaient qu'une seule électrode (indépendamment de la charge délivrée) ont été répertoriées. Les sons ont été diffusés à un processeur Saphyr® SP via un câble auxiliaire et l'interface Digispy fournie par Oticon Medical a permis de relever l'activation des électrodes (Figure 4.5). Un script MATLAB générait les sons purs pendant 3 secondes et la carte son était réglée sur un volume de 100%. Les niveaux étaient ajustés à 50% de la dynamique de stimulation à l'aide de la molette de volume du câble auxiliaire. Les paramètres du processeur sont indiqués dans le tableau 4.3. L'interface physique Digispy est un boîtier USB qui contient un implant modifié qui est relié à une chaîne de mesure. Un logiciel dédié permet entre autres de visualiser l'activation des électrodes sur un égaliseur graphique qui affiche la durée des impulsions pour chaque électrode.

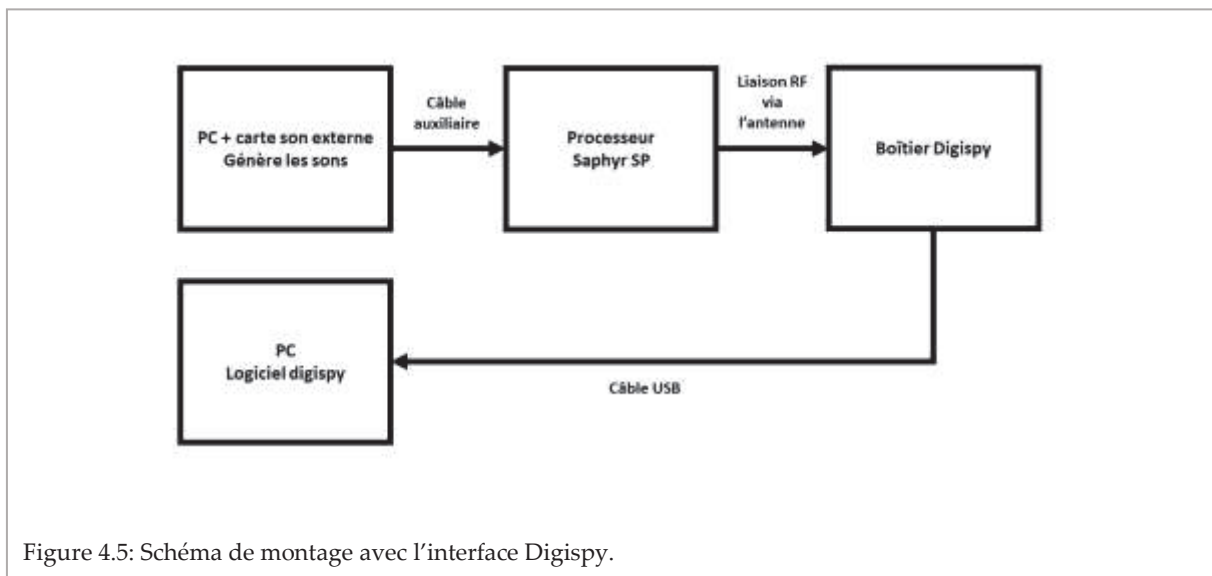


Figure 4.5: Schéma de montage avec l'interface Digispy.

Les stimuli utilisés pour obtenir les courbes d'accords psychoacoustiques avec les sujets, les sons étaient présentés à l'oreille droite. Grâce à un programme codé avec MATLAB, les stimuli étaient générés et les niveaux sonores étaient adaptés en fonction des réponses données par le sujet. La fréquence de référence a été réglée sur $f_p = 2226$ Hz, qui est la fréquence centrale de la « bande d'activation » du 8ème canal. Les masques correspondaient aux canaux 11 à 5, $f_m = 1440,5, 1637, 1898,5, 2226, 2619, 3143$ et 3798 Hz (Tableau 4.2). Le masqueur de 110 ms et la référence de 20 ms ont été fenêtrés par des rampes de 4 ms en cosinus carré avant d'entrer dans le vocodeur et ils ont été fenêtrés à nouveau après le traitement du signal afin de garantir l'absence d'artefacts temporels. Trois courbes d'accord ont été établies pour chaque sujet (une pour chaque niveau d'interaction : « Faible », « Moyenne » et « Fort »). Les stimuli ont donc été obtenus en présentant des sons purs courts à l'entrée du vocodeur. Cela équivaut à mesurer des courbes d'accords psychoacoustiques avec des bruits à bande étroite plus ou moins sélectifs.

Tableau 4.2. Fréquences « d'activation » hautes et basses mesurées pour chaque canal de l'implant Digisonic SP. Fréquence centrale de la bande « d'activation ».

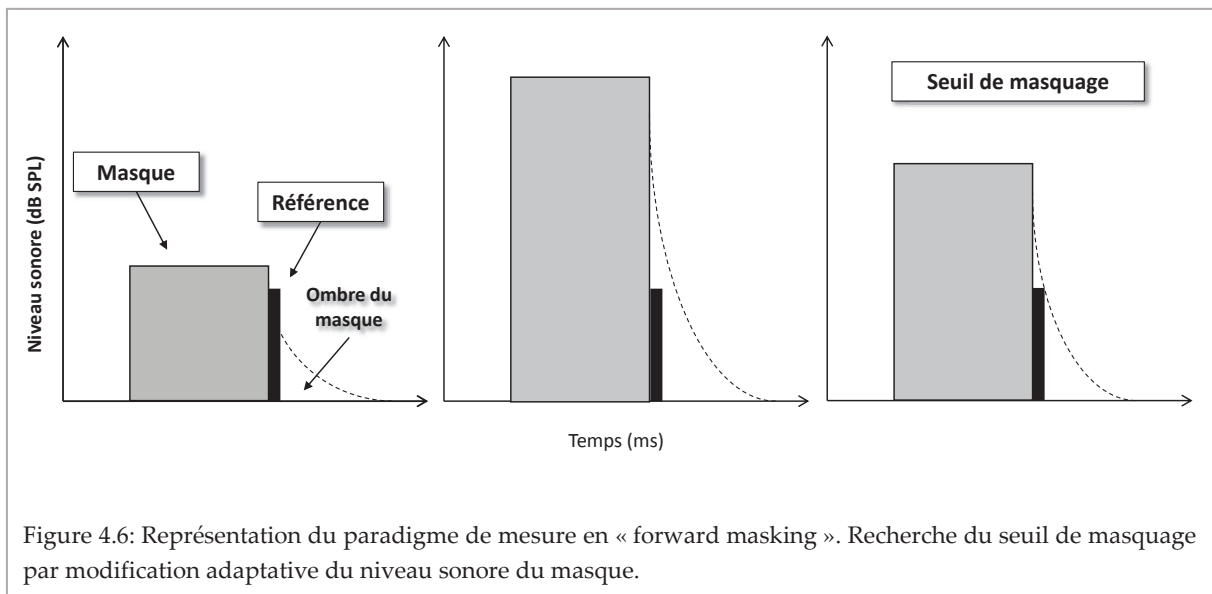
Canal	Fréquence d'activation basse (Hz)	Fréquence d'activation haute (Hz)	Fréquence centrale de la bande (Hz)
11	1438	1443	1441
10	1569	1705	1637
9	1830	1967	1899
8	2092	2360	2226
7	2485	2753	2619
6	2878	3408	3143
5	3533	4063	3798

Tableau 4.3. Réglages utilisés lors la mesure des bandes « d'activation ».

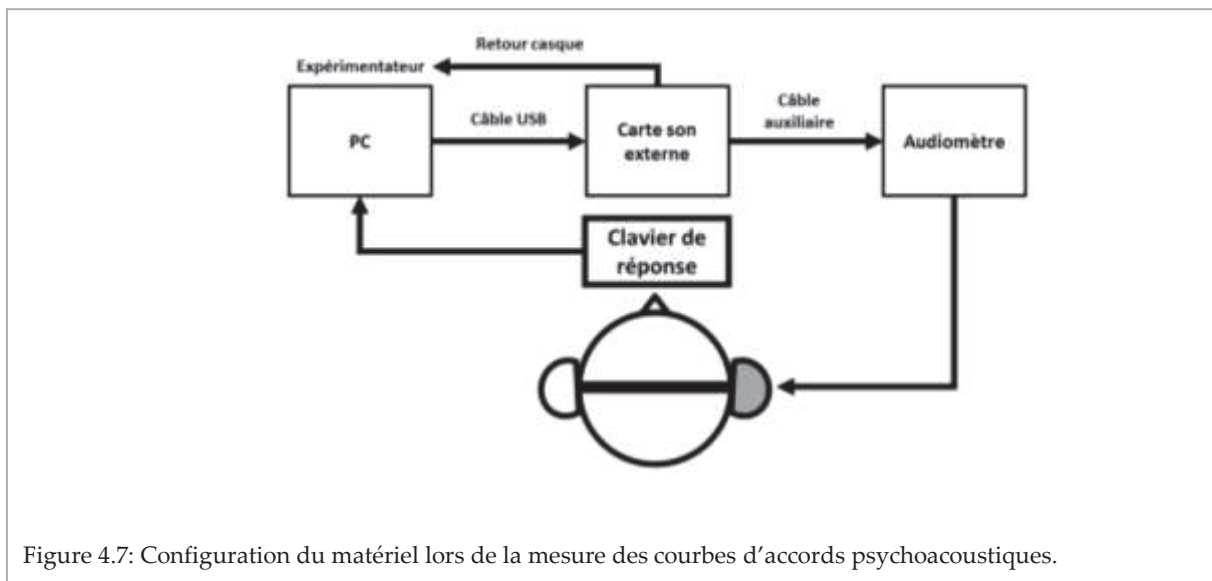
Paramètre	Valeur
Min. Stim	9 ns
Max. Stim	52 ns
Stratégie	Crystalis XDP
Stimulation	500 Hz
Maxima	16
Compression	Linéaire (personnalisé)
IDR	26 - 105 dB SPL
Audio input	Auxiliaire seulement (0 dB Gain)

2.5.2. Procédure

Une courte période d'entraînement était effectuée avant le test réel pour s'assurer que le sujet comprenait les instructions et pouvait entendre et identifier la fréquence de référence au début de chaque tâche. La mesure s'effectue suivant un paradigme séquentiel en « forward masking » avec un son masquant de 110 ms puis sans délai le son de référence de 20 ms. Le protocole commence avec la détermination des seuils de perception et des seuils maximum de confort afin d'établir la dynamique auditive du sujet. Ces mesures ont été répétées avant chaque passage, car les stimuli changeaient en fonction de l'interaction simulée. Nous avons utilisé la méthode adaptative « 3IFC », choix forcés à trois intervalles, afin de mesurer les seuils de masquage. Trois sons étaient présentés au sujet (un par intervalle) et il lui était demandé de repérer celui qui contenait à la fois le masque et le son de référence (1ère, 2ème ou 3ème position). Les deux autres intervalles comportaient uniquement le masque (Figure 4.6). Un clavier déporté était placé devant le sujet afin qu'il puisse donner sa réponse manuellement (Figure 4.7). L'adaptation du niveau du masque suivait un paradigme « 2Up 1Down », c'est-à-dire que le niveau sonore du masque était augmenté d'un pas lorsque le sujet identifiait 2 fois consécutives l'intervalle contenant le son de référence et il était diminué d'un pas dès que le sujet faisait une erreur (Levitt, 1971).



Le niveau de la fréquence de référence a été fixé à 20 % de la dynamique auditive du sujet. Le niveau sonore du masqueur était modifié de manière adaptative à partir d'un niveau de 10 dB au-dessus du seuil de perception et d'un échelon de 4 dB pour les trois premiers renversements, ramené à 2 dB pour les renversements trois à six, et à 1 dB pour les six derniers. La tâche était stoppée au bout de 12 renversements et le seuil masqué était défini en dB SPL comme le niveau moyen du masqueur sur les 6 dernier renversements. Une étude pilote de validation de notre algorithme adaptatif a fait l'objet d'une présentation lors du congrès « JCJC, Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs, Paris 2019 » (Cucis et al., 2019).



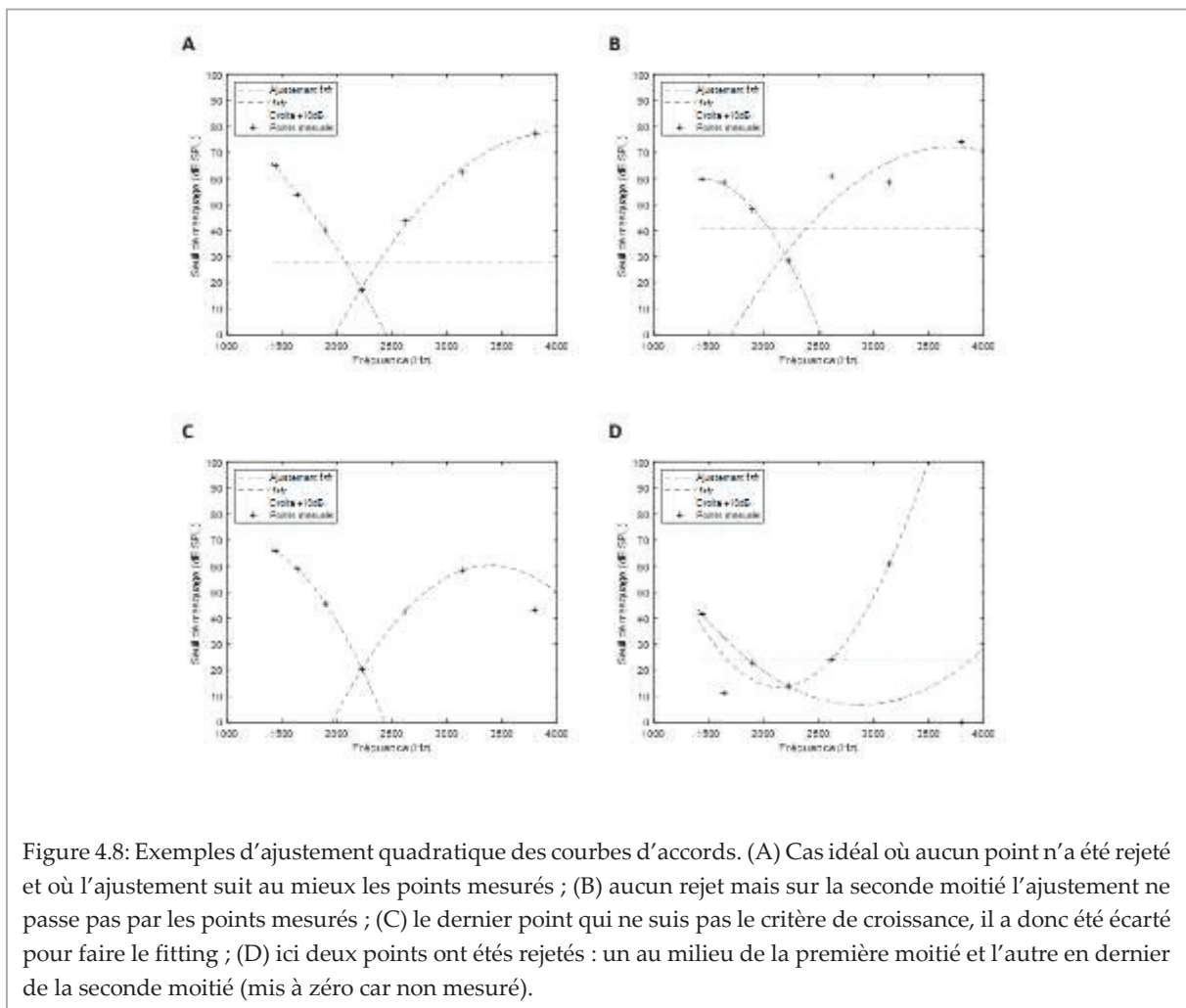
2.6. Analyse et traitement des données

2.6.1. Ajustement des courbes d'accords et calcul du Q_{10dB}

L'ajustement des courbes d'accords et le calcul des Q_{10dB} ont été effectués grâce à un programme qui a été codé sous Matlab (Figure 4.8). Chaque courbe d'accord a été ajustée avec deux fonctions carrées, une à droite et une à gauche autour de la fréquence de référence (R^2 : Moyenne = 0,980 ; écart-type = 0,037 ; min = 0,778 ; max = 1,00). Les pentes des deux côtés étaient considérées comme monotones, donc si un seuil masqué ne suivait pas cette règle avec une déviation supérieure à 10 dB, il n'était pas pris en compte pour la régression. En suivant cette règle, la fonction d'ajustement typique prenait en compte les sept seuils de masquage, sauf pour trois sujets : S04 (6 points pour la courbe « Faible » et 5 points pour la courbe « Moyen »), S07 (6 points, écart « Moyen ») et S19 (6 points, écart « Faible »). De plus, S16 n'a pas réussi à effectuer le test et les courbes d'accords psychoacoustiques n'ont pas pu être établies. Les résultats ont donc été analysés pour 19 sujets (sur 20).

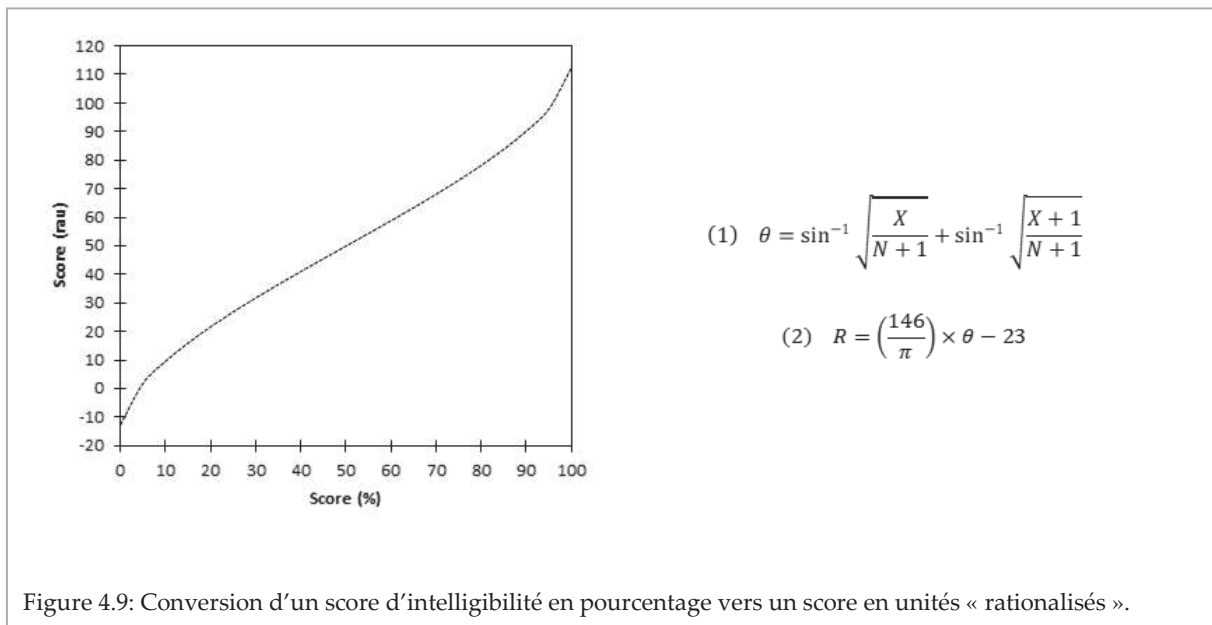
À partir des courbes d'accords psychoacoustiques ajustées, nous avons ensuite caractérisé l'interaction des canaux en utilisant le Q10dB. La figure 4.5 illustre plusieurs cas particuliers que nous avons rencontré durant l'analyse. Le Q10dB est calculé en divisant la valeur de la fréquence de référence par la bande passante de la courbe à 10 dB au-dessus du niveau de la pointe ($Q10dB = 2226/BP10dB$). Les principales étapes de l'algorithme de traitement sont les suivantes :

- Le programme sépare les points en deux sous-groupes : inférieur et supérieur à la fréquence de référence (référence comprise dans les deux sous-ensembles, contenant donc chacun quatre points).
- Vérifie que chaque sous-ensemble suit bien une pente monotone. Les points ne suivant pas cette règle sont évincés.
- Fait une régression quadratique de chaque côté avec les valeurs qui ont été conservées.
- Cherche le point d'intersection entre les deux courbes pour identifier le seuil de masquage le plus bas de la courbe d'accord.
- Cherche le point d'intersection de chacune des deux courbes de régression avec la droite horizontale qui passe 10dB au-dessus de la valeur la plus basse. L'intervalle de fréquence entre ces deux points d'intersection correspond à la bande passante à 10dB (BP10dB).
- Enfin, calcule le Q10dB grâce à la formule citée précédemment.



2.6.2. Transformation en arcsinus des scores d'intelligibilités

Avant l'analyse, les scores d'intelligibilité ont été traités avec une transformée en arc sinus comme préconisé par Studebaker pour l'analyse des pourcentages d'intelligibilité (Studebaker, 1985). Cette conversion permet des analyses statistiques plus appropriées et minimise les effets de plancher et de plafond. En effet, il est courant d'avoir recours aux transformées lorsqu'on veut analyser des scores d'intelligibilités exprimés en pourcentage. La transformée en arc sinus ajuste l'échelle des pourcentages de telle sorte que les scores soient normalement distribués autour de leurs valeurs moyennes, notamment pour les valeurs intermédiaires. De plus, elle ajuste les scores de façon à homogénéiser les variances. Ces changements contribuent à satisfaire les hypothèses et conditions pour pratiquer la plupart des analyses statistiques communes en audiologie (Sherbecoe & Studebaker, 2004). Pour passer d'un score à l'autre, il faut suivre deux étapes. Une première étape (1) où on calcule θ , un « score » en radian. Puis une seconde étape (2) où on calcule R, le score en unités « rationalisés » (« rau » pour « rationalized arcsine unit »). Avec X le nombre de réponses correctes et N le nombre d'items dans la série (Figure 4.9).



2.6.3. *Analyses statistiques*

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide des logiciels XLSTAT et RStudio. Les scores de reconnaissance (rau) ont été évalués par une ANOVA à mesures répétées en utilisant des modèles linéaires mixtes. Nous avons pris en compte trois facteurs d'intérêt : RSB (9 dB, 3 dB, et -3 dB RSB), le nombre de maxima (4, 8, 12, et 16 sur 20) et le niveau d'interaction (« Faible » : filtrage passe bande à -72 dB/octave, « Moyen » : -48 dB/octave, « Fort » : -24 dB/octave), et enfin le sujet comme facteur aléatoire. Ensuite, des comparaisons deux à deux ont été effectuées avec des tests t bilatéraux en échantillons appariés. Ici les seuils de significativité ont été ajustés en fonction de la correction de Bonferroni.

Pour le Q10dB, une ANOVA à mesures répétées, et des tests t ont été effectués pour déterminer s'il y avait des différences significatives pour les trois degrés d'interaction simulés. Une corrélation linéaire a été mesurée entre les scores moyens d'intelligibilité (en RAU, calculés sur l'ensemble des RSB) et le Q10dB (3 points par sujet, un pour chaque niveau d'écart d'excitation). Pour tenir compte des mesures répétées chez les mêmes sujets, nous avons effectué des corrélations à mesures répétées en utilisant le paquet rmcrr dans R. La corrélation à mesures répétées permet de déterminer des associations intra-individuelles pour des mesures appariées faites avec plusieurs individus. Ainsi elle prend en compte l'appariement des observations pour chaque sujet contrairement à une corrélation simple qui considère chaque point comme étant indépendant. Le paquet implémenté pour R estime une pente de régression commune à tous les individus. (Bakdash & Marusich, 2017). Enfin, pour chaque sujet, nous avons comparé l'évolution de la reconnaissance moyenne des syllabes dans le bruit (moyenne des scores mesurés sur l'ensemble des RSB) en fonction de l'évolution de Q10dB lorsqu'on passe du degré d'interaction « Faible » à « Fort ». Une corrélation de Spearman a été effectuée entre ces variables.

3. Résultats

3.1. Reconnaissance dans le bruit

Les scores de reconnaissance sont affichés sous forme de pourcentages pour faciliter l'interprétation. Les analyses statistiques ont été effectuées sur les scores en RAU comme décrit ci-dessus. Les scores en RAU allaient de -12,78 à 112,78 RAU, ce qui correspond à des scores de reconnaissance de 0 à 100 %, respectivement. La figure 4.10 présente un aperçu des données. Les résultats sont divisés en trois graphiques, un pour chaque RSB, et organisés de manière à faciliter la visualisation et l'interprétation.

L'analyse de variance a révélé un effet principal significatif de :

- Niveau d'interaction : $F(2, 677) = 23,80, p < 0,0001$,
 - Et du RSB : $F(2, 677) = 999,32, p < 0,0001$,
 - Pas d'effet du Nombre de Maxima : $F(3, 677) = 0,60, p = 0,61$.
- De plus, les interactions entre les facteurs n'étaient pas significatives :
- Écart d'excitation \times Nombre de maxima : $F(6, 677) = 0,75, p = 0,61$,
 - Écart d'excitation \times RSB : $F(6, 677) = 0,18, p = 0,95$,
 - Nombre de Maxima \times RSB : $F(6, 677) = 0,75, p = 0,61$.

Les pourcentages de reconnaissance moyens pour chaque facteur sont présentés dans la figure 4.11 et le tableau 4.4. On peut voir que les scores moyens en fonction du nombre de maxima sont stables autour de 50%.

Les scores moyens sur l'ensemble des RSB vont d'environ 11 % à -3 dB RSB à 83% à 9 dB RSB. Et les trois comparaisons deux à deux étaient significatives (tests t, $p < 0,0001$).

Enfin, les comparaisons post-hoc ont révélé une diminution significative des scores moyens pour le niveau d'interaction « Fort » par rapport aux niveaux « Faible » et « Moyen » (d'environ 50% d'intelligibilité à 43%). Les tests post hoc ont révélé que le score moyen pour un niveau « Fort » était différent des deux autres (« Faible » contre « Fort » : $p < 0,0001$; « Moyen » contre « Fort » : $p < 0,0001$; « Faible » contre « Moyen » : $p = 0,43$).

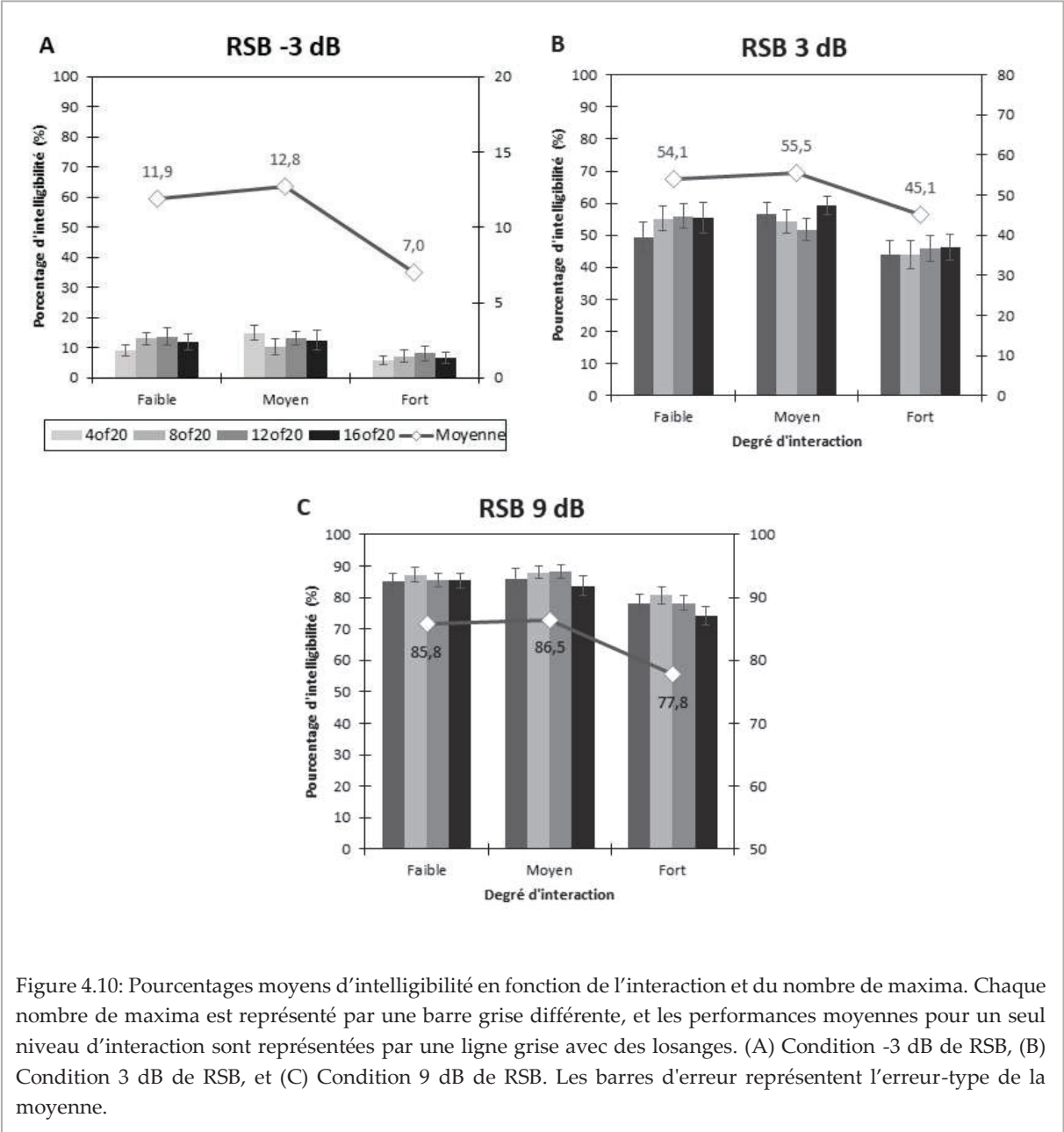


Figure 4.10: Pourcentages moyens d'intelligibilité en fonction de l'interaction et du nombre de maxima. Chaque nombre de maxima est représenté par une barre grise différente, et les performances moyennes pour un seul niveau d'interaction sont représentées par une ligne grise avec des losanges. (A) Condition -3 dB de RSB, (B) Condition 3 dB de RSB, et (C) Condition 9 dB de RSB. Les barres d'erreur représentent l'erreur-type de la moyenne.

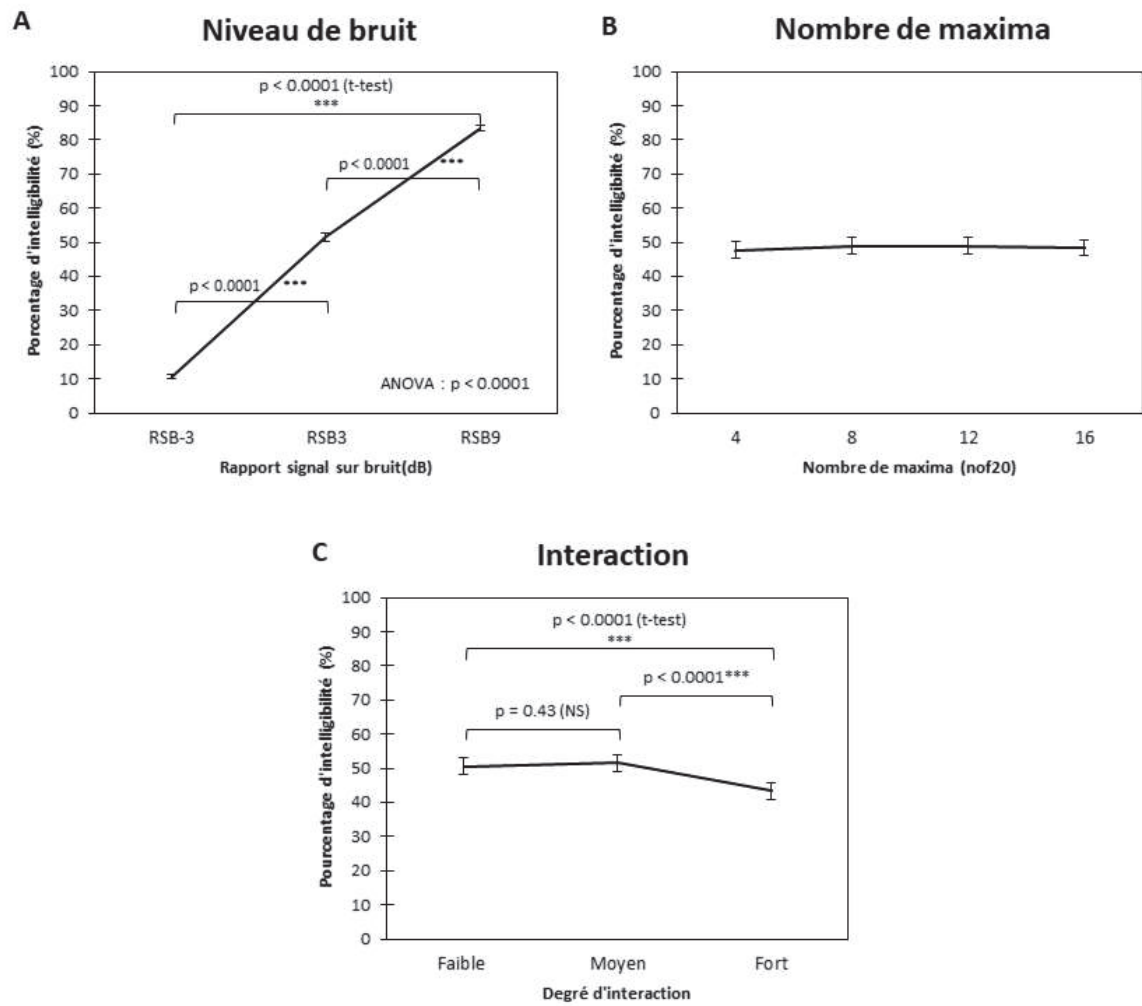


Figure 4.11: Résultats de l'ANOVA à mesures répétées et résultats des comparaisons 2 par 2 (tests t de Student). (A) Pourcentages d'intelligibilités moyens sur l'ensemble des RSB. (B) Moyennes sur le nombre de maxima. (C) Moyennes sur les degrés d'interaction simulés. Les barres d'erreur représentent l'erreur-type de la moyenne.

Tableau 4.4. Pourcentage d'intelligibilités moyens.

Facteur	Variation	Unité	Moyenne	Ecart-type	
RSB	RSB-3	%	10,58	10,79	
		rau	6,46	16,11	
	RSB3	%	51,50	18,60	
		rau	51,35	17,88	
	RSB9	%	83,38	12,38	
		rau	84,86	16,24	
Nombre de Maxima	4-of-20	%	47,67	33,36	
		rau	47,14	36,68	
	8-of-20	%	48,89	33,72	
		rau	47,90	36,87	
	12-of20	%	49,00	32,50	
		rau	48,10	35,18	
	16-of-20	%	48,39	32,62	
		rau	47,10	36,10	
	Degré d'interaction	Faible	%	50,63	33,34
			rau	50,12	36,22
		Moyen	%	51,54	33,04
			rau	51,10	36,45
Fort		%	43,29	32,17	
		rau	41,45	35,41	

3.2. Courbes d'accords psychoacoustiques

Les courbes d'accords psychoacoustiques individuelles et moyennes sont affichées dans la figure 4.12 (seuil de masquage en dB SPL fonction de la fréquence du masqueur en Hz). Le tableau 4.5 donne un aperçu des résultats. Tout d'abord, en examinant la forme des courbes d'accords psychoacoustiques, nous pouvons constater qu'il existe une hétérogénéité notable entre les sujets. De plus, cette hétérogénéité semble être plus importante pour les fréquences supérieures à la fréquence de référence ($f < f_r$), avec des écarts-types d'environ 18, 12 et 10 dB SPL contre environ 7, 9 et 8 dB SPL pour les fréquences inférieures à la fréquence de référence ($f > f_r$). Enfin, le niveau d'interaction « Fort » semble aplatir la courbe, tandis que les niveaux d'interaction « Faible » et « Moyen » donnent des formes très similaires.

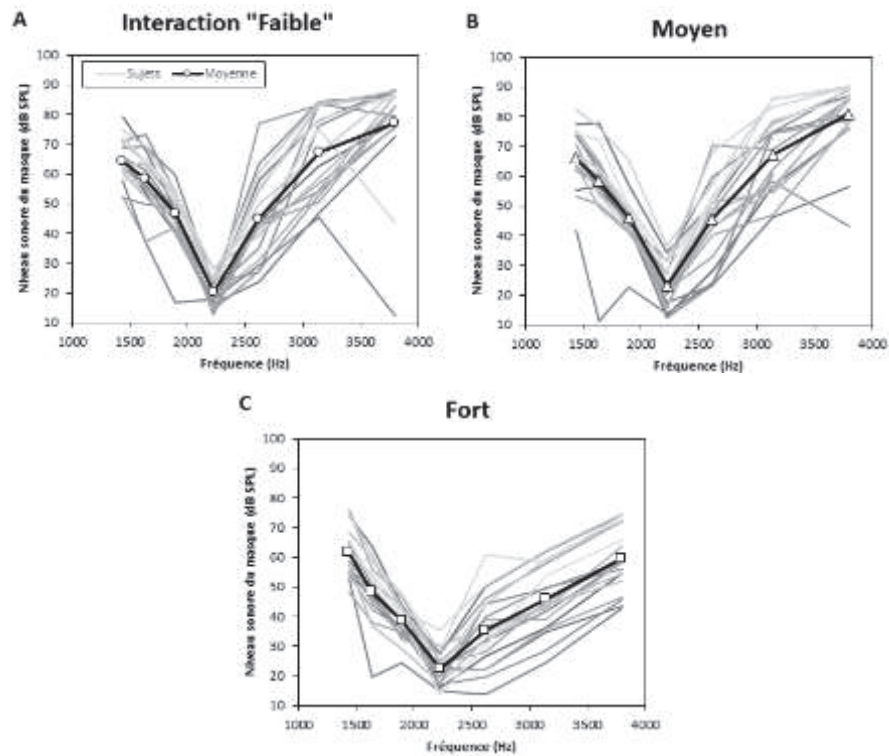


Figure 4.12: Courbes d'accord psychoacoustiques mesurées. Seuils de masquage (en dB SPL) en fonction de la fréquence du masque ($f_m = 1440,5, 1637, 1898,5, 2226, 2619, 3143$ et 3798 Hz). Chaque sujet est représenté par une courbe grise différente et la courbe moyenne est en noir avec des points blancs. (A) Courbe d'accord pour le degré d'interaction « Faible ». (B) degré « Moyen ». (C) degré « Fort ».

Ces changements de forme ont eu un impact sur les valeurs de Q10dB comme nous pouvons le voir sur la figure 4.13. En effet, le Q10dB moyen pour l'interaction « Faible » était d'environ 8, pour le niveau « Moyen » autour de 7, et une diminution notable pour le niveau « Fort » avec un Q10dB de 3. La mesure répétée de l'ANOVA (modèles mixtes) a révélé un effet principal significatif du niveau d'interaction ($F_{2, 36} = 38,49, p < 0,0001$). Et les tests 2 par 2 ont montré une différence significative entre le Q10dB au niveau « Fort » et les deux autres (« Faible » contre « Fort » : $p < 0,0001$; "moyen" contre " Fort » : $p < 0,0001$; "faible" contre "moyen" : $p = 0,16$).

Tableau 4.5. Seuils de masquage moyens (en dB SPL).

Fréquence (Hz) / Seuil de masquage (dB SPL)	1441	1637	1898,5	2226	2619	3143	3798
Degré d'interaction « Faible »							
Moyenne	64,38	58,42	46,55	20,26	44,63	67,03	77,16
Ecart-type	6,89	9,58	8,77	4,34	13,86	13,89	18,24
Min	52,13	36,84	16,63	12,83	23,79	45,21	12,32
Max	79,00	73,13	59,76	28,17	77,00	84,18	88,11
Moyen							
Moyenne	66,22	58,44	45,95	23,08	45,72	67,32	80,77
Ecart-type	9,21	13,39	7,87	7,30	13,79	12,63	12,06
Min	41,53	11,16	22,76	12,45	23,37	46,02	43,13
Max	82,47	77,71	65,65	36,70	70,16	86,27	90,00
Fort							
Moyenne	61,78	48,42	38,43	22,56	35,42	45,74	59,32
Ecart-type	7,52	9,90	5,82	5,55	11,78	10,92	10,45
Min	48,17	19,76	24,38	13,80	13,92	24,29	42,68
Max	76,10	63,57	48,06	35,27	60,83	62,17	74,81

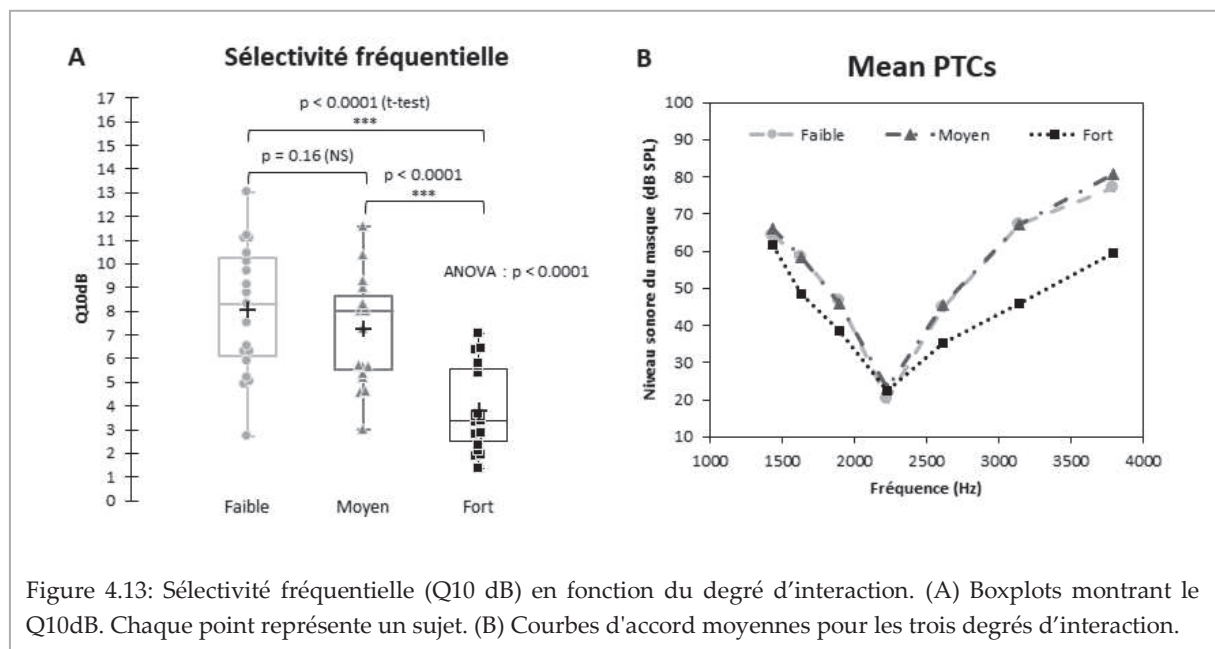


Figure 4.13: Sélectivité fréquentielle (Q10 dB) en fonction du degré d'interaction. (A) Boxplots montrant le Q10dB. Chaque point représente un sujet. (B) Courbes d'accord moyennes pour les trois degrés d'interaction.

3.3. Corrélation entre la reconnaissance des syllabes et la sélectivité fréquentielle

Tout d'abord, nous avons évalué la relation entre la sélectivité de la courbe d'accords psychoacoustiques reflété par le paramètre Q10dB et l'intelligibilité dans le bruit (Figure 4.14). Le test de corrélation à mesures répétées a indiqué une forte association positive ($r_{\text{mcorr}} = 0,72$, $p < 0,001$). Ensuite, nous avons étudié la relation entre l'évolution de l'intelligibilité et l'évolution du Q10dB lorsque l'on passe du niveau d'interaction « Faible » à « Fort ». Le test de Spearman a montré une corrélation positive ($r_{\text{spearman}} = 0,55$, $p = 0,017$).

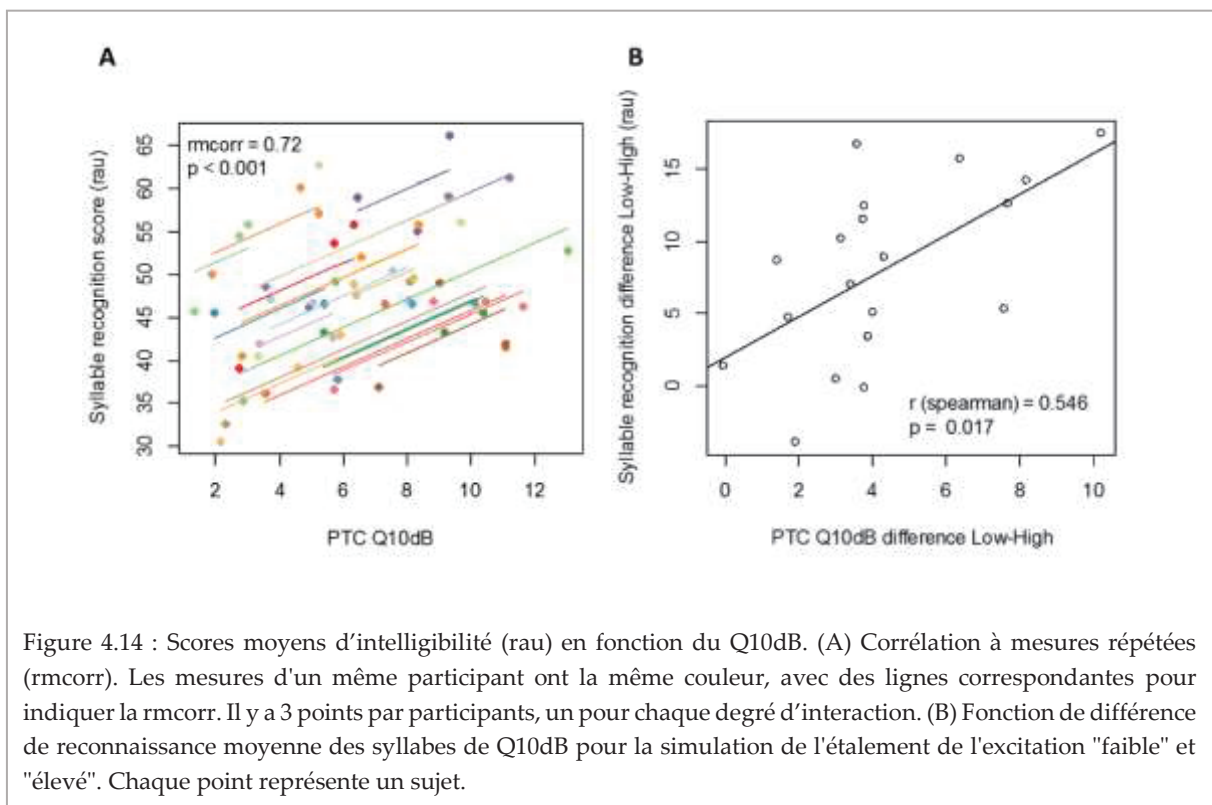


Figure 4.14 : Scores moyens d'intelligibilité (rau) en fonction du Q10dB. (A) Corrélation à mesures répétées (r_{mcorr}). Les mesures d'un même participant ont la même couleur, avec des lignes correspondantes pour indiquer la r_{mcorr} . Il y a 3 points par participants, un pour chaque degré d'interaction. (B) Fonction de différence de reconnaissance moyenne des syllabes de Q10dB pour la simulation de l'étalement de l'excitation "faible" et "élevé". Chaque point représente un sujet.

4. Conclusion

La littérature n'a indiqué jusqu'à maintenant, que de faibles corrélations entre la sélectivité fréquentielle des courbes d'accords psychoacoustiques et la reconnaissance vocale dans le bruit chez les sujets implantés cochléaires. Il existe par ailleurs peu de données en simulation avec des sujets normoentendants. Dans cette étude, l'interaction simulée a significativement altéré la sélectivité fréquentielle autour de 2000 Hz (reflétée par le Q10 dB) et la reconnaissance des syllabes dans le bruit avec un effet de seuil pour une pente de filtre de synthèse inférieure à 48dB/octave.

À travers les différents degrés d'interaction simulée, il y avait une forte corrélation intra-sujet entre la sélectivité fréquentielle à 2000 Hz et la reconnaissance moyenne de syllabes dans le bruit. De plus, le changement du niveau d'interaction n'a pas provoqué les mêmes effets chez tous les sujets. En passant du niveau d'interaction « Faible » au niveau « Fort », les résultats ont montré une corrélation positive entre l'évolution du Q10dB à 2000 Hz et l'évolution de la reconnaissance moyenne des syllabes dans le bruit. Chez certaines personnes l'augmentation de l'interaction ne change pas ou peu les performances de compréhension de la parole dans le bruit et de sélectivité fréquentielle. On remarque aussi que le passage d'un niveau d'interaction « Faible » à « Moyen » change peu les performances de reconnaissance et la sélectivité (Q10dB), mais que les performances diminuent significativement en passant au niveau « Fort ». Ceci introduit une notion de « seuil » sur l'influence délétère de l'interaction.

Ces résultats soulignent l'importance de mesurer l'interaction dans des conditions d'utilisation réelles c'est à dire d'étudier la sélectivité fréquentielle directement à travers le processeur vocal. De plus, il semble intéressant d'étudier chez les patients implantés l'impact individuel de l'interaction sur le Q10dB et la reconnaissance des syllabes dans le bruit.

Discussion générale

1. Stratégie de codage

Dans notre étude, nous avons inclus indifféremment toutes les stratégies de codages utilisées par les patients volontaires. Le manque d'homogénéité est un biais qu'il faut noter. Les modèles d'implant et de processeurs vocaux ne sont pas non plus homogènes. Ceci laisse peu de place dans notre expérience avec les implantés cochléaires pour une interprétation fiable. Par contre, l'expérience en simulation a permis un contrôle des facteurs explicatifs.

D'après nos résultats avec les sujets normoentendants, avec la correction de Holm-Bonferroni et le calcul de la taille d'effet, les tests statistiques indiquent des différences significatives. En ce qui concerne la stratégie de codage, l'utilisation de l'ensemble des canaux a donné de meilleurs pourcentages de reconnaissance, en particulier sur l'intervalle de 0 à +6dB RSB avec des tailles d'effet moyennes (0 et +6dB RSB) et fortes (+3dB RSB). De plus, la comparaison entre les $x_{50\%}$ a mis en évidence une forte taille d'effet en faveur de l'utilisation des 20 canaux. En pratique, cette expérimentation simule un cas idéal où tous les canaux sont fonctionnels et où il n'y a pas d'interaction entre les canaux fréquentiels.

Selon Dorman et al. (2002) dans le calme, 8 canaux fixes en simulation ont permis d'atteindre une performance maximale pour la condition la plus difficile. Un niveau de performance similaire a été atteint avec une stratégie de sélection de 6 canaux sur 20. Dans le bruit, 10 canaux fixes ont permis une performance maximale pour le RSB le plus élevé. Un niveau de performance similaire a été atteint avec une sélection de canaux de 9 parmi 20. Les deux stratégies sont donc capables de fournir un bon niveau d'intelligibilité.

Avec les sujets implantés, l'ANOVA n'a pas montré d'effet de la stratégie de codage seule, mais elle a dégagé une interaction significative avec le RSB. Ceci laisse à penser que l'effet de la stratégie de codage sur l'intelligibilité dans le bruit serait dépendant du RSB. Cependant, compte tenu de la grande dispersion des données et de la comparaison entre des groupes d'effectifs relativement réduits et constitués d'individus hétérogènes, les résultats doivent être interprétés avec prudence. En raison de la différence du nombre de patients inclus dans chaque groupe, nous avons utilisé des tests non paramétriques pour les comparer. Bien qu'ils soient généralement moins puissants que les tests paramétriques, ces tests sont plus robustes. Cependant, comme dans l'analyse des résultats chez les sujets normoentendants, la comparaison entre les $x_{50\%}$ a montré une différence significative en faveur des stratégies sans sélection de canaux. La taille d'effet calculée est suffisamment importante pour suggérer que ce résultat mériterait d'être approfondi dans une autre étude.

Nous avons également étudié le lien entre le plateau de reconnaissance vocale et le $x_{50\%}$. Nos résultats ont montré que, pour chaque fabricant, toutes les possibilités existent, soit avec un bon plateau et un mauvais $x_{50\%}$ ou vice versa. Toutes les situations intermédiaires ont été trouvées et les coefficients de corrélation n'étaient pas significativement différents de zéro.

Les comparaisons entre les stratégies de codages avec et sans sélection de canaux ont été, à notre connaissance, très rares ces dernières d'années. Les fabricants se sont spécialisés soit dans l'une ou l'autre des philosophies de codage et les comparaisons inter-marques sont rares. Par contre il existe des études intra-marque qui comparent entre elles différentes stratégies ayant la même philosophie mais cela n'entre pas dans le sujet de cette thèse (Lella et al., 2010).

Comme le préconise le rapport de la SFORL 2018, l'avis des patients implantés doit être pris en compte par des questionnaires (Granço et al., 2013) et ils doivent être utilisé en complément de la réalisation des tests d'audiométrie (SFORL, 2018). En effet, Skinner et al. (2002) ont montré que les patients implantés cochléaires peuvent avoir une préférence subjective pour une stratégie de codage et que cette préférence ne soit pas en corrélation avec les performances audiométriques (Skinner, Arndt, et al., 2002). En outre, de nombreux paramètres techniques tels que la fréquence de stimulation, le contrôle automatique du gain (compression), le taux de mise à jour et les paramètres de filtrage, influencent les résultats finaux et ont un effet sur les performances (Kallel et al., 2013; Wouters et al., 2015).

2. Nombre de maxima

Dans notre expérience, la reconnaissance des syllabes dans le bruit n'a pas été modifiée de manière significative en faisant varier le nombre de maxima, contrairement à ce que nous avons observé lors de l'analyse des données à mi-parcours (Cucis et al., 2020). Il est à noter que la simulation de l'interaction utilise des bruits à bande étroite avec une phase aléatoire et des largeurs de bande relativement importantes (tableau 3.1 ; de 130 Hz pour les canaux à basse fréquence à 1 172 Hz pour la bande de fréquence la plus élevée). Ainsi, comme le mentionnent Gnansia et al. il peut se produire une combinaison entre la simulation d'interaction et la détérioration des indices temporels du signal induit par le vocodeur (Gnansia et al., 2009). De plus, le lissage des enveloppes que nous avons introduit (passe-bas ; 65 Hz) peut avoir eu une influence sur l'effet de la sélection de canaux en comblant les espaces laissés par la mise à zéro des canaux les plus faibles. Dans ces conditions, on pourrait penser que les performances recueillies sont influencées par le traitement du signal et que l'augmentation du nombre de canaux au-delà de quatre n'apporte pas d'informations supplémentaires pour comprendre la parole. Verschurr et al. ont étudié l'effet des stratégies 4 sur 7 et 12 sur 20 avec une interaction simulée entre les canaux et ils n'ont constaté aucun changement substantiel dans les performances de reconnaissance des consonnes. Ils ont émis l'hypothèse que la réduction de la reconnaissance des consonnes chez les utilisateurs d'implants cochléaires les plus performants était principalement due au traitement de l'implant cochléaire et non à l'interaction entre les canaux (Verschuur, 2009).

La littérature concernant le nombre de maxima et de canaux, indique qu'avec environ quatre canaux, en situation de calme, un plateau de reconnaissance vocale était atteint (Dorman & Loizou, 1997 ; Dorman et al., 2002 ; Loizou et al., 1999). Cependant, une dizaine de canaux sont nécessaires dans des conditions plus défavorables, comme par exemple en milieu bruyant (Friesen et al., 2001 ; Shannon et al., 2004). Il a aussi été montré que, malgré le plafonnement des scores audiométriques, l'effort d'écoute était réduit (Pals et al., 2013; Winn et al., 2015). Récemment certains auteurs ont observé, que l'intelligibilité pouvait continuer de s'améliorer avec les implants cochléaires modernes en allant au-delà de 10 canaux (Berg et al., 2019 ; Croghan et al., 2017).

Des études ont indiqué que, lorsque la parole est traitée de la même manière que dans les implants cochléaires et qu'elle est présentée dans le calme à des sujets normoentendants, les scores de reconnaissance des phrases sont supérieurs à 90% avec seulement 4 canaux (Friesen et al., 2001; Loizou et al., 1999). Dans la littérature, les résultats montrent que plus de canaux sont nécessaires dans le bruit pour comprendre la parole et avoir une intelligibilité équivalente à une situation calme (Shannon et al., 2004), mais la sélection de plus de 12 canaux peut ne pas apporter d'améliorations significatives sur les performances de reconnaissance (Loizou et al., 2000). Ces considérations ont orienté le choix de nos paramètres. Dans le bruit, les performances des patients implantés cochléaires atteignent un plateau lorsque le nombre de canaux augmente ; pour les sujets normoentendants, les performances continuent d'augmenter (jusqu'à 100%), ce qui suggère que les sujets implantés cochléaires ne peuvent pas utiliser pleinement l'information spectrale fournie par les électrodes, peut-être à cause de l'interaction entre les canaux (Friesen et al., 2001).

3. Implants cochléaires vs Simulation

Dans notre première expérience présentée dans le chapitre 3, malgré l'hétérogénéité des groupes de sujets implantés cochléaires, le comportement général était le même pour les sujets implantés cochléaires et pour les sujets normoentendants. En effet, nous avons retrouvé dans les deux expériences, de meilleurs scores d'intelligibilité et un $x_{50\%}$ amélioré lorsqu'il n'y a pas sélection de canaux. Cependant, les performances ne sont pas exactement comparables car notre premier modèle de simulation ne prenait pas en compte tous les paramètres spécifiques à l'implantation cochléaire (survie neuronale, profondeur d'insertion du porte électrode, écart spatial entre les électrodes, diffusion du courant etc). Par exemple, pour le RSB de +9 dB (maximum testé en simulation), les normoentendants ont atteint en grande majorité des scores proches de 100% alors que les scores moyens des implantés se situaient entre 50 et 75%. On aboutit au même constat avec le $x_{50\%}$, qui était meilleur en moyenne chez les sujets normoentendants (autour de 0dB de RSB) que chez les implantés (entre 3 et 6dB de RSB).

On pourrait aussi souligner le fait que le groupe d'implantés cochléaires était en moyenne plus âgé que le groupe normoentendant. En général, les personnes plus âgées présentent des scores de perception de la parole plus faibles dans le bruit par rapport aux plus jeunes, même avec une audition considérée comme étant dans la norme conformément à leur âge. Il sera utile de refaire cette étude avec des groupes appariés en âge.

L'utilisation d'un vocodeur, parallèlement à la réalisation d'expériences directement avec des patients implantés cochléaire, présente plusieurs avantages.

Tout d'abord, la variabilité inter- et intra sujet des résultats est très importante auprès des patients implantés cochléaires (Friesen et al., 2001). Les raisons possibles de cette plus grande variabilité pourraient être les différentes étiologies des patients, les différences de durée de privation auditive entraînant des degrés divers de dégénérescence des fonctions auditives, et la grande variabilité des processus périphériques, tels que les profils d'excitation neuronale, entre les sujets et même au sein des sujets.

Un deuxième avantage du vocodeur est que la plupart des paramètres peuvent être modifiés indépendamment, alors que chez les patients porteurs d'un implant cochléaire, des facteurs comme l'interaction ou la profondeur d'insertion de l'implant sont fixes.

Troisièmement, la récolte de données en parallèle chez les sujets normoentendants à l'aide d'un vocodeur et chez les patients porteurs d'un implant cochléaire peut permettre de révéler certains détails du fonctionnement de base du système auditif (Carlyon et al., 2002). De plus, la comparaison des résultats obtenus en simulation et des résultats obtenus directement auprès des porteurs d'implant cochléaire permet également d'approcher la cause des limitations des performances des porteurs d'implant cochléaire.

Notre étude a utilisé des simulations d'implant cochléaire avec des sujets normoentendants, ce qui nous a permis de contrôler soigneusement les différences spécifiques de traitement (Pals et al, 2013 ; Arehart et al, 2014 ; Tamati & Baskent, 2018). Ce contrôle est à la fois une force et une limite de l'expérience. La limite est que la simulation peut ne pas inclure tous les facteurs qui affectent l'audition des sujets implantés cochléaires.

4. Interactions simulées chez les sujets normoentendants

Dans la littérature, plusieurs études ont constaté des changements significatifs de compréhension de la parole dans le bruit et ont soutenu l'idée que l'interaction en était responsable (Bierer & Litvak, 2016 ; Fu & Nogaki, 2005). De plus, Bingabr et al. mentionnent que « la reconnaissance des phrases dans le bruit peut s'améliorer à mesure que la diffusion de l'excitation diminue et que la résolution spectrale est améliorée en passant de 8 à 16 canaux » (Bingabr et al., 2008).

Ensuite, conformément à nos hypothèses, l'interaction simulée a significativement diminué la reconnaissance des syllabes dans le bruit, notamment lorsque le niveau d'interaction était au plus haut (filtrage à -24 dB/octave) par rapport aux deux situations de moindre interaction (-48 et -72 dB/octave). Cela semble indiquer un effet de seuil, qui a également été observé dans d'autres études, comme dans un article de Gaudrain et Baskent où la reconnaissance d'une modification de l'enveloppe spectrale d'une syllabe a changé de manière significative en passant d'un filtrage à -24 dB/octave à des filtrages de -48 et -72 dB/octave (Gaudrain & Başkent, 2018). Dans l'article de Jahn et al., la reconnaissance des voyelles et des consonnes a chuté de manière significative pour des pentes de filtre de -15 dB/octave par rapport à des conditions à -30 et -60 dB/octave (Jahn et al., 2019). Cet effet de seuil pourrait être attribué à la différence de forme plus faible entre les filtres à -48 et -72 dB/oct (rapport 1,5) qu'entre les filtres à -24 et -48 dB/oct (rapport de 2).

5. Courbes d'accords psychoacoustiques et interactions

Les courbes d'accords psychoacoustiques ont été largement utilisées pour quantifier la sélectivité fréquentielle, chez les patients implantés cochléaires (DeVries & Arenberg, 2018a ; Kreft et al., 2019 ; Nelson et al., 2008). De plus, un petit nombre d'études ont examiné l'effet de l'interaction simulée sur la forme des courbes d'accords psychoacoustiques. Par exemple, Langner et al. ont montré une amélioration du Q10dB en utilisant un algorithme de compression dynamique pour restaurer la sélectivité fréquentielle chez des implantés cochléaires et chez des sujets normoentendants (Langner & Jürgens, 2016). Dans notre étude, le Q10dB a été significativement réduit par l'interaction et les résultats ont montré, comme pour la perception de la parole, un effet de seuil similaire. De nouveau, l'interaction au niveau le plus élevé (-24 dB/octave) a conduit à des résultats significativement différents des deux autres situations (-48 et -72 dB/octave).

Kluk et Moore ont mesuré le Q10dB avec des sujets normoentendants en utilisant le masquage simultané pour des fréquences de références à 1 et 4 kHz (sons purs). Ils ont testé des bruits masquants de bande passante 80, 160 et 320 Hz et ils ont constaté une diminution du Q10dB avec l'augmentation de la bande passante. Or seule une partie du bruit passait à travers le filtre auditif d'après le modèle de masquage par la densité spectrale de puissance. En effet, dans leur étude, pour les deux masques les plus larges (160 et 320 Hz), les bandes passantes étaient supérieures à la largeur de la bande rectangulaire équivalente (Equivalent Rectangular Bandwidth - ERB) à la fréquence de référence (Kluk & Moore, 2004).

L'utilisation de masques larges avec des décroissances différentes semble avoir le même effet. Dans notre cas, la sonde était un bruit à bande étroite de fréquence centrale 2214 Hz et l'ERB pour cette fréquence est d'environ 264 Hz. La fréquence de référence et les masques de fréquence supérieure étaient plus larges que 264 Hz (Tableau 3.1). Cela peut expliquer l'élargissement des courbes d'accords psychoacoustiques, en particulier dans les hautes fréquences.

Comme la sélectivité des courbes d'accord n'a été que rarement corrélée à la perception de la parole chez l'implanté cochléaire, d'autres méthodes comme les tests de discrimination d'ondulation spectrale ont fait l'objet de recherches (Anderson et al., 2011 ; Davies-Venn et al., 2015 ; Litvak et al., 2007). Les résultats de notre étude ont révélé une forte corrélation intra-sujet entre le Q10dB et l'intelligibilité dans le bruit. En général, la mesure des courbes d'accords psychoacoustiques se fait à l'aide de stimulations électriques directes et elle ne prend pas en compte le traitement du signal du processeur. Nos résultats, suggèrent que la mesure des courbes d'accords psychoacoustiques par le biais du processeur vocal mérite d'être explorée. Le Q10dB mesuré en utilisant ce type de procédure serait proche de l'interaction vécue par les implantés dans leur vie quotidienne.

Enfin, même si les sujets étaient considérés comme normoentendants selon le critère que nous avons utilisé (B.I.A.P.), les résultats ont montré une résistance à l'interaction variable entre les individus. L'amélioration de la reconnaissance des syllabes dans le bruit a été corrélée avec l'amélioration du Q10dB. L'interaction simulée était la même pour tous, mais les effets ont été différents entre les sujets. Il semble que les normoentendants ne soient pas tous égaux face à l'interaction et on peut supposer que ce phénomène se retrouve aussi chez les patients implantés.

6. Perceptive d'étude avec implantés

Dans une démarche d'amélioration de la prise en charge des patients et de personnalisation accrue des réglages de l'implant cochléaire nous avons mis en place un protocole de mesure des interactions avec des patients implantés. Les deux protocoles, simulation et sujets implantés, ont été élaborés au même moment et pensés pour être menés conjointement. Contrairement aux études en simulation chez le normoentendant, chez les implantés cochléaires la densité et la répartition des fibres nerveuses résiduelles peuvent être très inégales, en particulier en cas d'éventuelles zones inertes cochléaires (ZIC) (Moore, 2004; Preminger et al., 2005; Zhang et al., 2014). Par ailleurs il peut exister des irrégularités dans l'impédance électrique le long du réseau d'électrodes (Busby et al., 2002; Henkin et al., 2003; Hughes et al., 2001). Ces deux points rendent la généralisation des résultats plus difficile (Zeng & Fay, 2013).

Le protocole de simulation avec des sujets normoentendants a été transposé vers les patients implantés cochléaires afin d'explorer une méthode pour le réglage adapté aux situations bruyantes, car le processus classique de réglage prend essentiellement en compte les situations en ambiance calme. Actuellement, de nombreuses études sont menées chez des utilisateurs d'implants cochléaires et chez des sujets normoentendants, en parallèle, afin d'évaluer les caractéristiques des traitements de signal. La comparaison des résultats entre ces deux populations peut permettre d'exclure les caractéristiques pathologiques cochléaires des sujets, en isolant le seul effet des stratégies de traitement du signal.

Dans le cas des implants cochléaires, la précision de l'information spectrale semble dépendre de deux facteurs principaux. Premièrement, la résolution spectrale est déterminée par les paramètres matériels et le traitement du signal du processeur vocal ; elle va dépendre du nombre d'électrodes qui vont être activées par les canaux d'analyse. Le second facteur est le degré d'interaction qui est principalement lié à des facteurs physiologiques, reflétant le chevauchement des canaux dû à la diffusion de la stimulation électrique. Des études explorant les effets du nombre d'électrodes et de la diffusion sur la perception de la parole des d'implantés cochléaires concluent que ces facteurs ont une influence sur les performances de reconnaissance de la parole (Dorman et al., 1997; Friesen et al., 2001; Shannon et al., 1998).

Ces études donnent quelques indices mais il faut noter que faire varier le nombre total d'électrodes/canaux n'est pas directement comparable à faire varier le nombre de maxima avec une stratégie à sélection de canaux comme nous le faisons dans ce travail. En fonction de la proportion de canaux sélectionnés, les stratégies basées sur la sélection des canaux modulent l'importance relative de chaque canal, de manière à ce qu'il ait un effet sur le contraste et la résolution spectrale. Pour comprendre la parole, la capacité à résoudre et à identifier les pics spectraux dans les sons est importante. Les informations spectrales sont essentielles ; les formants (indices caractéristiques des voyelles) et le lieu d'articulation des consonnes sont contenus dans le domaine des fréquences. L'interaction semble liée à la moindre capacité des patients implantés cochléaires à résoudre les pics spectraux, par rapport aux normoentendants, et ceci dépend probablement de l'évasement des filtres auditifs et du chevauchement des canaux qui en résulte.

Malgré la dégradation du signal lié au traitement par l'implant cochléaire, la parole semble contenir suffisamment d'informations utiles et une certaine redondance acoustique, phonétique et linguistique pour que la reconnaissance de la parole dans le calme soit possible avec une faible résolution fréquentielle (Shannon et al., 1995).

Comme décrit dans le chapitre 2, l'interaction peut être évaluée grâce à la détermination du masquage ou en utilisant des stimulations électriques simultanées chez l'implanté cochléaire.

Un certain nombre d'études ont fait le parallèle entre les méthodes psychophysiques et électrophysiologiques de mesure des interactions. La majorité des études électrophysiologiques sont basées sur le recueil des Potentiels d'Action Composés (ECAP pour Electrically evoked Compound Action Potentials). Les mesures d'ECAP permettent l'observation de la diffusion et du chevauchement de l'excitation neurale mais elles ne permettent pas d'analyser l'effet de l'interaction sur le traitement et l'intégration de l'information. Les PEAE reflètent l'activité nerveuse des premiers relais du tronc cérébral et donc l'effet de l'interaction une fois que les signaux ont été transmis au système auditif. Les PEAE permettent donc d'avoir une vision plus en aval sur le processus de traitement des sons. La méthode décrite par Guevara et al. utilise les potentiels évoqués auditifs provoqués électriquement (Guevara et al., 2016); elle permet de mettre en évidence les interactions et a montré une corrélation significative entre le paramètre d'interaction MIC (Monaural Interaction Component) et les performances en audiométrie vocale des sujets implantés.

Nous avons donc souhaité mesurer l'interaction inter-canaux par une méthode électrophysiologique et par une méthode psychoacoustique, chez des patients adultes devenus sourds profonds implantés cochléaires, et chercher des corrélations avec le nombre optimal de maxima pour la compréhension de la parole dans le bruit. A notre connaissance, aucune publication ne s'est intéressée à l'utilisation conjointe de la mesure du MIC et des courbes d'accords psychoacoustiques pour évaluer les interactions, donc nous avons donc mis en place un protocole dans ce but. Cinq sujets implantés cochléaires adultes ont participé à cette étude. Ils étaient tous implantés depuis au moins un an avec un implant Digisonic SP et utilisaient un processeur vocal modèle Saphyr® neo SP. De la même façon que l'étude présentée dans le Chapitre 2, les tests d'audiométrie vocale se sont déroulés dans une cabine audiométrique avec des listes de mots dissyllabiques de Fournier mélangées à un bruit de « cocktail party ».

Aucune régularité apparente ne s'est dégagée de nos résultats concernant l'effet du nombre de maxima sur l'intelligibilité de la parole. La variabilité de performances entre les sujets a été très marquée. Avec un plus grand nombre de sujets, nous proposons d'effectuer une analyse statistique globale (moyenne) et individuelle des résultats (le sujet étant son propre contrôle). Nous avons recueilli une courbe d'accord pour 4 des 5 sujets inclus dans l'étude (l'un d'entre eux n'arrivait pas à distinguer les différents sons du test). Lors de la stimulation nous avons exploité la limite maximale de notre appareil et les sujets rapportaient au maximum une sensation de son « moyen » sur l'échelle de sonie proposée. Nous avons recueilli des tracés PEAE reproductibles avec deux sujets implantés cochléaires où on identifie clairement les ondes électrophysiologiques.

Cette étude n'a pas pu être menée à son terme en raison de la crise sanitaire Covid-19. Un nombre suffisant de sujets n'a pas pu être testé. Elle mérite d'être continuée pour pouvoir mieux aider le sujet implanté.

Conclusion

L'audition dans le bruit reste un défi majeur dans la réhabilitation de la surdité. L'évolution des connaissances en audiologie et en ingénierie du signal de parole permettent l'émergence de nouvelles thérapeutiques et de dispositifs médicaux toujours plus efficaces. Aujourd'hui il est de plus en plus nécessaire de pouvoir offrir aux malentendants la possibilité d'entendre et de communiquer efficacement dans toutes les situations communes de la vie humaine. La prise en charge de l'audition dans les situations calmes et plutôt bien maîtrisée, alors que la prise en charge spécifique pour une meilleure écoute dans le bruit reste une source de difficultés pour les patients. Que ce soit avec une aide auditive acoustique conventionnelle ou avec une prothèse neurale comme l'implant cochléaire, l'innovation permet une prise en charge matérielle et clinique de plus en plus personnalisée et fiable. Le dépistage précoce, le diagnostic, l'orientation, l'adaptation et le suivi sont des étapes cruciales dans le succès d'une réhabilitation.

Dans ce travail nous sommes placés dans une démarche qui concerne l'étape d'adaptation. Nous proposons des travaux concernant la prise en compte du phénomène d'interaction dans le réglage de l'implant cochléaire. Nous nous sommes basés sur l'hypothèse, qui est déjà présente depuis un certain temps dans la littérature, que l'interaction fait partie des facteurs limitant la compréhension de la parole chez les implantés cochléaires, et notamment son implication dans la compréhension de la parole dans le bruit. De par la diffusion du courant électrique à l'intérieur de la cochlée et du chevauchement des groupes de neurones excités par deux électrodes distinctes, on a une diminution de la qualité de l'information transmise au système auditif. Dans le cas des interactions l'information spectrale est impactée. Or l'information spectrale est essentielle pour catégoriser les sons de parole. Les voyelles sont caractérisées par des pics d'énergies dans le spectre, les formants. Les consonnes sont caractérisées par leur lieu d'articulation dont les caractéristiques spectrales sont aussi importantes.

Aujourd'hui les implants cochléaires se basent principalement sur la restitution des caractéristiques spectrales du signal sonore. Une optimisation et une mise en adéquation entre ce que peut fournir l'implant et ce que peut recevoir l'oreille, semblent donc indispensables. C'est dans cette idée que nous avons mis en place notre protocole. D'un côté nous avons étudié l'effet d'une modulation de l'information spectrale par les stratégies de codage et d'un autre côté nous avons exploré la mesure des interactions. Il n'existe pas à l'heure actuelle de protocole établi et standardisé pour un réglage objectif de l'implant cochléaire. Notre projet propose un pas en avant vers cet objectif.

La première étape a été d'évaluer une différence potentielle entre deux approches de codage, l'une qui transmet l'information de l'ensemble des canaux fréquentiels et l'autre qui effectue une sélection des plus énergétiques. Nous avons classé les sujets implantés en deux groupes selon ce critère et nous les avons comparés. Afin de pallier aux nombreux facteurs de confusion lors de ce type d'étude nous avons complété le protocole avec une étude en simulation avec des sujets normoentendants. On retrouve en moyenne dans les résultats des deux volets de l'expérience un avantage pour la stratégie sans sélection de canaux. Il semble que dans le bruit il y ait un avantage à donner au système auditif un maximum d'information en ouvrant tous les canaux disponibles. Cela paraît être vrai en moyenne mais est-ce qu'il pourrait exister des cas particuliers ? Est-ce que chaque implanté est égal face à la stratégie de codage et est-ce qu'il pourrait tirer avantage d'une solution hybride entre les deux ? Par exemple en adaptant le nombre de maxima sélectionnés en fonction de l'interaction mais aussi en fonction de la situation sonore, silence ou bruit. C'est sur ces questions que s'est fondée la mise en place d'un second protocole.

La seconde étape fut la mise en place d'un protocole destiné à mettre en évidence l'effet de l'interaction, combiné au changement du nombre de maxima. De la même façon que dans l'étude précédente, nous avons souhaité combiner une approche en simulation avec une étude chez l'implanté. Cette fois nous avons travaillé uniquement avec la stratégie de codage à sélection de canaux, en faisant varier le nombre de maxima pour moduler la quantité d'information spectrale. D'un autre côté nous avons évalué l'effet de la dégradation de l'information spectrale par l'interaction. Nous avons donc élaboré un protocole de mesure des interactions et un protocole de mesure de l'intelligibilité dans le bruit en fonction du nombre de maxima. Avec les sujets normoentendants, en utilisant notre simulateur, nous avons pu faire une étude complète qui a révélé une corrélation intra-sujet entre la sélectivité fréquentielle et la compréhension de la parole dans le bruit lorsqu'on fait varier l'interaction.

En ce qui concerne le nombre de maxima, les résultats n'ont pas montré d'effet significatif sur la compréhension de la parole. On peut cependant remarquer dans la conception du simulateur un paramètre qui a pu influencer sur la mesure. En effet, le lissage de l'enveloppe effectué par la reconstruction « overlap-and-add » et le filtrage passe-bas peuvent avoir partiellement comblé les espaces laissés par la sélection de canaux dans l'enveloppe temporelle du signal. Ces étapes ne suppriment pas entièrement l'effet de la sélection, mais elles peuvent avoir un impact sur les résultats finaux. Dans ces conditions, les sujets auraient déjà atteint un plateau de performance et, dans notre expérience, augmenter le nombre de maxima au-delà de quatre n'introduirait aucune différence. Une méthode permettant de suivre les variations temporelles induites par la sélection de canaux pourrait être développée par la suite.

L'inclusion des patients implantés n'a pas pu être menée à terme et n'a pas permis d'avoir un nombre suffisamment élevé de sujets et une quantité exploitable de données. Compléter cette étape serait intéressante, car tous les facteurs n'ont pas pu être contrôlés contrairement à l'étude effectuée avec les sujets normoentendants : il faudrait donc préciser directement l'influence du nombre de maxima dans les réglages avec les patients porteurs d'un implant cochléaire. Le choix d'évaluer l'interaction par deux méthodes différentes pourrait permettre d'une part, de répliquer la mesure électrophysiologique des interactions effectuée par Guevara et al., et d'autre part de mettre en parallèle la mesure électrophysiologique et la mesure psychoacoustique qui prend en compte la perception du patient.

Les résultats et les conclusions pourront être adaptés aux protocoles existants afin de rapprocher la mesure des interactions de la pratique clinique. Par rapport à l'hypothèse de départ, on peut imaginer le développement d'une stratégie de codage qui évolue automatiquement en fonction du niveau de bruit extérieur et qui module le nombre de maxima en conséquence. L'interaction inter-électrodes est toujours un sujet ouvert dans le domaine de l'implant cochléaire, et la littérature y fait régulièrement référence (Bolner et al., 2020; Coutinho da Silva et al., 2020). Des outils existent pour l'évaluer et quantifier son influence dans différentes situations de la vie courante, et les capacités techniques des systèmes d'implants cochléaires modernes sont capables d'adapter les résultats aux réglages des processeurs. Nous pensons que, dans le prolongement de nos travaux, de nouvelles études pourront évaluer ces hypothèses. Enfin, nous soutenons l'hypothèse qu'une mesure des interactions pourrait permettre une optimisation et une personnalisation accrue du réglage du nombre de maxima ou de la focalisation du courant par exemple. Cependant nos résultats ne sont qu'une première étape, toujours à l'état de recherche ; ils demanderont un approfondissement afin d'évoluer vers une application clinique.

Bibliographie

Abbas, P. J., & Brown, C. J. (1988). Electrically evoked brainstem potentials in cochlear implant patients with multi-electrode stimulation. *Hearing Research*, 36(2–3), 153–162. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(88\)90057-3](https://doi.org/10.1016/0378-5955(88)90057-3)

Abbas, P. J., Hughes, M. L., Brown, C. J., Miller, C. A., & South, H. (2004). Channel Interaction in Cochlear Implant Users Evaluated Using the Electrically Evoked Compound Action Potential. *Audiology and Neurotology*, 9(4), 203–213. <https://doi.org/10.1159/000078390>

Alexiades, G., Roland, J. T., Fishman, A. J., Shapiro, W., Waltzman, S. B., & Cohen, N. L. (2001). Cochlear Reimplantation: Surgical Techniques and Functional Results. *The Laryngoscope*, 111(9), 1608–1613. <https://doi.org/10.1097/00005537-200109000-00022>

Amieva, H., & Ouvrard, C. (2020). Does Treating Hearing Loss in Older Adults Improve Cognitive Outcomes? A Review. *Journal of Clinical Medicine*, 9(3), 805. <https://doi.org/10.3390/jcm9030805>

Amunts, K., Morosan, P., Hilbig, H., & Zilles, K. (2012). Chapter 36—Auditory System. In J. K. Mai & G. Paxinos (Eds.), *The Human Nervous System (Third Edition)* (pp. 1270–1300). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-374236-0.10036-7>

Anderson, E. S., Nelson, D. A., Kreft, H., Nelson, P. B., & Oxenham, A. J. (2011). Comparing spatial tuning curves, spectral ripple resolution, and speech perception in cochlear implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(1), 364–375. <https://doi.org/10.1121/1.3589255>

Assmann, P., & Summerfield, Q. (2004). The Perception of Speech Under Adverse Conditions. In S. Greenberg, W. A. Ainsworth, A. N. Popper, & R. R. Fay (Eds.), *Speech Processing in the Auditory System* (pp. 231–308). Springer. https://doi.org/10.1007/0-387-21575-1_5

Atcherson, S. R., & Stoody, T. M. (2012). *Auditory Electrophysiology: A Clinical Guide*. Thieme.

Azadpour, M., & McKay, C. M. (2012). A Psychophysical Method for Measuring Spatial Resolution in Cochlear Implants. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 13(1), 145–157. <https://doi.org/10.1007/s10162-011-0294-z>

Baer, T., & Moore, B. C. J. (1993). Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *94*(3), 1229–1241. <https://doi.org/10.1121/1.408176>

Balkany, T., Gantz, B., & Nadol, J. B. (1988). Multichannel Cochlear Implants in Partially Ossified Cochleas. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, *97*(5_suppl2), 3–7. <https://doi.org/10.1177/00034894880975S201>

Balkany, T. J., Hodges, A. V., Gómez-Marín, O., Bird, P. A., Dolan-Ash, S., Butts, S., Mee, F. F. T., & Lee, D. (1999). Cochlear reimplantation. *The Laryngoscope*, *109*(3), 351–355. <https://doi.org/10.1097/00005537-199903000-00002>

Barona, R., Vizcaino, J. A., Krstulovic, C., Barona, L., Comeche, C., Montalt, J., Ubeda, M., & Polo, C. (2019). Does Asymmetric Hearing Loss Affect the Ability to Understand in Noisy Environments? *The Journal of International Advanced Otology*, *15*(2), 267–271. <https://doi.org/10.5152/iao.2019.5765>

Békésy, G. von, & Wever, E. G. (1960). *Experiments in hearing*. McGraw-Hill.

Berg, K. A., Noble, J. H., Dawant, B. M., Dwyer, R. T., Labadie, R. F., & Gifford, R. H. (2019). Speech recognition as a function of the number of channels in perimodiolar electrode recipients. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *145*(3), 1556–1564. <https://doi.org/10.1121/1.5092350>

Berg, K. A., Noble, J. H., Dawant, B. M., Dwyer, R. T., Labadie, R. F., & Gifford, R. H. (2020). Speech recognition with cochlear implants as a function of the number of channels: Effects of electrode placement. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *147*(5), 3646–3656. <https://doi.org/10.1121/10.0001316>

Berger-Vachon, C., Collet, L., Djedou, B., & Morgon, A. (1992). Model for understanding the influence of some parameters in cochlear implantation. *The Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology*, *101*(1), 42–45. <https://doi.org/10.1177/000348949210100112>

Bierer, J. A. (2007). Threshold and channel interaction in cochlear implant users: Evaluation of the tripolar electrode configuration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *121*(3), 1642–1653.

Bierer, J. A. (2010). Probing the electrode-neuron interface with focused cochlear implant stimulation. *Trends in Amplification*, 14(2), 84–95. <https://doi.org/10.1177/1084713810375249>

Bierer, J. A., & Litvak, L. (2016). Reducing Channel Interaction Through Cochlear Implant Programming May Improve Speech Perception: Current Focusing and Channel Deactivation. *Trends in Hearing*, 20. <https://doi.org/10.1177/2331216516653389>

Blamey, P., Arndt, P., Bergeron, F., Bredberg, G., Brimacombe, J., Facer, G., Larky, J., Lindström, B., Nedzelski, J., Peterson, A., Shipp, D., Staller, S., & Whitford, L. (1996). Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiology & Neuro-Otology*, 1(5), 293–306.

Blamey, P., Artieres, F., Başkent, D., Bergeron, F., Beynon, A., Burke, E., Dillier, N., Dowell, R., Fraysse, B., Gallégo, S., Govaerts, P. J., Green, K., Huber, A. M., Kleine-Punte, A., Maat, B., Marx, M., Mawman, D., Mosnier, I., O'Connor, A. F., ... Lazard, D. S. (2013). Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: An update with 2251 patients. *Audiology & Neuro-Otology*, 18(1), 36–47. <https://doi.org/10.1159/000343189>

Boëx, C., de Balthasar, C., Kós, M.-I., & Pelizzone, M. (2003). Electrical field interactions in different cochlear implant systems. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(4 Pt 1), 2049–2057.

Bolner, F., Magits, S., van Dijk, B., & Wouters, J. (2020). Precompensating for spread of excitation in a cochlear implant coding strategy. *Hearing Research*, 107977. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2020.107977>

Bonham, B. H., & Litvak, L. M. (2008). Current focusing and steering. *Hearing Research*, 242(1–2), 141–153. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2008.03.006>

Brown, C. A., & Bacon, S. P. (2010). Fundamental frequency and speech intelligibility in background noise. *Hearing Research*, 266(1–2), 52–59. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2009.08.011>

Brown, C. J., Abbas, P. J., & Gantz, B. (1990). Electrically evoked whole-nerve action potentials: Data from human cochlear implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(3), 1385–1391. <https://doi.org/10.1121/1.399716>

Brown Carolyn J., Abbas Paul J., Borland James, & Bertschy Michael R. (1996). Electrically Evoked Whole Nerve Action Potentials in Ineraid Cochlear Implant Users: Responses to Different Stimulating Electrode Configurations and Comparison to Psychophysical Responses. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 39(3), 453–467. <https://doi.org/10.1044/jshr.3903.453>

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), e0174900. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174900>

Buechner, A., Brendel, M., Saalfeld, H., Litvak, L., Frohne-Buechner, C., & Lenarz, T. (2010). Results of a pilot study with a signal enhancement algorithm for HiRes 120 cochlear implant users. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 31(9), 1386–1390. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181f1cdc6>

Burian, K. (1979). [Clinical observations in electric stimulation of the ear (author's transl)]. *Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 223(1), 139–166. <https://doi.org/10.1007/BF00455078>

Busby, P. A., Plant, K. L., & Whitford, L. A. (2002). Electrode impedance in adults and children using the Nucleus 24 cochlear implant system. *Cochlear Implants International*, 3(2), 87–103. <https://doi.org/10.1179/cim.2002.3.2.87>

Caldwell, M. T., Jiradejvong, P., & Limb, C. J. (2019). Effects of Phantom Electrode Stimulation on Vocal Production in Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*, 40(5), 1127–1139. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000690>

Chang, S.-A., Tyler, R. S., Dunn, C. C., Ji, H., Witt, S. A., Gantz, B., & Hansen, M. (2010). Performance over time on adults with simultaneous bilateral cochlear implants. *Journal of the American Academy of Audiology*, 21(1), 35–43. <https://doi.org/10.3766/jaaa.21.1.5>

Chang, Y.-S., & Moon, I. J. (2018). Definition and Clinical Implication of Temporal Fine Structure. *Korean Journal of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery*, 61, 1–8. <https://doi.org/10.3342/kjorl-hns.2017.00794>

Chatelin, V., Kim, E. J., Driscoll, C., Larky, J., Polite, C., Price, L., & Lalwani, A. K. (2004). Cochlear Implant Outcomes in the Elderly. *Otology & Neurotology*, 25(3), 298–301.

Chatterjee, M., Galvin, J. J., Fu, Q.-J., & Shannon, R. V. (2006). Effects of Stimulation Mode, Level and Location on Forward-Masked Excitation Patterns in Cochlear Implant Patients. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 7(1), 15–25. <https://doi.org/10.1007/s10162-005-0019-2>

Chatterjee, M., & Shannon, R. V. (1998). Forward masked excitation patterns in multielectrode electrical stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 103(5 Pt 1), 2565–2572.

Chouard, C. H., & Mac Leod, P. (1973). [Letter: Rehabilitation of total deafness. Trial of cochlear implantation with multiple electrodes]. *La Nouvelle Presse Medicale*, 2(44), 2958.

Chouard, C.-H. (1978). *Entendre sans oreille*. Lafon.

Chouard, C.-H. (2010). Histoire de l'implant cochléaire. *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico-faciale*, 127, 288–296.

Clark, G. (2006). *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*. Springer Science & Business Media.

Cohen, L. T., Richardson, L. M., Saunders, E., & Cowan, R. S. C. (2003). Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients: Comparison of improved ECAP method and psychophysical forward masking. *Hearing Research*, 179(1–2), 72–87. [https://doi.org/10.1016/S0378-5955\(03\)00096-0](https://doi.org/10.1016/S0378-5955(03)00096-0)

Cohen, L. T., Saunders, E., & Richardson, L. M. (2004). Spatial spread of neural excitation: Comparison of compound action potential and forward-masking data in cochlear implant recipients. *International Journal of Audiology*, 43(6), 346–355.

Cosentino, S., Deeks, J. M., & Carlyon, R. P. (2015). Procedural Factors That Affect Psychophysical Measures of Spatial Selectivity in Cochlear Implant Users. *Trends in Hearing*, 19. <https://doi.org/10.1177/2331216515607067>

Coutinho da Silva, J., Schmidt Goffi-Gomez, M. V., Tsuji, R. K., Bento, R., & Brito Neto, R. (2020). Is There Any Correlation between Spread of Excitation Width and the Refractory Properties of the Auditory Nerve in Cochlear Implant Users? *Audiology & Neuro-Otology*, 1–10. <https://doi.org/10.1159/000508601>

Crew, J. D., Galvin, J. J., & Fu, Q.-J. (2012). Channel interaction limits melodic pitch perception in simulated cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *132*(5), EL429-435. <https://doi.org/10.1121/1.4758770>

Croghan, N. B. H., Duran, S. I., & Smith, Z. M. (2017). Re-examining the relationship between number of cochlear implant channels and maximal speech intelligibility. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *142*(6), EL537-EL543. <https://doi.org/10.1121/1.5016044>

Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Hermann, R., Thaï-Van, H., Gallégo, S., & Truy, E. (2020). Implant cochléaire: Effet du nombre de canaux et de leur chevauchement sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Etude en simulation avec des sujets normoentendants. *Handicap 2020*, 71-76.

Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Thaï-Van, H., Hermann, R., Gallego, S., & Truy, E. (2019). Mise en Place d'une Méthode de Mesure de l'Acuité Fréquentielle pour le Réglage des Implants Cochléaires: Etude Pilote chez le Normoentendant. *JCJC'2019: Colloque Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs*, 19-26.

Cullington, H., Bele, D., Brinton, J., & Lutman, M. (2013). United Kingdom National Paediatric Bilateral Cochlear Implant Audit: Preliminary results. *Cochlear Implants International*, *14*(sup4), 22-26. <https://doi.org/10.1179/1467010013Z.000000000128>

DeVries, L., & Arenberg, J. G. (2018a). Psychophysical Tuning Curves as a Correlate of Electrode Position in Cochlear Implant Listeners. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, *19*(5), 571-587. <https://doi.org/10.1007/s10162-018-0678-4>

DeVries, L., & Arenberg, J. G. (2018b). Current Focusing to Reduce Channel Interaction for Distant Electrodes in Cochlear Implant Programs. *Trends in Hearing*, *22*, 2331216518813811. <https://doi.org/10.1177/2331216518813811>

DeVries, L., Scheperle, R., & Bierer, J. A. (2016). Assessing the Electrode-Neuron Interface with the Electrically Evoked Compound Action Potential, Electrode Position, and Behavioral Thresholds. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, *17*(3), 237-252. <https://doi.org/10.1007/s10162-016-0557-9>

Dorman, M. F., & Gifford, R. H. (2017). Speech Understanding in Complex Listening Environments by Listeners Fit With Cochlear Implants. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research: JSLHR*, 60(10), 3019–3026. https://doi.org/10.1044/2017_JSLHR-H-17-0035

Dorman, M. F., Loizou, P. C., & Fitzke, J. (1998). The identification of speech in noise by cochlear implant patients and normal-hearing listeners using 6-channel signal processors. *Ear and Hearing*, 19(6), 481–484.

Dorman, M. F., Loizou, P. C., Fitzke, J., & Tu, Z. (1998). The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of cochlear-implant signal processors with 6–20 channels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104(6), 3583–3585. <https://doi.org/10.1121/1.423940>

Dorman, M. F., Loizou, P. C., Fitzke, J., & Tu, Z. (2000). Recognition of monosyllabic words by cochlear implant patients and by normal-hearing subjects listening to words processed through cochlear implant signal processing strategies. *The Annals of Otology, Rhinology & Laryngology. Supplement*, 185, 64–66.

Dorman, M. F., Loizou, P. C., & Rainey, D. (1997). Speech intelligibility as a function of the number of channels of stimulation for signal processors using sine-wave and noise-band outputs. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(4), 2403–2411. <https://doi.org/10.1121/1.419603>

Eapen, R. J., Buss, E., Adunka, M. C., Pillsbury, H. C., & Buchman, C. A. (2009). Hearing-in-noise benefits after bilateral simultaneous cochlear implantation continue to improve 4 years after implantation. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 30(2), 153–159. <https://doi.org/10.1097/mao.0b013e3181925025>

Einhorn, R. (2017). Hearing Aid Technology for the 21st Century: A Proposal for Universal Wireless Connectivity and Improved Sound Quality. *IEEE Pulse*, 8(2), 25–28. <https://doi.org/10.1109/MPUL.2016.2647018>

Eshraghi, A. A., Nazarian, R., Telischi, F. F., Rajguru, S. M., Truy, E., & Gupta, C. (2012). The cochlear implant: Historical aspects and future prospects. *Anatomical Record (Hoboken, N.J. : 2007)*, 295(11), 1967–1980. <https://doi.org/10.1002/ar.22580>

Everhardt, M. K., Sarampalis, A., Coler, M., Başkent, D., & Lowie, W. (2020). Meta-Analysis on the Identification of Linguistic and Emotional Prosody in Cochlear Implant Users and Vocoder Simulations. *Ear and Hearing, 41*(5), 1092–1102. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000863>

Farinetti, A., Mancini, J., Ben Gharbia, D., Roman, S., Nicollas, R., & Triglia, J.-M. (2014). Les complications de l'implant cochléaire chez 403 patients: Étude comparative adulte-enfant et revue de la littérature. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale, 131*(3), 163–168. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2014.01.011>

Fastl, H., & Zwicker, E. (2007). *Psychoacoustics: Facts and Models* (3rd ed.). Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-68888-4>

Fetterman, B. L., & Domico, E. H. (2002). Speech Recognition in Background Noise of Cochlear Implant Patients. *Otolaryngology -- Head and Neck Surgery, 126*(3), 257–263. <https://doi.org/10.1067/mhn.2002.123044>

Finley, C. C., Holden, T. A., Holden, L. K., Whiting, B. R., Chole, R. A., Neely, G. J., Hullar, T. E., & Skinner, M. W. (2008). Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 29*(7), 920–928. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318184f492>

Fishman, K. E., Shannon, R. V., & Slattery, W. H. (1997). Speech recognition as a function of the number of electrodes used in the SPEAK cochlear implant speech processor. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research: JSLHR, 40*(5), 1201–1215.

Friesen, L. M., Shannon, R. V., Baskent, D., & Wang, X. (2001). Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America, 110*(2), 1150–1163.

Fu, Q.-J., & Nogaki, G. (2005). Noise Susceptibility of Cochlear Implant Users: The Role of Spectral Resolution and Smearing. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 6*(1), 19–27. <https://doi.org/10.1007/s10162-004-5024-3>

Galambos, R., & Davis, H. (1943). The response of single auditory-nerve fibers to acoustic stimulation. *Journal of Neurophysiology, 6*(1), 39–57. <https://doi.org/10.1152/jn.1943.6.1.39>

Gelfand, S. A. (2004). *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics, Fourth Edition*. Taylor & Francis.

Glasberg, B. R., & Moore, B. C. (1990). Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hearing Research*, *47*(1–2), 103–138.

Glasberg, B. R., & Moore, B. C. (2000). Frequency selectivity as a function of level and frequency measured with uniformly exciting notched noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *108*(5 Pt 1), 2318–2328.

Goehring, J. L., Neff, D. L., Baudhuin, J. L., & Hughes, M. L. (2014). Pitch ranking, electrode discrimination, and physiological spread of excitation using current steering in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *136*(6), 3159. <https://doi.org/10.1121/1.4900634>

Goehring, T., Archer-Boyd, A. W., Arenberg, J. G., & Carlyon, R. P. (2021). The effect of increased channel interaction on speech perception with cochlear implants. *Scientific Reports*, *11*, 10383. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-89932-8>

Granço, F. S., Fernandes, N. F., Morettin, M., Filho, O. A. C., & Bevilacqua, M. C. (2013). The relationship between the speech perception and the degree of satisfaction among adult users of cochlear implants. *International Archives of Otorhinolaryngology*, *17*(2), 202–207. <https://doi.org/10.7162/S1809-97772013000200014>

Griffin, D. W., & Lim, J. S. (1988). Multiband excitation vocoder. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, *36*(8), 1223–1235. <https://doi.org/10.1109/29.1651>

Guevara, N., Hoen, M., Truy, E., & Gallego, S. (2016). A Cochlear Implant Performance Prognostic Test Based on Electrical Field Interactions Evaluated by eABR (Electrical Auditory Brainstem Responses). *PLOS ONE*, *11*(5), e0155008. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155008>

Henkin, Y., Kaplan-Neeman, R., Muchnik, C., Kronenberg, J., & Hildesheimer, M. (2003). Changes over time in electrical stimulation levels and electrode impedance values in children using the Nucleus 24M cochlear implant. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, *67*(8), 873–880. [https://doi.org/10.1016/s0165-5876\(03\)00131-9](https://doi.org/10.1016/s0165-5876(03)00131-9)

Hermann, R., Lescanne, E., Loundon, N., Barone, P., Belmin, J., Blanchet, C., Borel, S., Charpiot, A., Coez, A., Deguine, O., Farinetti, A., Godey, B., Lazard, D., Marx, M., Mosnier, I., Nguyen, Y., Teissier, N., Virole, M. B., Roman, S., & Truy, E. (2019a). French Society of ENT (SFORL) guidelines. Indications for cochlear implantation in adults. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2019.04.006>

Hermann, R., Lescanne, E., Loundon, N., Barone, P., Belmin, J., Blanchet, C., Borel, S., Charpiot, A., Coez, A., Deguine, O., Farinetti, A., Godey, B., Lazard, D., Marx, M., Mosnier, I., Nguyen, Y., Teissier, N., Virole, M. B., Roman, S., & Truy, É. (2019b). Recommandations de la SFORL. Indication de l'implant cochléaire chez l'adulte. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale*, 136(3), 193–197. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2018.11.005>

Hillenbrand, J. (2005). The role of fundamental frequency and formants in the perception of speaker sex. *Journal of The Acoustical Society of America - J ACOUST SOC AMER*, 118, 1932–1933. <https://doi.org/10.1121/1.4780850>

Holden, L. K., Finley, C. C., Firszt, J. B., Holden, T. A., Brenner, C., Potts, L. G., Gotter, B. D., Vanderhoof, S. S., Mispagel, K., Heydebrand, G., & Skinner, M. W. (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>

Hopkins, K., & Moore, B. C. J. (2009). The contribution of temporal fine structure to the intelligibility of speech in steady and modulated noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(1), 442–446. <https://doi.org/10.1121/1.3037233>

House, W. F. (1976). Cochlear implants. *The Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology*, 85 suppl 27(3Pt2), 1–93.

House, W. F., & Urban, J. (1973). Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *The Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology*, 82(4), 504–517. <https://doi.org/10.1177/000348947308200408>

Hu, Y., & Loizou, P. C. (2008). A new sound coding strategy for suppressing noise in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(1), 498–509. <https://doi.org/10.1121/1.2924131>

Hughes, M. L. (2013). *Objective Measures in Cochlear Implants*. Plural Pub.

Hughes, M. L., & Stille, L. J. (2008). Psychophysical versus Physiological Spatial Forward Masking and the Relation to Speech Perception in Cochlear Implants. *Ear and Hearing, 29*(3), 435–452. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31816a0d3d>

Hughes, M. L., & Stille, L. J. (2010). Effect of stimulus and recording parameters on spatial spread of excitation and masking patterns obtained with the electrically evoked compound action potential in cochlear implants. *Ear and Hearing, 31*(5), 679–692. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181e1d19e>

Hughes, M. L., Vander Werff, K. R., Brown, C. J., Abbas, P. J., Kelsay, D. M., Teagle, H. F., & Lowder, M. W. (2001). A longitudinal study of electrode impedance, the electrically evoked compound action potential, and behavioral measures in nucleus 24 cochlear implant users. *Ear and Hearing, 22*(6), 471–486. <https://doi.org/10.1097/00003446-200112000-00004>

International Bureau for Audiophonology. (n.d.). *Recommandations—Aides auditives*. Retrieved August 6, 2020, from <https://www.biap.org/fr/recommandations/recommandations/ct-06-aides-auditives>

International Bureau for Audiophonology Recommendations 02/1. (1996, October 26). *Audiometric Classification of Hearing Impairments*. <https://www.biap.org/en/recommandations/recommendations/tc-02-classification>

Jia, H., Nguyen, Y., De Seta, D., Hochet, B., Smail, M., Bernardeschi, D., Wu, H., Mosnier, I., Kalamarides, M., & Sterkers, O. (2020). Management of sporadic vestibular schwannoma with contralateral nonserviceable hearing. *The Laryngoscope, 130*(6), E407–E415. <https://doi.org/10.1002/lary.28369>

Joly, C.-A. (2017). *Liens entre niveaux perceptifs, performances auditives et réponses électrophysiologiques de la cochlée et du tronc cérébral suite à la stimulation électrique délivrée par les implants cochléaires MED-EL* [Thèse de Doctorat, Université de Lyon]. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01883801>

Jones, H., Kan, A., & Litovsky, R. Y. (2014). Comparing Sound Localization Deficits in Bilateral Cochlear-Implant Users and Vocoder Simulations With Normal-Hearing Listeners. *Trends in Hearing, 18*. <https://doi.org/10.1177/2331216514554574>

Kallel, F., Laboissiere, R., Ben Hamida, A., & Berger-Vachon, C. (2013). Influence of a shift in frequency distribution and analysis rate on phoneme intelligibility in noisy

environments for simulated bilateral cochlear implants. *Applied Acoustics*, 74(1), 10–17. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2012.05.014>

Kates, J. M., Arehart, K. H., & Harvey, L. O. (2019). Integrating a remote microphone with hearing-aid processing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 145(6), 3551. <https://doi.org/10.1121/1.5111339>

Kiefer, J., Hohl, S., Stürzebecher, E., Pfennigdorff, T., & Gstöettner, W. (2001). Comparison of speech recognition with different speech coding strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and their relationship to telemetry measures of compound action potentials in the nucleus CI 24M cochlear implant system. *Audiology: Official Organ of the International Society of Audiology*, 40(1), 32–42.

Kozlov, A. S., Risler, T., Hinterwirth, A. J., & Hudspeth, A. (2012). Relative stereociliary motion in a hair bundle opposes amplification at distortion frequencies. *The Journal of Physiology*, 590(Pt 2), 301–308. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.218362>

Kreft, H. A., DeVries, L. A., Arenberg, J. G., & Oxenham, A. J. (2019). Comparing Rapid and Traditional Forward-Masked Spatial Tuning Curves in Cochlear-Implant Users. *Trends in Hearing*, 23. <https://doi.org/10.1177/2331216519851306>

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. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2020.107969>

Lane, C., Zimmerman, K., Agrawal, S., & Parnes, L. (2020). Cochlear implant failures and reimplantation: A 30-year analysis and literature review. *The Laryngoscope*, 130(3), 782–789. <https://doi.org/10.1002/lary.28071>

Laneau, J., Moonen, M., & Wouters, J. (2006). Factors affecting the use of noise-band vocoders as acoustic models for pitch perception in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(1), 491–506.

Lawler, M., Yu, J., & Aronoff, J. (2017). Comparison of the Spectral-Temporally Modulated Ripple Test with the Arizona Biomedical Institute Sentence Test in Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*, 38(6), 760–766. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000496>

Lawson, D., Wilson, B. S., Zerbi, M., & Finley, C. C. (1996). Speech processors for auditory prostheses. *Third Quarterly Progress Report, NIH Contract, 01*.

Lazard, D. S., Vincent, C., Venail, F., Heyning, P. V. de, Truy, E., Sterkers, O., Skarzynski, P. H., Skarzynski, H., Schauwers, K., O'Leary, S., Mawman, D., Maat, B., Kleine-Punte, A., Huber, A. M., Green, K., Govaerts, P. J., Fraysse, B., Dowell, R., Dillier, N., ... Blamey, P. J. (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>

Leek, M. R., & Summers, V. (1996). Reduced frequency selectivity and the preservation of spectral contrast in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100(3), 1796–1806. <https://doi.org/10.1121/1.415999>

Leigh, J. R., Moran, M., Hollow, R., & Dowell, R. C. (2016). Evidence-based guidelines for recommending cochlear implantation for postlingually deafened adults. *International Journal of Audiology*, 55(sup2), S3–S8. <https://doi.org/10.3109/14992027.2016.1146415>

Lella, F. D., Bacciu, A., Pasanisi, E., Vincenti, V., Guida, M., & Bacciu, S. (2010). Main peak interleaved sampling (MPIS) strategy: Effect of stimulation rate variations on speech perception in adult cochlear implant recipients using the Digisonic SP cochlear implant. *Acta Oto-Laryngologica*, 130(1), 102–107. <https://doi.org/10.3109/00016480902896113>

Levitt, H. (1971). Transformed up-down methods in psychoacoustics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 49(2), Suppl 2:467+.

Lieberman, M. C. (1982). The cochlear frequency map for the cat: Labeling auditory-nerve fibers of known characteristic frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(5), 1441–1449. <https://doi.org/10.1121/1.388677>

Litvak, L. M., Spahr, A. J., Saoji, A. A., & Fridman, G. Y. (2007). Relationship between perception of spectral ripple and speech recognition in cochlear implant and vocoder listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(2), 982–991. <https://doi.org/10.1121/1.2749413>

Loizou, P. C. (2006). Speech processing in vocoder-centric cochlear implants. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*, 64, 109–143. <https://doi.org/10.1159/000094648>

Loizou, P. C., Dorman, M. F., Tu, Z., & Fitzke, J. (2000). Recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of speak-type cochlear implant signal processors. *The Annals of Otology, Rhinology & Laryngology. Supplement*, 185, 67–68.

Loizou, P. C., Dorman, M., & Tu, Z. (1999). On the number of channels needed to understand speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(4), 2097–2103. <https://doi.org/10.1121/1.427954>

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>

Loundon, N., Rouillon, I., Munier, N., Marlin, S., Roger, G., & Garabedian, E. N. (2005). Cochlear implantation in children with internal ear malformations. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 26(4), 668–673. <https://doi.org/10.1097/01.mao.0000178126.58859.a9>

McDermott, H. J., McKay, C. M., & Vandali, A. E. (1992). A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 91(6), 3367–3371. <https://doi.org/10.1121/1.402826>

McHardy, J., Robblee, L. S., Marston, J. M., & Brummer, S. B. (1980). Electrical stimulation with pt electrodes. IV. Factors influencing Pt dissolution in inorganic saline. *Biomaterials*, 1(3), 129–134. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(80\)90034-4](https://doi.org/10.1016/0142-9612(80)90034-4)

McKay, C. M. (2012). Forward masking as a method of measuring place specificity of neural excitation in cochlear implants: A review of methods and interpretation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(3), 2209–2224. <https://doi.org/10.1121/1.3683248>

McLoughlin, I. (2009). *Applied Speech and Audio Processing: With Matlab Examples*. Cambridge University Press.

McRackan, T. R., Bauschard, M., Hatch, J. L., Franko-Tobin, E., Droghini, H. R., Nguyen, S. A., & Dubno, J. R. (2018). Meta-analysis of quality-of-life improvement after

cochlear implantation and associations with speech recognition abilities. *The Laryngoscope*, 128(4), 982–990. <https://doi.org/10.1002/lary.26738>

Mens, L. H. M. (2007). Advances in Cochlear Implant Telemetry: Evoked Neural Responses, Electrical Field Imaging, and Technical Integrity. *Trends in Amplification*, 11(3), 143–159. <https://doi.org/10.1177/1084713807304362>

Merzenich, M. M., Michelson, R. P., Pettit, C. R., Schindler, R. A., & Reid, M. (1973). Neural encoding of sound sensation evoked by electrical stimulation of the acoustic nerve. *The Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 82(4), 486–503. <https://doi.org/10.1177/000348947308200407>

Michelson, R. P., Merzenich, M. M., Pettit, C. R., & Schindler, R. A. (1973). A cochlear prosthesis: Further clinical observations; preliminary results of physiological studies. *The Laryngoscope*, 83(7), 1116–1122. <https://doi.org/10.1288/00005537-197307000-00015>

Middlebrooks, J. C., Simon, J. Z., Popper, A. N., & Fay, R. R. (2017). *The Auditory System at the Cocktail Party*. Springer.

Moore, B. C. J. (2004). Dead regions in the cochlea: Conceptual foundations, diagnosis, and clinical applications. *Ear and Hearing*, 25(2), 98–116.

Moore, B. C. J. (2007). *Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues*. John Wiley & Sons.

Moore, B. C. J. (2012). *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Brill.

Moore, B. C. J. (2014). Psychoacoustics. In *Springer Handbook of Acoustics* (p. 475). https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0755-7_13

Mosnier, I., Ambert-Dahan, E., Smadja, M., Ferrary, E., Bouccara, D., Bozorg-Grayeli, A., & Sterkers, O. (2006). Performances et complications de l'implant cochléaire chez 134 patients adultes implantés depuis 1990. *Annales d'Otolaryngologie et de Chirurgie Cervico-faciale*, 123(2), 71–78. [https://doi.org/10.1016/S0003-438X\(06\)76645-2](https://doi.org/10.1016/S0003-438X(06)76645-2)

Mueller, M. F., Meisenbacher, K., Lai, W.-K., & Dillier, N. (2014). Sound localization with bilateral cochlear implants in noise: How much do head movements contribute to localization? *Cochlear Implants International*, 15(1), 36–42. <https://doi.org/10.1179/1754762813Y.0000000040>

Müller, J., Brill, S., Hagen, R., Moeltner, A., Brockmeier, S.-J., Stark, T., Helbig, S., Maurer, J., Zahnert, T., Zierhofer, C., Nopp, P., & Anderson, I. (2012). Clinical trial results with the MED-EL fine structure processing coding strategy in experienced cochlear implant users. *ORL; Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties*, 74(4), 185–198. <https://doi.org/10.1159/000337089>

Nelson, D. A. (1991). High-level psychophysical tuning curves: Forward masking in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of Speech and Hearing Research*, 34(6), 1233–1249.

Nelson, D. A., Donaldson, G. S., & Kreft, H. (2008). Forward-masked spatial tuning curves in cochlear implant users. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123(3), 1522–1543. <https://doi.org/10.1121/1.2836786>

NIDCD. (2019). *Cochlear Implants*. NIDCD, National Institute on Deafness and Other Communication Disorder. <https://www.nidcd.nih.gov/health/cochlear-implants>

Orabi, A. A., Mawman, D., Al-Zoubi, F., Saeed, S. R., & Ramsden, R. T. (2006). Cochlear implant outcomes and quality of life in the elderly: Manchester experience over 13 years¹. *Clinical Otolaryngology*, 31(2), 116–122. <https://doi.org/10.1111/j.1749-4486.2006.01156.x>

Oxenham, A. J., & Simonson, A. M. (2006). Level dependence of auditory filters in nonsimultaneous masking as a function of frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(1), 444–453. <https://doi.org/10.1121/1.2141359>

Padilla, M., Stupak, N., & Landsberger, D. M. (2017). Pitch ranking with different virtual channel configurations in electrical hearing. *Hearing Research*, 348, 54–62. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2017.02.013>

Papsin, B. C. (2005). Cochlear Implantation in Children With Anomalous Cochleovestibular Anatomy. *The Laryngoscope*, 115(S106), 1–26. <https://doi.org/10.1097/00005537-200501001-00001>

Patterson, R. D. (1986). Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution. *Frequency Selectivity in Hearing*.

Patterson, R. D., Nimmo-Smith, I., Weber, D. L., & Milroy, R. (1982). The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech

threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(6), 1788–1803. <https://doi.org/10.1121/1.388652>

Peng, K. A., Kuan, E. C., Hagan, S., Wilkinson, E. P., & Miller, M. E. (2017). Cochlear Nerve Aplasia and Hypoplasia: Predictors of Cochlear Implant Success. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 157(3), 392–400. <https://doi.org/10.1177/0194599817718798>

Percy-Smith, L., Wischmann, S., Josvassen, J. L., Schiøth, C., & Cayé-Thomasen, P. (2021). Language Development for the New Generation of Children with Hearing Impairment. *Journal of Clinical Medicine*, 10(11), 2350. <https://doi.org/10.3390/jcm10112350>

Polonenko, M. J., Papsin, B. C., & Gordon, K. A. (2018). Limiting asymmetric hearing improves benefits of bilateral hearing in children using cochlear implants. *Scientific Reports*, 8(1), 13201. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-31546-8>

Preminger, J. E., Carpenter, R., & Ziegler, C. H. (2005). A clinical perspective on cochlear dead regions: Intelligibility of speech and subjective hearing aid benefit. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(8), 600–613; quiz 631–632. <https://doi.org/10.3766/jaaa.16.8.9>

Pudenz, R. H., Agnew, W. F., Yuen, T. G., Bullara, L. A., Jacques, S., & Shelden, C. H. (1977). Adverse effects of electrical energy applied to the nervous system. *Applied Neurophysiology*, 40(2–4), 72–87. <https://doi.org/10.1159/000102435>

Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W., LaMantia, A.-S., & White, L. (2019). *Neurosciences*. De Boeck Supérieur.

Qazi, O. U. R., van Dijk, B., Moonen, M., & Wouters, J. (2013). Understanding the effect of noise on electrical stimulation sequences in cochlear implants and its impact on speech intelligibility. *Hearing Research*, 299, 79–87. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2013.01.018>

Qin, M. K., & Oxenham, A. J. (2003). Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(1), 446–454. <https://doi.org/10.1121/1.1579009>

Ramsden, R. T. (2013). History of cochlear implantation. *Cochlear Implants International*, 14 Suppl 4, S3-5. <https://doi.org/10.1179/1467010013Z.000000000140>

Romand Raymond. (1992). *Le système auditif central [Texte imprimé]: Anatomie et physiologie / éd. par R. Romand...* INSERM SFA Société française d'acoustique.

Rosen, S. (1992). Temporal information in speech: Acoustic, auditory and linguistic aspects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 336(1278), 367–373. <https://doi.org/10.1098/rstb.1992.0070>

Rosen, S., Souza, P., Ekelund, C., & Majeed, A. A. (2013). Listening to speech in a background of other talkers: Effects of talker number and noise vocoding. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 133(4), 2431–2443. <https://doi.org/10.1121/1.4794379>

Schatzer, R., Krenmayr, A., Au, D. K. 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), 1031–1039. <https://doi.org/10.3109/00016481003591731>

Schleich, P., Nopp, P., & D'Haese, P. (2004). Head shadow, squelch, and summation effects in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant. *Ear and Hearing*, 25(3), 197–204.

Schroeder, M. R. (1966). Vocoders: Analysis and synthesis of speech. *Proceedings of the IEEE*, 54(5), 720–734. <https://doi.org/10.1109/PROC.1966.4841>

Schwartz-Leyzac, K. C., Zwolan, T. A., & Pfungst, B. E. (2017). Effects of electrode deactivation on speech recognition in multichannel cochlear implant recipients. *Cochlear Implants International*, 18(6), 324–334. <https://doi.org/10.1080/14670100.2017.1359457>

Sek, A., Alcántara, J., Moore, B. C. J., Kluk, K., & Wicher, A. (2005). Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves. *International Journal of Audiology*, 44(7), 408–420.

Sek, A., & Moore, B. C. J. (2011). Implementation of a fast method for measuring psychophysical tuning curves. *International Journal of Audiology*, 50(4), 237–242. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.550636>

Seldran, F., Gallego, S., Thai-Van, H., & Berger-Vachon, C. (2014). Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: A simulation dedicated to EAS cochlear implant, in the presence of noise. *Applied Acoustics*, 76, 300–309. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2013.08.003>

Seldran, F., Thai-Van, H., Truy, E., Berger-Vachon, C., Collet, L., Gallego, S., Seldran, F., & Beliaeff, M. (2010). Simulation of an EAS Implant with a Hybrid Vocoder. *Cochlear*

SFA. (2020, September 19). *Recommandations SFA - SFORL sur l'Audiométrie Vocale dans le Bruit*. Sfaudiologie. <https://www.sfaudiologie.fr/post/recommandations-sfa-sforl-sur-l-audiométrie-vocale-dans-le-bruit>

Shannon, R. V. (1983). Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. II. Channel interaction. *Hearing Research*, 12(1), 1–16.

Shannon, R. V., Cruz, R. J., & Galvin, J. J. (2011). Effect of stimulation rate on cochlear implant users' phoneme, word and sentence recognition in quiet and in noise. *Audiology & Neuro-Otology*, 16(2), 113–123. <https://doi.org/10.1159/000315115>

Shannon, R. V., Fu, Q.-J., & Galvin, J. (2004). The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation. *Acta Oto-Laryngologica. Supplementum*, 552, 50–54.

Shannon, R. V., Zeng, F. G., Kamath, V., Wygonski, J., & Ekelid, M. (1995). Speech recognition with primarily temporal cues. *Science (New York, N.Y.)*, 270(5234), 303–304.

Shannon, R. V., Zeng, F.-G., & Wygonski, J. (1998). Speech recognition with altered spectral distribution of envelope cues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104(4), 2467–2476. <https://doi.org/10.1121/1.423774>

Simmons, F. B., Mongeon, C. J., Lewis, W. R., & Huntington, D. A. (1964). ELECTRICAL STIMULATION OF ACOUSTICAL NERVE AND INFERIOR COLLICULUS. *Archives of Otolaryngology (Chicago, Ill.: 1960)*, 79, 559–568. <https://doi.org/10.1001/archotol.1964.00750030572003>

Simon, F., Roman, S., Truy, E., Barone, P., Belmin, J., Blanchet, C., Borel, S., Charpiot, A., Coez, A., Deguine, O., Farinetti, A., Godey, B., Lazard, D., Marx, M., Mosnier, I., Nguyen, Y., Teissier, N., Virole, B., Lescanne, E., & Loundon, N. (2019). Recommandations de la SFORL (version courte) sur l'indication de l'implant cochléaire chez l'enfant. *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale*, 136(5), 376–382. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2019.01.004>

Singh, G., Lau, S.-T., & Pichora-Fuller, M. K. (2015). Social Support Predicts Hearing Aid Satisfaction. *Ear and Hearing*, 36(6), 664–676. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000182>

Skinner, M. W., Arndt, P. L., & Staller, S. J. (2002). Nucleus 24 advanced encoder conversion study: Performance versus preference. *Ear and Hearing*, 23(1 Suppl), 2S-17S.

Skinner, M. W., Holden, L. K., Whitford, L. A., Plant, K. L., Psarros, C., & Holden, T. A. (2002). Speech recognition with the nucleus 24 SPEAK, ACE, and CIS speech coding strategies in newly implanted adults. *Ear and Hearing*, 23(3), 207–223.

Sladen, D. P., Peterson, A., & Olund, A. (2020). Assessment of Temporal Fine Structure Processing Among Older Adults With Cochlear Implants. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 41(3), 327–333. <https://doi.org/10.1097/MAO.00000000000002533>

Smith, S. W. (1997). *The scientist and engineer's guide to digital signal processing*.

Sonnet, M.-H., Montaut-Verient, B., Niemier, J.-Y., Hoen, M., Ribeyre, L., & Parietti-Winkler, C. (2017). Cognitive Abilities and Quality of Life After Cochlear Implantation in the Elderly. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 38(8), e296–e301. <https://doi.org/10.1097/MAO.00000000000001503>

Spitzer, E. R., Choi, S., & Hughes, M. L. (2019). The Effect of Stimulus Polarity on the Relation Between Pitch Ranking and ECAP Spread of Excitation in Cochlear Implant Users. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, 20(3), 279–290. <https://doi.org/10.1007/s10162-018-00712-0>

Srinivasan, A. G., Padilla, M., Shannon, R. V., & Landsberger, D. M. (2013). Improving speech perception in noise with current focusing in cochlear implant users. *Hearing Research*, 299, 29–36. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2013.02.004>

Stakhovskaya, O., Sridhar, D., Bonham, B. H., & Leake, P. A. (2007). Frequency Map for the Human Cochlear Spiral Ganglion: Implications for Cochlear Implants. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 8(2), 220–233. <https://doi.org/10.1007/s10162-007-0076-9>

Stelmachowicz, P. G., Jesteadt, W., Gorga, M. P., & Mott, J. (1985). Speech perception ability and psychophysical tuning curves in hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(2), 620–627.

Stickney, G. S., Loizou, P. C., Mishra, L. N., Assmann, P. F., Shannon, R. V., & Opie, J. M. (2006). Effects of electrode design and configuration on channel interactions. *Hearing Research*, 211(1–2), 33–45. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2005.08.008>

Stickney, G. S., Zeng, F.-G., Litovsky, R., & Assmann, P. (2004). Cochlear implant speech recognition with speech maskers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(2), 1081–1091. <https://doi.org/10.1121/1.1772399>

Thomas, I. B. (1968). The Influence of First and Second Formants on the Intelligibility of Clipped Speech. *Journal of the Audio Engineering Society*, 16(2), 182–185.

Throckmorton, C. S., & Collins, L. M. (2002). The effect of channel interactions on speech recognition in cochlear implant subjects: Predictions from an acoustic model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 112(1), 285–296.

Tong, Y. C., Black, R. C., Clark, G. M., Forster, I. C., Millar, J. B., O'Loughlin, B. J., & Patrick, J. F. (1979). A preliminary report on a multiple-channel cochlear implant operation. *The Journal of Laryngology and Otology*, 93(7), 679–695. <https://doi.org/10.1017/s0022215100087545>

Trautmüller, H. (1990). Analytical expressions for the tonotopic sensory scale. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(1), 97–100. <https://doi.org/10.1121/1.399849>

Vaillancourt, V., Laroche, C., Mayer, C., Basque, C., Nali, M., Eriks-Brophy, A., Soli, S. D., & Giguère, C. (2005). Adaptation of the HINT (hearing in noise test) for adult Canadian Francophone populations. *International Journal of Audiology*, 44(6), 358–369.

Vanpoucke, F., Zarowski, A., Casselman, J., Frijns, J., & Peeters, S. (2004). The facial nerve canal: An important cochlear conduction path revealed by Clarion electrical field imaging. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 25(3), 282–289. <https://doi.org/10.1097/00129492-200405000-00014>

Verschuur, C. (2009). Modeling the effect of channel number and interaction on consonant recognition in a cochlear implant peak-picking strategy. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *125*(3), 1723–1736. <https://doi.org/10.1121/1.3075554>

Vesseur, A., Free, R., Snels, C., Dekker, F., Mylanus, E., Verbist, B., & Frijns, J. (2018). Hearing Restoration in Cochlear Nerve Deficiency: The Choice Between Cochlear Implant or Auditory Brainstem Implant, a Meta-analysis. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otolology and Neurotology*, *39*(4), 428–437. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001727>

Warren, F. M., Wiggins, R. H., Pitt, C., Harnsberger, H. R., & Shelton, C. (2010). Apparent cochlear nerve aplasia: To implant or not to implant? *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otolology and Neurotology*, *31*(7), 1088–1094. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181eb3272>

Wever, E. G., & Bray, C. W. (1930). ACTION CURRENTS IN THE AUDITORY NERVE IN RESPONSE TO ACOUSTICAL STIMULATION. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *16*(5), 344–350.

White, M. W., Merzenich, M. M., & Gardi, J. N. (1984). Multichannel cochlear implants. Channel interactions and processor design. *Archives of Otolaryngology (Chicago, Ill.: 1960)*, *110*(8), 493–501.

Wilson, B. S., & Dorman, M. F. (2008). Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future. *Hearing Research*, *242*(1–2), 3–21. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2008.06.005>

Wilson, B. S., Dorman, M. F., Gifford, R. H., & McAlpine, D. (2016). Cochlear Implant Design Considerations. In N. M. Young & K. I. Kirk (Eds.), *Pediatric Cochlear Implantation* (pp. 3–23). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2788-3_1

Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., Wolford, R. D., Eddington, D. K., & Rabinowitz, W. M. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, *352*(6332), 236–238. <https://doi.org/10.1038/352236a0>

Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., Wolford, R. D., & Zerbi, M. (1993). Design and evaluation of a continuous interleaved sampling (CIS) processing strategy for multichannel cochlear implants. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *30*(1), 110–116.

Wilson, B. S., Lawson, D. T., Zerbi, M., & Finley, C. C. (1994). Speech processors for auditory prostheses. *NIH Project, 01*.

Wilson, B. S., Sun, X., Schatzer, R., & Wolford, R. D. (2004). Representation of fine structure or fine frequency information with cochlear implants. *International Congress Series, 1273*, 3–6. <https://doi.org/10.1016/j.ics.2004.08.018>

Winn, M. B., Rhone, A. E., Chatterjee, M., & Idsardi, W. J. (2013). The use of auditory and visual context in speech perception by listeners with normal hearing and listeners with cochlear implants. *Frontiers in Psychology, 4*, 824. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00824>

Won, J. H., Drennan, W. R., & Rubinstein, J. T. (2007). Spectral-Ripple Resolution Correlates with Speech Reception in Noise in Cochlear Implant Users. *JARO: Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 8*(3), 384–392. <https://doi.org/10.1007/s10162-007-0085-8>

Wouters, J., McDermott, H. J., & Francart, T. (2015). Sound Coding in Cochlear Implants: From electric pulses to hearing. *IEEE Signal Processing Magazine, 32*(2), 67–80. <https://doi.org/10.1109/MSP.2014.2371671>

Zeng, F.-G., & Fay, R. R. (2013). *Cochlear Implants: Auditory Prostheses and Electric Hearing*. Springer Science & Business Media.

Zhang, T., Dorman, M. F., Gifford, R., & Moore, B. C. J. (2014). Cochlear dead regions constrain the benefit of combining acoustic stimulation with electric stimulation. *Ear and Hearing, 35*(4), 410–417. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000032>

Zierhofer, C. M. (2009). *Electrical Stimulation of the Acoustic Nerve with Coherent Fine Structure* (United States Patent No. US20090254150A1). <https://patents.google.com/patent/US20090254150/en>

Zwicker, E. (1961). Subdivision of the Audible Frequency Range into Critical Bands (Frequenzgruppen). *The Journal of the Acoustical Society of America, 33*(2), 248–248. <https://doi.org/10.1121/1.1908630>

Annexe 1 : Listes de mots dissyllabiques de Fournier

PISTE 1	PISTE 2	PISTE 3	PISTE 4	PISTE 5
le bouchon	le rateau	le souci	le congé	le grillon
le souper	le donjon	le tripot	le mouton	le terrain
le rondin	le sergent	le balais	le roseau	le soulier
le grumeau	le crémier	le vallon	le frelon	le gazon
le rebut	le niveau	le saindoux	le lapin	le faisceau
le glaçon	le refrain	le brigand	le traité	le billet
le réchaud	le veston	le rouleau	le caillot	le rabais
le coffret	le forban	le défi	le radis	le plateau
le gamin	le bucher	le bambin	le baton	le cordon
la clavier	le cachot	le secret	le ruban	le ticket

PISTE 6	PISTE 7	PISTE 8	PISTE 9	PISTE 10
le pigeon	le repas	le dentier	le nougat	le poussin
le carnet	le complot	le boulon	le devis	le chevreau
le noyau	le savon	le hameau	le bacquet	le forfait
le jardin	le curé	le conflit	le débris	le mari
le portrait	le sanglot	le bonnet	le guichet	le bosquet
le blazon	le poulet	le fusil	le bijou	le garçon
le salut	le chaînon	le rayon	le cahier	le sifflet
le délai	le sachet	le bandeau	le goujon	le boitier
le sabot	le remou	le relais	le dessin	le cabot
le jumeau	le coquin	le canon	le cotteau	le taudis

PISTE 11	PISTE 12	PISTE 13	PISTE 14	PISTE 15
le parfum	le rideau	le turbo	le cheveu	le carton
le cachet	le tampon	le hocquet	le citron	le pruneau
le ravin	le boudin	le plastron	le rocher	le regret
le dragon	le vacher	le raisin	le cavot	le dément
le lila	le débit	le croyant	le soldat	le répit
le récit	le marteau	le fourré	le muguet	le colon
le couvent	le cadran	le taquin	le bouton	le respect
le gallon	le requin	le morceau	le verrier	le bilan
le courrier	le goudron	le normand	le fourneau	le dépôt
le crapaud	le clocher	le poisson	le bassin	le rachat

PISTE 16	PISTE 17	PISTE 18	PISTE 19	PISTE 20
le coupon	le reflet	le sapin	le cadet	le crayon
le marché	le croquis	le corset	le bidon	le château
le doyen	le moineau	le charbon	le juri	le fusain
le torrent	le dégout	le serment	le sursaut	le délit
le festin	le projet	le radeau	le rentier	le glouton
le cliché	le chausson	le valet	le flacon	le baudet
le drapeau	le reçu	le cousin	le bourreau	le dévot
le juron	le déchet	le foyer	le piment	le combat
le pari	le fragment	le pardon	le béton	le profit
le sujet	le renom	le hibou	le lingot	le cerveau

PISTE 21	PISTE 22	PISTE 23	PISTE 24	PISTE 25
le logis	le tronçon	le fortin	le mandat	le baron
le destin	le calo	le troupeau	le feuillet	le chagrin
le perdreau	le banquet	le sermont	le gateau	le tableau
le chalet	le mépris	le navet	le voilier	le flocon
le fagot	le jasmin	le cadeau	le fuseau	le débat
le toupet	le décret	le frippon	le volcan	le buffet
le compas	le taureau	le témoin	le chariot	le dépôt
le héron	le patron	le cornet	le jallon	le bouffon
le tricot	le chemin	le tapis	le civet	le vaisseau
le froment	le fracas	le convoi	le gourdin	le dossier

PISTE 26	PISTE 27	PISTE 28	PISTE 29	PISTE 30
le corbeau	le rubis	le talon	le réseau	le gigot
le fossé	le volet	le joillau	le buisson	le contrat
le clairon	le frisson	le filet	le pavé	le fardeau
le sentier	le museau	le diamant	le genou	le bricket
le jarret	le casier	le coussin	le bourgeon	le melon
le ruisseau	le wagon	le danger	le gradin	le réduit
le ciment	le grelot	le manchot	le filon	le brochet
le péché	le jargon	le degré	le diner	le champion
le début	le gousset	le couteau	le traîneau	le palais
le maillot	le monceau	le neveu	le capot	le pinson

PISTE 31	PISTE 32	PISTE 33	PISTE 34	PISTE 35
le progrès	le caisson	le moulin	le parent	le bossu
le marquis	le lacet	le pinceau	le chapeau	le gilet
le canot	le coli	le bouquet	le talus	le salon
le poinson	le chiffon	le cocher	le forçat	le jockey
le lambeau	le ferment	le maçon	le camion	le prénom
le pépin	le rognon	le défaut	le satin	le bérêt
le balcon	le cypès	le caillou	le paquet	le moment
le gibier	le barreau	le gibet	le matin	le panneau
le soupçon	le duvet	le brouillon	le poison	le repli
le poteau	le milieu	le tourment	le chevet	le sommier


PISTE 36	PISTE 37	PISTE 38	PISTE 39	PISTE 40
le galop	le bureau	le bateau	le blaireau	le verglas
le livret	le chantier	le crouton	le levain	le coté
le défunt	le tournoi	le serpent	le saumon	le marron
le lacquais	le chignon	le crédit	le roman	le ciseau
le plafond	le format	le lampion	le déclin	le berger
le traiteau	le crochet	le rouli	le parquet	le roti
le poulin	le bandit	le brevet	le trousseau	le troupier
le talent	le refus	le tracas	le rivet	le surnom
le boyaud	le ballon	le voisin	le poumon	le boulet
le menton	le patin	le rameau	le musée	le cerceau

Annexe 2 : Article publié dans Applied Sciences



Article

Hearing in Noise: The Importance of Coding Strategies – Normal-Hearing Subjects and Cochlear Implant Users

Pierre-Antoine Cucis ^{1,2,*} , Christian Berger-Vachon ^{3,4}, Ruben Hermann ^{1,2}, Fabien Millioz ⁵, Eric Truy ^{1,2} and Stéphane Gallego ^{6,7}

¹ Integrative, Multisensory, Perception, Action and Cognition Team (IMPACT), INSERM U1028, CNRS UMR 5292, Claude-Bernard Lyon1 University, 69676 Bron, France; ruben.hermann@chu-lyon.fr (R.H.); eric.truy@chu-lyon.fr (E.T.)

² ENT and Cervico-Facial Surgery Department, Edouard Herriot Hospital, 69003 Lyon, France

³ Brain Dynamics and Cognition (DYCOG), INSERM U1028, CNRS UMR 5292, Claude-Bernard Lyon1 University, 69676 Bron CEDEX, France; christian.berger-vachon@univ-lyon1.fr

⁴ Biomechanics and Impact Mechanics Laboratory (LBMC), French Institute of Science and Technology for Transport, Development and Networks (IFSTTAR), CNRS UMR T9406, Claude-Bernard Lyon1 University, 69675 Bron CEDEX, France

⁵ Centre for Research into the Acquisition and Processing of Images for Healthcare (CREATIS), INSERM U1206, CNRS UMR5220, INSA, Claude-Bernard Lyon1 University, F69621 Lyon, France; fabien.millioz@univ-lyon1.fr

⁶ Sensory and Cognitive Neuroscience Laboratory (LNSC), CNRS UMR 7260, Aix-Marseille University, 13331 Marseille, France; sgallego@hotmail.fr

⁷ Institute of Rehabilitation Sciences and Techniques (ISTR), Claude-Bernard Lyon1 University, 69373 Lyon CEDEX 08, France

* Correspondence: cucis.pa@gmail.com; Tel.: +33-472-110-0518

Received: 7 December 2018; Accepted: 11 February 2019; Published: 20 February 2019



Abstract: Two schemes are mainly used for coding sounds in cochlear implants: Fixed-Channel and Channel-Picking. This study aims to determine the speech audiometry scores in noise of people using either type of sound coding scheme. Twenty normal-hearing and 45 cochlear implant subjects participated in this experiment. Both populations were tested by using disyllabic words mixed with cocktail-party noise. A cochlear implant simulator was used to test the normal-hearing subjects. This simulator separated the sound into 20 spectral channels and the eight most energetic were selected to simulate the Channel-Picking strategy. For normal-hearing subjects, we noticed higher scores with the Fixed-Channel strategy than with the Channel-Picking strategy in the mid-range signal-to-noise ratios (0 to +6 dB). For cochlear implant users, no differences were found between the two coding schemes but we could see a slight advantage for the Fixed-Channel strategies over the Channel-Picking strategies. For both populations, a difference was observed for the signal-to-noise ratios at 50% of the maximum recognition plateau in favour of the Fixed-Channel strategy. To conclude, in the most common signal-to-noise ratio conditions, a Fixed-Channel coding strategy may lead to better recognition percentages than a Channel-Picking strategy. Further studies are indicated to confirm this.

Keywords: cochlear implant; coding strategy; Fixed-Channel; Channel-Picking; vocoder simulation; normal-hearing

1. Introduction

In 2012, cochlear implants (CIs) had successfully restored partial hearing to over 324,200 deaf people worldwide [1]. In most cases, users of modern CIs perform well in quiet listening conditions. Four CI manufacturers are presently on the French market: Cochlear® and Neurelec®/ Oticon Medical® for Channel-Picking (CP) strategies and Advanced Bionics® and Med-El® for Fixed-Channel (FC) strategies. For most CI users, performances for speech perception significantly decrease in noisy environments [2].

All modern sound coding strategies are based on the analysis of acoustic information by a bank of band-pass filters and each strategy has its own philosophy [3].

Two coding schemes are mainly in use. FC strategies transmit all available channels to the electrodes, which usually stimulate at a high rate. CP strategies (sometimes called n-of-m strategies) use various stimulation rates (a high, medium or low rate), estimate the outputs of all the available channels (m) and select a subset of channels (n) with the largest amplitudes.

The present study focuses on the relative contribution of FC strategies and CP strategies on syllable recognition in noise. We wish to compare the efficiency of the FC and CP coding strategies, first in simulation and secondly with CI users.

1.1. Sound Coding Strategies

In practice, a wide variation of outcomes is observed amongst implanted patients, which is probably linked to the duration of deafness, the age at implantation, the age at onset of deafness, the duration of implant use and the patient's social environment [4].

Some studies showed a superiority of an FC strategy over a CP strategy particularly in noise [5]. Others like Skinner et al. and Kiefer et al. [6,7] showed a positive difference, for speech recognition, in favour of the Advanced Combination Encoder (ACE) (CP strategy) over Continuous Interleaved Sampling (CIS) (FC strategy) and Spectral Peak Picking (SPEAK) (CP strategy) [6]. Brockmeier et al. [8] compared the musical activities and perception of cochlear implant users and concluded that CIS, SPEAK and ACE did not differ significantly. No clear advantage for a particular coding scheme has been identified yet.

The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation for both FC and CP strategies [9,10]. For FC strategies, all channels are transmitted to the corresponding electrodes, usually between 12 and 16, leading to a relatively large amount of spectral information that may be blurred by the current spread in the cochlea. When the stimulation rate is high, some results suggest that this rate may be beneficial to speech perception [11]. Another feature of the strategies lies in the non-overlapping (interleaved) pulse delivery; pulses are brief with a minimum delay between them and rapid variations in speech can be tracked [12].

1.2. Influence of Noise

The assessment of the performance of CI users in noise has become of great interest as it is considered to be representative of daily listening conditions.

In noise, the natural gaps in speech are filled and speech envelopes are distorted making speech recognition more difficult. The CP coding strategies may select noise-dominated channels, instead of the dominant speech channels, at low signal-to-noise ratios (SNRs) [13]. Unlike the CP strategies, FC strategies transmit the information of all available channels leaving the task of selecting the informational cues to the auditory system.

The presence of noise reduces the effective dynamic range for CI users by compressing the region of audibility into the upper position of the dynamic range [14]. Good speech perception in noise is a target in the management of deafness [15–18] and this aspect is also of great importance when CI coding strategies are concerned. Thus, tests in noise are more sensitive to changes in the fitting parameters and more ecological than tests in quiet conditions.

1.3. Simulation with Normal-Hearing Subjects

Considering the heterogeneity in a group of CI users, it is usually difficult to draw strong conclusions. Additionally, as the FC and CP strategies are fitted to each group of CI users, the heterogeneity of the populations is increased.

On the contrary, a simulation work, which can be done with NH subjects, allows greater homogeneity of the participants. In this case, the same subject can face different situations [19], such as coding schemes and SNRs, allowing one to focus on different controllable features such as time and amplitude cues and to ensure efficient paired comparisons. However, the results observed with NH listeners cannot be directly extrapolated to CI users and many studies have been conducted on this subject. Dorman extensively studied this matter in 2000 [20,21] and stated that “performance of the NH listeners established a benchmark for how well implant recipients could perform if electrode arrays were able to reproduce, by means of the cochlea, the stimulation produced by auditory stimulation of the cochlea and if patients possessed neural structures capable of responding to the electrical stimulation” [22]. They also indicated that the best CI users achieved scores that were within the ranges of scores observed with NH subjects. On the contrary, other authors point out the limitations of using vocoders to simulate electric hearing and the importance of making experiments with CI users [23].

Consequently, both approaches (with CI and NH subjects) seem necessary; with NH subjects, we can evaluate the consequences of the coding strategies and with CI users we can evaluate the real aspect on a clinical point of view. Practically, for a given strategy, several fitting procedures are recommended by the manufacturers and each CI is fitted to the patient.

2. Material & Methods

2.1. Participants

The work presented in this paper follows a previous pilot study [24] and was approved by the French Ethics Committee “Sud-Est 2” (August, 27, 2014, ID-RCB: 2014-A00888-39), under the supervision of the HCL (Civil Hospitals of Lyon). The participants were recruited between November 2014 and April 2016. They were all informed at least a week before entering the study, verbally and in writing and they filled out a consent form.

2.1.1. Normal-Hearing Subjects

Twenty NH subjects participated in this experiment. Their age ranged from 18 to 33 years old, with an average of 25 years. They were recruited among the students of the Claude Bernard Lyon 1 University, through a recruitment notice sent via email. An otologic examination was performed before entering the study in order to exclude subjects with previous pathologies or deafness. All these subjects were considered to have normal hearing according to recommendations of the International Bureau for Audio-Phonology, as their auditory thresholds were below 20 dB HL for all frequencies between 250 and 8000 Hz.

2.1.2. Cochlear Implant Subjects

Forty-five CI users were included in this study. Their ages ranged from 18 to 60 years old, with an average of 37 years. They were recruited in the general population of CI users who have their classical follow-up examination in our tertiary referral centre. Nineteen subjects were fitted with an FC strategy (Advanced Bionics® and Med-El®) and twenty-six had a CP strategy (Cochlear® and Neurelec®/ Oticon Medical®); the CI population was constituted of two groups (one for each coding scheme). CI users included in the experiment were people implanted unilaterally and bilaterally. In the case of people with bilateral implantation, only one implant was tested: the one giving the best outcomes according to the patient. Demographic details are indicated in Appendix A.

2.2. Stimuli

The acoustic material incorporates Fournier's lists mixed in with a cocktail-party noise.

2.2.1. Fournier's Disyllabic Lists

These lists were adapted to test the participants. They were created by Jean-Etienne Fournier in 1951 and are approved by the French National College of Audiology (C.N.A.). Forty lists with a male voice are available and each list is constituted of 10 two-syllable common French words (e.g., le bouchon = the cork), leading to 20 syllables per list. They are a French equivalent to the American Spondee lists (e.g., baseball). The recognition step was one syllable (5%).

2.2.2. Noise

In this study, we used cocktail-party noise. It was a voice mix of eight French-speaking people, four males and four females. This kind of noise was sufficiently heterogeneous for the task and the masking was rather invariable throughout a session.

2.3. Hardware

Stimuli were recorded on a CD (44.1 kHz sampling frequency, 16-bit quantization) and presented using a PHILIPS CD723 CD player connected to a Madsen orbiter 922[®] Clinical audiometer to control the general volume and the SNR. The sound was delivered in free field with two JBSYSTEMS ISX5 loudspeakers for CI users and with a TDH 39 headset for NH subjects. Devices used in our experiment are regularly calibrated and checked according to the NF EN ISO 8253 standard.

2.4. Experimental Conditions and Procedures

For the two groups of subjects, the experiment consisted in speech audiometry in noise with one syllable as the error unit. For a fixed speech level of 60 dB SPL, the maximum level delivered was below 65 dB SPL. According to the conditions requested by the ethics committee, it did not exceed the 80 dB SPL limitation recommended for professional noise exposure.

2.4.1. Normal-Hearing Subjects

Processed stimuli were delivered to only one ear, as in the experiment conducted with CI users. Furthermore, we chose to test the subjects in the right ear considering a lateralization of the treatment of sounds and especially that speech understanding seems associated with the left hemisphere activity [25,26].

For a fixed speech level of 60 dB SPL, five SNR were tested for each sound-coding scheme [FC and CP (8 out of 20)]. The lower SNR was -3 dB and the higher was $+9$ dB with 3 dB steps between each tested SNR. For the SNR of $+9$ dB, the recognition percentage was 100%. Each combination (coding scheme + SNR) was assigned to a Fournier's list so that the lists were not repeated. Each session started with a short training period to help the listener understand the instructions. Then the 10 noise and coding scheme conditions were randomly presented to each subject (1 list per condition: 5 SNRs and 2 coding schemes). The sessions lasted about 15 min (plus half an hour for the auditory check).

2.4.2. Cochlear Implant Users

The procedure was slightly different with the CI users as the task was more difficult for them than for the NH subjects. The speech level was fixed to 60 dB SPL. Most of the CI users did not reach the 100% recognition score; the percentage regularly increased with the SNR. The SNRs were presented from $+18$ dB to -3 dB with 3 dB steps. Only one strategy (corresponding to their CI) could be tested with a patient. Lists were presented in increasing order of difficulty (from $+18$ dB to -3 dB of SNR) to avoid discouragement effects; this procedure was the same for both coding schemes.

CI users were tested at the beginning of their periodical clinical check-up and device setting, which occurs at the “CRIC” (Cochlear Implant Setting Centre) located in the ORL department of the Edouard-Herriot hospital. The patient follow-up consists of an appointment with a speech therapist, a setting of the implant parameters by an audiologist and a clinical examination by a physician.

The following tasks were realized in our work:

- verification of the patient’s medical file;
- a short training session to help the patient understand the instructions.

2.5. Implant Simulation

For the simulation of “CI like” speech processing, we used a vocoder implemented in Matlab® (MathWorks, Natick, MA) to simulate an FC and a CP coding strategy. We did not simulate channel interaction in this study.

A diagram representing the signal processing performed by the vocoder is shown in Figure 1. The different steps of the signal processing are as follows:

- The input signal goes through a pre-emphasis filter, which is a high-pass filter (cut-off frequency 1.2 kHz and slope 3 dB/octave).
- The signal is then sampled (16 kHz sampling frequency, 16 bit quantization). A short-term fast Fourier transform (STFFT) is applied to the samples and the frame length is 128 points (8 ms). There is a frame overlap of 6 ms (75% overlap) and a set of pulses is calculated for each frame. Sixty-four spectral bins are extracted in each frame (amplitude and phase). The step between two bins is 25 Hz.
- The signal is then sampled (16 kHz sampling frequency, 16 bit quantization). A short-term fast Fourier transform (STFFT) is applied to the samples and the frame length is 128 points (8 ms). There is a frame overlap of 6 ms (75% overlap) and a set of pulses is calculated for each frame, according to ear physiology [27]. Considering the usual values taken in CI, we used 20 bands (leading to 20 channels). The corresponding mapping is shown in Table 1.
- In each band, the energy is calculated using the Parseval or Plancherel theorem (the amplitude of each band is added). In the FC coding, all the channels were taken. For the CP coding strategy, only the eight most energetic channels were kept. The value n = 8 is a standard in CIs [28].
- Each channel is represented by a narrow band spectrum coming from a white noise spectrum. The amplitude of the narrowband follows the energy detected in the corresponding channel. Each channel is represented by a narrowband spectrum coming from a white noise spectrum. The synthesis filters covered the corresponding analysis bands but were 70 Hz narrower (35 Hz less on each side). Moreover, filters used here were 20th order Butterworth bandpass filters to avoid channel interaction. The first two channels were represented by sine waves.
- The output signal is obtained by summing the selected channels (8 for the CP strategy; 20 for the FC strategy).

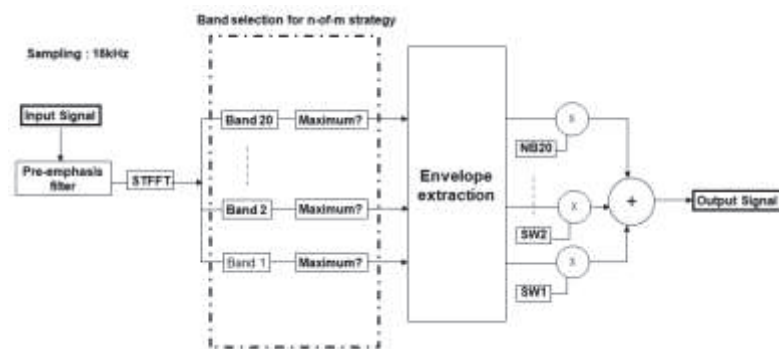


Figure 1. Block diagram representing the signal processing performed by the n-of-m simulator.

Table 1. Centre and cut-off frequencies of the vocoder coding.

Channel	Centre Frequency (Hz)	Analysis		Synthesis		Carrier
		Lower Cut-off	Higher Cut-off	Lower Cut-off	Higher Cut-off	
1	250	190	310	225	275	sine
2	375	315	435	350	400	sine
3	500	440	560	475	525	noise band
4	625	565	685	600	650	noise band
5	750	690	810	725	775	noise band
6	875	815	935	850	900	noise band
7	1000	940	1060	975	1025	noise band
8	1125	1065	1185	1100	1150	noise band
9	1313	1250	1375	1285	1340	noise band
10	1563	1500	1625	1535	1590	noise band
11	1813	1750	1875	1785	1840	noise band
12	2125	2000	2250	2035	2215	noise band
13	2500	2375	2625	2410	2590	noise band
14	2938	2750	3125	2785	3090	noise band
15	3438	3250	3625	3285	3590	noise band
16	4000	3750	4250	3785	4215	noise band
17	4688	4375	5000	4410	4965	noise band
18	5500	5125	5875	5160	5840	noise band
19	6438	6000	6875	6035	6840	noise band
20	7438	7000	7875	7035	7840	noise band

2.6. Mathematical Analysis of the Data

2.6.1. Comparison of the Percentages

The score for each test was the number of correctly repeated syllables (20 syllables per condition) expressed as a percentage.

In the case of NH subjects, we used a two-way repeated-measure ANOVA (coding scheme × SNR). For CI users, we used a two-way mixed model ANOVA [coding scheme × SNR] on intelligibility scores. Because the groups were relatively small and the data were not normally distributed, all the post-hoc analyses were performed with non-parametrical tests: Mann–Whitney’s test for unpaired data and Wilcoxon’s test for paired data.

We also calculated the Cohen’s d term as an effect size index for each average score tested [29]. Cohen’s d is a quantitative measure of the magnitude of a phenomenon: a large absolute value indicates a strong effect. Cohen’s d is defined as the difference between two means divided by a standard deviation for the data.

2.6.2. Curve Fitting with a Sigmoid Function

The recognition percentages versus the SNR can be classically represented by a sigmoid curve regression (Figure 2).

Three parameters were considered on this curve:

- the SNR corresponding to 50% of the maximum recognition denoted here by $x_{50\%}$;
- the “slope” (SNR interval, given in dB, between 25 and 75% of the maximum recognition) which is denoted here by $\Delta_{25-75\%}$;
- the top asymptote y_{max} showing the maximum recognition score.

These analytical values are represented on the sigmoid curve. The minimum recognition is 0% (measured for SNR = −3 dB). Thus, the sigmoid equation is

$$y = \frac{a}{1 + e^{-b(x-c)}}$$

- the SNR corresponding to 50% of the maximum recognition denoted here by $x_{50\%}$;
- the “slope” (SNR interval, given in dB, between 25 and 75% of the maximum recognition) which is denoted here by $\Delta_{25-75\%}$;
- the top asymptote y_{max} showing the maximum recognition score.

These analytical values are represented on the sigmoid curve. The minimum recognition is 0% (measured for SNR = -3 dB). Thus, the sigmoid equation is

where

$$y = \frac{y_{max}}{1 + e^{-b(x - x_{50\%})}}$$

- y is the recognition percentage,
- x is the SNR,
- a is y_{max} ,
- $x_{50\%}$ is the SNR at 50% recognition,
- b is linked to the slope: $b = 2.2 / \Delta_{25-75\%} \Rightarrow \Delta_{25-75\%} = 2.2 / b$.
- b is linked to the slope: $b = 2.2 / \Delta_{25-75\%} \Rightarrow \Delta_{25-75\%} = 2.2 / b$.

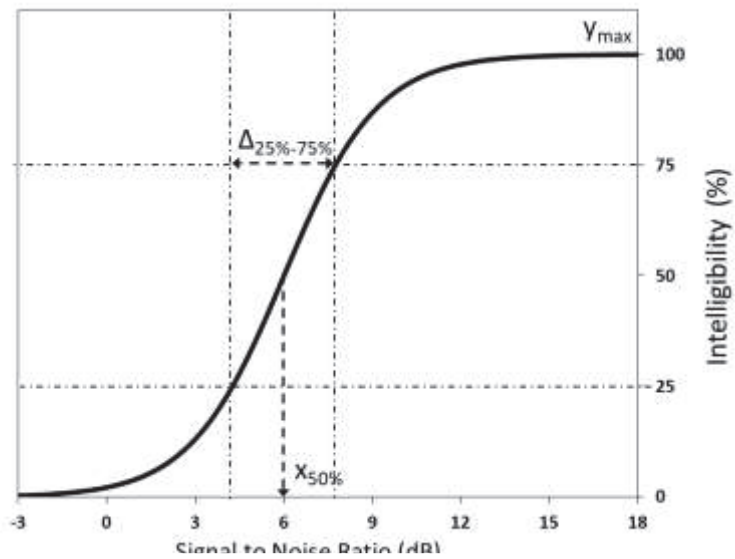


Figure 2. Fitting of the recognition percentages by a sigmoid curve.

2.6.3. Bonferroni Correction

We considered the Bonferroni correction as an indicator but we did not adjust our probability (p) thresholds because of the small number of comparisons and the indicative orientation of this work [30]. The main objective was to look for clues that will need to be further investigated in the future. Streiner et al. [31] “advise against correcting in these circumstances but with the warning that any positive results should be seen as hypothesis generating, not as definitive findings.” Consequently, to avoid overcorrection, we used the Holm–Bonferroni method, which adjusts the rejection criteria of each of the individual comparisons. The lowest p-value is evaluated first with a Bonferroni correction involving all tests. The second is evaluated with a Bonferroni correction involving one less test and so on for the other tests. Holm’s approach is more powerful than the Bonferroni approach but it still keeps control on the Type 1 error.

3. Results

3.1. Normal-Hearing Subjects

3.1.1. Recognition Percentages

The results of syllable recognition versus the SNR are shown in Figure 3. Significant differences are indicated by an asterisk.

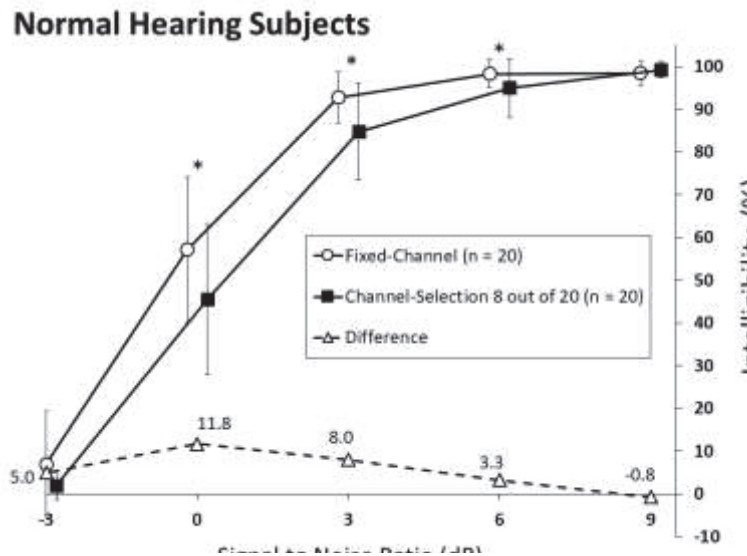


Figure 3. Syllable recognition function of the signal-to-noise ratio by NH subjects with the CI simulator using both strategies. Bars indicate the standard deviation. The asterisks indicate the significant differences (5% threshold).

3.1.2. Statistical Analysis

The ANOVA showed a significant effect of the SNR [$F(4,95) = 519; p < 10^{-4}$] and of the coding scheme [$F(1,95) = 16; p < 10^{-4}$]; there was no significant interaction between them [$F(4,95) = 1.95; p = 0.11$]. Consequently, a post-hoc analysis was performed for the coding scheme.

For each SNR, comparisons were made with paired Wilcoxon’s tests (on the 20 subjects who participated in the experiment). In the whole experiment, we had five paired series (one for each SNR); for each paired series we had 20 pairs of values (one per subject). For the extreme SNR values (−3 dB and +9 dB), the recognition percentages were not significantly different between FC and CP (Table 2). P-values were below 5% for the SNRs 0 dB, +3 dB and +6 dB.

Using the Holm–Bonferroni correction, the first corrected decision threshold was 1% and differences become not significant since the lowest p-value was 0.019. For SNRs +3 dB and 0 dB, differences were close to significance and worth further investigation; additionally, the Cohen’s effect sizes were respectively strong (0.89) and medium (0.68). This coheres with the general ANOVA results.

Table 2. Percentage comparisons for normal-hearing subjects between the simulation strategies.

Normal-Hearing Subjects	Fixed-Channel (n = 20)	Channel-Picking (n = 20)	p (Wilcoxon)	Effect Size (Cohen’s d)
SNR +9 dB	m: 98.50 σ: 2.86	m: 99.25 σ: 1.83	0.374	0.31 (small)
SNR +6 dB	m: 98.25 σ: 3.35	m: 95.00 σ: 6.88	0.046	0.60 (medium)
SNR +3 dB	m: 92.75 σ: 5.95	m: 84.75 σ: 11.29	0.019	0.89 (strong)
SNR 0 dB	m: 57.25 σ: 16.97	m: 45.50 σ: 17.54	0.020	0.68 (medium)
SNR −3 dB	m: 7.00 σ: 12.50	m: 2.00 σ: 3.40	0.065	0.53 (medium)

3.1.3. Sigmoid Parameters

The comparison of the sigmoid parameters (Table 3) showed that the $x_{50\%}$ values were different between FC and CP ($p = 0.038$). No differences were found for the slope and the plateau. Considering the Holm–Bonferroni correction, the first adjusted decision threshold was 1.7%. The effect size for $x_{50\%}$ was strong (0.85).

Table 3. Comparison of the sigmoid parameters, for normal-hearing listeners.

Normal-Hearing Subjects		Fixed-Channel (n = 20)	Channel-Picking (n = 20)	p (Wilcoxon)	Effect Size (Cohen’s d)
$x_{50\%}$	m	-0.28	0.39	0.038	0.85 (strong)
	σ	0.85	0.73		
$\Delta_{25-75\%}$	m	2.19	2.54	0.287	0.27 (small)
	σ	1.38	1.23		
y_{max}	m	98.5	99.25	0.374	0.31 (small)
	σ	2.86	1.83		

3.2. Cochlear Implant Users

3.2.1. Recognition Percentages

CI users with FC stimulations and with CP have been gathered into two groups (FC and CP); percentages are shown in Figure 4.

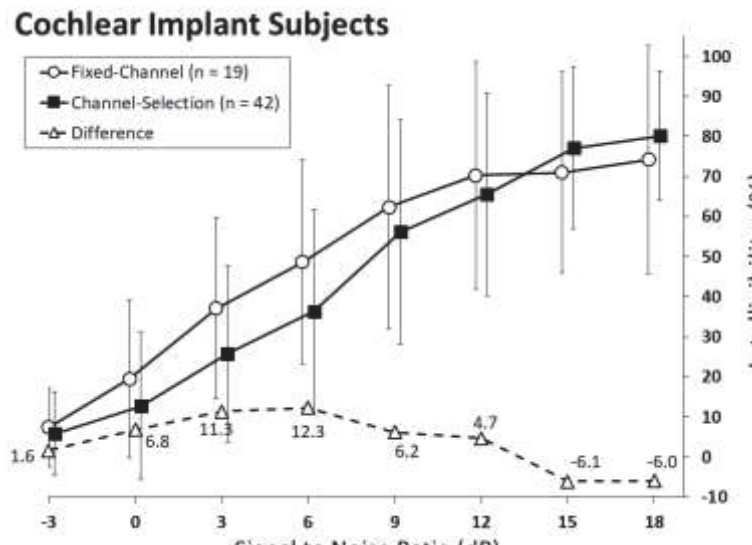


Figure 4. Syllable recognition function of the signal-to-noise ratio by CI users. Bars indicate the standard deviation. The asterisks indicate the significant differences (5% threshold).

3.2.2. Statistical Analysis

The ANOVA indicated a significant effect of SNR [$F(1,301) = 146; p < 10^{-4}$] but not for the coding scheme [$F(1,43) = 0.66; p = 0.42$]. A significant interaction was seen between them [$F(1,301) = 2.23; p = 0.032$], which may need further investigation.

The recognition percentages are indicated in Figure 4 and Table 4. We can see that the plateau was not reached for high SNRs and an inversion of the performances may be noticed between CP and FC at +15 dB.

Table 4. Percentage comparisons for cochlear implant users between the coding strategies.

Cochlear-Implant Users		Fixed-Channel (n = 19)	Channel-Picking (n = 26)	Effect Size (Cohen's d)
SNR +18 dB	m	74.21	80.19	0.28 (small)
	σ	28.44	16.09	
SNR +15 dB	m	71.05	77.12	0.27 (small)
	σ	25.14	20.16	
SNR +12 dB	m	70.26	65.58	0.17 (very small)
	σ	28.31	25.39	
SNR +9 dB	m	62.37	56.15	0.21 (small)
	σ	30.38	28.01	
SNR +6 dB	m	48.68	36.35	0.48 (small)
	σ	25.43	25.56	
SNR +3 dB	m	37.11	25.77	0.50 (medium)
	σ	22.69	22.08	
SNR 0 dB	m	19.47	12.69	0.35 (small)
	σ	19.71	18.4	
SNR -3 dB	m	7.37	5.77	0.15 (very small)
	σ	9.91	10.46	

3.2.3. Sigmoid Parameters

Gathering the four implants according to their coding schemes (FC and CP), Mann–Whitney’s tests indicated a significant difference only for $x_{50\%}$ ($p = 0.042$) (Table 5). After considering the Holm–Bonferroni correction, this difference needs to be discussed. The effect size was medium (0.73).

Table 5. Comparison of the analytical values, for cochlear implant users.

Cochlear-Implant Users		Fixed-Channel (n = 19)	Channel-Picking (n = 26)	p (Mann–Whitney)	Effect Size (Cohen's d)
$x_{50\%}$	m	3.95	6.17	0.042	0.73 (medium)
	σ	2.43	3.20		
$\Delta_{25-75\%}$	m	7.52	6.09	0.189	0.40 (small)
	σ	3.61	3.48		
y_{\max}	m	89.78	86.24	0.460	0.28 (small)
	σ	10.66	14.80		

We also looked for a possible link between $x_{50\%}$ and y_{\max} (Figure 5). The scatter plot indicates that all the situations can be observed with every implant. No correlation was seen for any manufacturer ($p_{\text{Med-El}} = 0.62$, $p_{\text{Advanced Bionics}} = 0.47$, $p_{\text{Cochlear}} = 0.055$, $p_{\text{Neurelec}} = 0.55$).

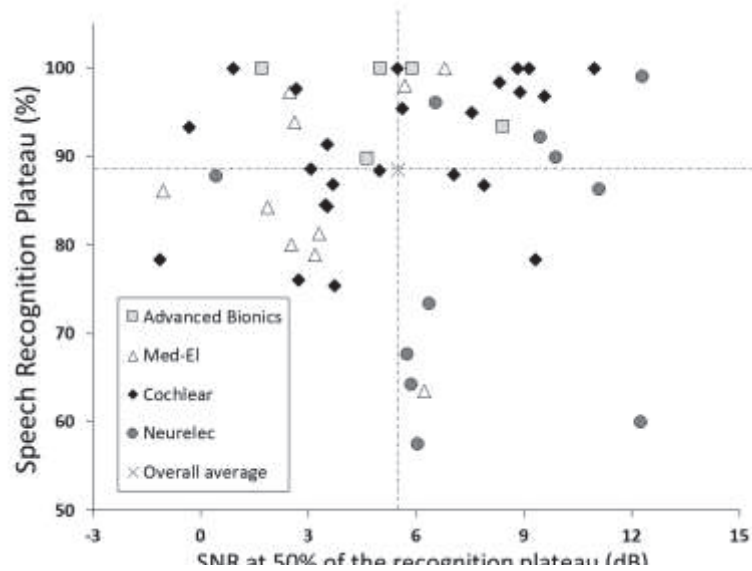


Figure 5. Speech recognition plateau versus the $x_{50\%}$ parameter for cochlear implant users.

4. Discussion

4.1. On the Coding Strategy

Several items have been considered in this study: the coding scheme, the influence of noise and the simulation of CI coding in NH subjects.

4.1. On the Coding Strategy

The choice of a coding strategy is a delicate matter and some studies have shown that CI users have a subjective preference for a particular strategy and some studies have shown that CI users have a subjective preference for a particular strategy that is not always the one that yields the best performance [32].

Additionally, many technical parameters concerning the coding scheme, such as stimulation rate, gain control, update rate and filter settings, concerning the coding scheme and have an effect on the performance related to the coding strategy [28,33].

It is interesting to note that the manufacturers have taken different stimulation strategies and the results reported by the manufacturers have taken different stimulation strategies, and the strategies can be implemented within the processor.

Even our results with NH listeners, the Bonferroni correction lowered the significance limit but the Cohen analysis indicated that the differences were reliable. The FC strategy presented better recognition percentages than GB, particularly in the SNR range 0 to 6 dB with effect sizes medium (effect size $d=0.4$) and strong (FC $d=0.6$). Moreover, the comparison between the $x_{50\%}$ highlighted a strong effect in favour of the FC strategy.

Of course, our results only stand for a CP strategy with an extraction of 8 channels out of 20 and an FC strategy with 20 channels; however, this seems to be an interesting hint, as the condition and the subjects were the same for both strategies (CP or FC) used the same random approach, had the same SNRs and had the same signal processing (window length, sampling rate, channel band-pass, etc.); the subjects' signal processing (window length, sampling rate, channel band-pass, etc.) can be also paired, the subjects were of the same age range of age, education, etc. and was a variable interaction and no match shift due to the insertion depth of the electrode array and where all the channels are functional. This is why these results should not be taken on their own without taking into account the experiment conducted with the CI subjects.

With the CI subjects, considering the non-saturation of the percentages, we raised the SNR up to +18 dB and FC led to, albeit not significant, higher scores than CP in the 0–12 dB range. A small

With the CI subjects, considering the non-saturation of the percentages, we raised the SNR up to +18 dB and FC led to, albeit not significant, higher scores than CP in the 0–12 dB range. A small inversion of the results was also observed above +12 dB SNR, which can be linked to the significant interaction between SNR and coding scheme. Nevertheless, results are to be taken with caution, considering the wide dispersion of the results and the comparison of relatively small and unbalanced groups. Because of the difference in the number of included patients in each group, we used nonparametric tests to compare them; they are well adapted for this kind of comparisons. While they are generally less powerful than parametric tests, they are more robust. However, like in the experiment with NH subjects, the comparison between the $x_{50\%}$ showed an interesting difference in favour of the FC strategies. With a medium effect size, this result would be worth investigating further in another study.

Our results are consistent with studies that showed a superiority of the FC strategy over the CP strategy, particularly in noise [5]. This was less true when CP strategies, such as ACE, with a high stimulation rate were introduced [6,7]. No clear advantage for a particular coding scheme can be identified taking all the literature on the subject.

In many studies, when the FC strategy was used, the stimulation rate was an important factor as the possibility to follow the quick changes in the signal helps the recognition performances mostly for consonants [34,35].

4.2. Cochlear Implant Users and Normal-Hearing Subjects

Despite the fact that the groups of CI users were heterogeneous, the general recognition behaviour was the same for CI users and NH subjects, whatever implant was used. With NH listeners, for a SNR of +9 dB, the 100% recognition level was reached.

With CI users, the plateau was not always reached with a SNR of +18 dB; additionally, it was below the 100% measured with NH subjects. For a +9 dB SNR (maximum tested in simulation), the CI users' performances were below the scores observed with NH subjects; the mean scores with CI users ranged from 50 to 75%; this is consistent with previous studies [36].

The same results were also seen with the $x_{50\%}$ (sigmoid fitting), which was better in NH subjects than with CI users.

With the CI users, an inversion occurred between +12 and +15 dB SNR and it was also seen for +18 dB SNR; performances observed with a CP strategy were higher than the performances with an FC strategy.

The reliability of the data obtained from CI users is a real issue. Is there a link between the plateau and the $x_{50\%}$? The scatter point diagram of the four CI user populations is shown in Figure 5. It shows that, for each manufacturer, all possibilities exist, either with a good plateau and a poor $x_{50\%}$ or vice versa. All intermediate situations were found and the correlation coefficients were not significantly different from zero.

As the very goal is to provide an opportunity for every CI user to hear in everyday life [28], the work ahead is important. The efficiency of a CI is affected by many factors such as the recognition and linguistic skills, the degrees of nerve survival and the technical choices that are made when fitting the device and the variations are wide with every subject.

4.3. Listening in Noise

Listening in noise is a clear challenge, which is not handled in the same way by CI users and NH people. Noise flattens the spectrum and the subsequent structures in the auditory system do not react identically [37]. The study of speech recognition in noise has become of great interest as it is present in daily listening conditions. Additionally, we can see the coding behaviour for different SNRs (floor and ceiling effect and intermediate situation).

In this study, the CI user group was older on average than the NH group. In general, older people have lower speech perception scores in noise, even with normal or age-related hearing, compared to

young people. However, the purpose of the study was to test both groups and see if a similar trend (between FC and CP coding schemes) could emerge and not to compare CI users with NH subjects.

Another finding was the effect of noise on performances for each strategy, which makes this study interesting in that each manufacturer can set any coding scheme on their devices. Consequently, it is worthwhile to evaluate the results through different approaches. Our work may suggest that the strategy is noise-dependent.

The number of channels needed to understand speech in noise or in quiet is an important issue. Studies have indicated that, when speech is processed in the same manner as in CIs and presented in quiet to NH listeners, sentence recognition scores are higher than 90% with as few as 4 channels [38,39]. In the literature, results show that more channels are needed to understand speech in noise than in quiet [10] but selecting more than 12 channels may not yield significant improvements on the recognition performances [21]. These considerations orientated the choice of our parameters.

In noise, performances of CI users reach a plateau as the number of channel increases; for NH subjects performances continue to increase (up to 100%), suggesting that, CI subjects could not fully utilize the spectral information provided by the number of electrodes, possibly because of the channel interaction [38]. As indicated above, trends are similar for NH and CI listeners but results are not interchangeable. It is sensible to say that more channels imply more information but this also implies more overlap between the electrodes. This conflict needs to be studied in the future; we can simulate channel interaction with NH subjects.

The acoustical material (in our case the Fournier's lists and the cocktail party noise) seemed to be well adapted to the situation.

5. Conclusions

A simulation study of NH listeners measured syllable recognition in a noisy environment, using both Fixed-Channel and Channel-Picking coding schemes. The results were also compared with CI users' performances. CI users were divided into two groups corresponding to the coding schemes available. Twenty NH subjects and 45 CI users participated in this experiment. The acoustic material was the Fournier French dissyllabic lists mixed with a cocktail-party noise.

The results obtained in the simulation with the NH subjects indicated an advantage of the fixed-channel strategy over the channel-picking coding in a middle SNR range (from 0 to +6 dB); parameters (patients, technology and protocol) were well controlled in this approach. This trend was confirmed using the sigmoid curve regression. The results seemed similar with the CI users.

Nevertheless, results were less reliable with CI users, probably due to the wide dispersion in the patients' results. Additionally, an inversion of the coding strategy was seen with high SNRs, with CI users. This aspect should be examined in the future, considering its practical application and we need to consider the physiological and electrical phenomena involved in a multichannel stimulation such as channel interaction. Simulation and tests with CI users are useful as they give two complementary insights into the difficult task of determining an "optimal" sound coding strategy to enhance the auditory performance of CI users.

Author Contributions: Conceptualization, C.B.-V., E.T. and S.G.; formal analysis, P.A.C. and S.G.; investigation, P.A.C.; methodology, P.A.C., C.B.-V. and S.G.; resources, E.T.; software, P.A.C. and F.M.; supervision, C.B.-V., E.T. and S.G.; visualization, P.A.C. and C.B.-V; writing—original draft preparation, P.A.C. and C.B.-V; writing—review and editing, P.A.C., C.B.-V, F.M., R.H., E.T. and S.G.

Funding: This research received no external funding.

Acknowledgments: The authors would like to thank the people and institutions who participated in this study: Kevin Perreault who initiated the work, Charles-Alexandre Joly and Fabien Seldran for their scientific contribution, Evelyne Veuillet for contacts with the ethic-committee, the members of the CRIC team of the Edouard Herriot University hospital of Lyon for their collaboration, the normal-hearing subjects and the cochlear implant users who entered the study and the Hospitals of Lyon and the Polytechnic School of Lyon for their administrative support.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Appendix A

Table A1. Demographic details for cochlear implant users.

Characteristic	N
Gender	
Male	23
Female	22
Ear	
Right	32
Left	13
Origin of deafness	
Congenital	17
Acquired	18
Unknown	10
Age in years at implantation	
1–5 years	9
6–10 years	3
11–20 years	6
>20 years	27
Duration in years of implant use	
1–5 years	14
6–10 years	14
11–15 years	7
16–20 years	9
>20 years	1
Duration of deafness in years	
1–10 years	4
11–20 years	18
21–30 years	4
31–40 years	8
>40 years	5
Unknown	7
Cochlear implant	
Cochlear	13
Med-El	12
Advanced Bionics	7
Neurelec/ Oticon Medical	13
Coding strategy	
Channel-picking (SPEAK, ACE . . .)	26
Fixed-channel (FS4, HiRes . . .)	19

References

1. NIDCD. Available online: <https://www.nidcd.nih.gov/> (accessed on 14 June 2017).
2. Fetterman, B.L.; Domico, E.H. Speech recognition in background noise of cochlear implant patients. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* **2002**, *126*, 257–263. [CrossRef] [PubMed]
3. Clark, G. *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*; Springer Science & Business Media: New York, NY, USA, 2006; ISBN 978-0-387-21550-1.
4. Blamey, P.; Artieres, F.; Başkent, D.; Bergeron, F.; Beynon, A.; Burke, E.; Dillier, N.; Dowell, R.; Fraysse, B.; Gallégo, S.; et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: An update with 2251 patients. *Audiol. Neurotol.* **2013**, *18*, 36–47. [CrossRef] [PubMed]
5. Kiefer, J.; Müller, J.; Pfennigdorff, T.; Schön, F.; Helms, J.; von Ilberg, C.; Baumgartner, W.; Gstöttner, W.; Ehrenberger, K.; Arnold, W.; et al. Speech understanding in quiet and in noise with the CIS speech coding strategy (MED-EL Combi-40) compared to the multipeak and spectral peak strategies (nucleus). *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.* **1996**, *58*, 127–135. [CrossRef] [PubMed]

6. Kiefer, J.; Hohl, S.; Stürzebecher, E.; Pfennigdorff, T.; Gstöttner, W. Comparison of speech recognition with different speech coding strategies (SPEAK, CIS and ACE) and their relationship to telemetric measures of compound action potentials in the nucleus CI 24M cochlear implant system. *Audiology* **2001**, *40*, 32–42. [CrossRef] [PubMed]
7. Skinner, M.W.; Holden, L.K.; Whitford, L.A.; Plant, K.L.; Psarros, C.; Holden, T.A. Speech recognition with the nucleus 24 SPEAK, ACE and CIS speech coding strategies in newly implanted adults. *Ear Hear* **2002**, *23*, 207–223. [CrossRef] [PubMed]
8. Brockmeier, S.J.; Grasmeyer, M.; Passow, S.; Mawmann, D.; Vischer, M.; Jappel, A.; Baumgartner, W.; Stark, T.; Müller, J.; Brill, S.; et al. Comparison of musical activities of cochlear implant users with different speech-coding strategies. *Ear Hear* **2007**, *28*, 49S–51S. [CrossRef] [PubMed]
9. Dorman, M.F.; Loizou, P.C.; Spahr, A.J.; Maloff, E. A comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants. *J. Speech Lang. Hear. Res.* **2002**, *45*, 783–788. [CrossRef]
10. Shannon, R.V.; Fu, Q.-J.; Galvin, J. The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation. *Acta Otolaryngol. Suppl.* **2004**, *124*, 50–54. [CrossRef]
11. Verschuur, C.A. Effect of stimulation rate on speech perception in adult users of the Med-El CIS speech processing strategy. *Int. J. Audiol.* **2005**, *44*, 58–63. [CrossRef]
12. Wilson, B.S.; Finley, C.C.; Lawson, D.T.; Wolford, R.D.; Eddington, D.K.; Rabinowitz, W.M. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* **1991**, *352*, 236–238. [CrossRef]
13. Qazi, O.U.R.; van Dijk, B.; Moonen, M.; Wouters, J. Understanding the effect of noise on electrical stimulation sequences in cochlear implants and its impact on speech intelligibility. *Hear. Res.* **2013**, *299*, 79–87. [CrossRef] [PubMed]
14. Garnham, C.; O'Driscoll, M.; Ramsden, R.; Saeed, S. Speech understanding in noise with a Med-El COMBI 40+ cochlear implant using reduced channel sets. *Ear Hear* **2002**, *23*, 540–552. [CrossRef] [PubMed]
15. Hu, Y.; Loizou, P.C. A new sound coding strategy for suppressing noise in cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* **2008**, *124*, 498–509. [CrossRef] [PubMed]
16. Jeanvoine, A.; Gnansia, D.; Truy, E.; Berger-Vachon, C. Contribution of Noise Reduction Algorithms: Perception Versus Localization Simulation in the Case of Binaural Cochlear Implant (BCI) Coding. In *Emerging Trends in Computational Biology, Bioinformatics and System Biology*; Elsevier Inc.: Amsterdam, The Netherlands, 2015; pp. 307–324.
17. Wang, Q.; Liang, R.; Rahardja, S.; Zhao, L.; Zou, C.; Zhao, L. Piecewise-Linear Frequency Shifting Algorithm for Frequency Resolution Enhancement in Digital Hearing Aids. *Appl. Sci.* **2017**, *7*, 335. [CrossRef]
18. Kallel, F.; Frikha, M.; Ghorbel, M.; Hamida, A.B.; Berger-Vachon, C. Dual-channel spectral subtraction algorithms based speech enhancement dedicated to a bilateral cochlear implant. *Appl. Acoust.* **2012**, *73*, 12–20. [CrossRef]
19. Seldran, F.; Gallego, S.; Thai-Van, H.; Berger-Vachon, C. Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: A simulation dedicated to EAS cochlear implant, in the presence of noise. *Appl. Acoust.* **2014**, *76*, 300–309. [CrossRef]
20. Dorman, M.F.; Loizou, P.C.; Fitzke, J.; Tu, Z. Recognition of monosyllabic words by cochlear implant patients and by normal-hearing subjects listening to words processed through cochlear implant signal processing strategies. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.* **2000**, *185*, 64–66. [CrossRef]
21. Loizou, P.C.; Dorman, M.F.; Tu, Z.; Fitzke, J. Recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of speak-type cochlear implant signal processors. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.* **2000**, *185*, 67–68. [CrossRef]
22. Dorman, M.F.; Loizou, P.C.; Fitzke, J. The identification of speech in noise by cochlear implant patients and normal-hearing listeners using 6-channel signal processors. *Ear Hear* **1998**, *19*, 481–484. [CrossRef]
23. Winn, M.B.; Rhone, A.E.; Chatterjee, M.; Idsardi, W.J. The use of auditory and visual context in speech perception by listeners with normal hearing and listeners with cochlear implants. *Front. Psychol.* **2013**, *4*, 824. [CrossRef]
24. Perreaut, K.; Gallego, S.; Berger-Vachon, C.; Millioz, F. Influence of Microphone Encrusting on the Efficiency of Cochlear Implants Preliminary Study with a Simulation of CIS and “n-of-m” Strategies. *AMSE J. Ser. Model. C* **2014**, *75*, 199–208.

25. Hornickel, J.; Skoe, E.; Kraus, N. Subcortical Laterality of Speech Encoding. *Audiol. Neurotol.* **2009**, *14*, 198–207. [CrossRef]
26. Zatorre, R.J.; Belin, P.; Penhune, V.B. Structure and function of auditory cortex: Music and speech. *Trends Cogn. Sci. (Regul. Ed.)* **2002**, *6*, 37–46. [CrossRef]
27. Traunmüller, H. Analytical expressions for the tonotopic sensory scale. *J. Acoust. Soc. Am.* **1990**, *88*, 97–100.
28. Wouters, J.; McDermott, H.J.; Francart, T. Sound Coding in Cochlear Implants: From electric pulses to hearing. *IEEE Signal Process. Mag.* **2015**, *32*, 67–80. [CrossRef]
29. Sullivan, G.M.; Feinn, R. Using Effect Size—Or Why the P Value Is Not Enough. *J. Grad. Med. Educ.* **2012**, *4*, 279–282. [CrossRef]
30. Armstrong, R.A. When to use the Bonferroni correction. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **2014**, *34*, 502–508. [CrossRef]
31. Streiner, D.L.; Norman, G.R. Correction for multiple testing: Is there a resolution? *Chest* **2011**, *140*, 16–18. [CrossRef]
32. Skinner, M.W.; Arndt, P.L.; Staller, S.J. Nucleus 24 advanced encoder conversion study: Performance versus preference. *Ear Hear* **2002**, *23*, 25–175. [CrossRef]
33. Kallel, F.; Laboissiere, R.; Ben Hamida, A.; Berger-Vachon, C. Influence of a shift in frequency distribution and analysis rate on phoneme intelligibility in noisy environments for simulated bilateral cochlear implants. *Appl. Acoust.* **2013**, *74*, 10–17. [CrossRef]
34. Riss, D.; Hamzavi, J.-S.; Blineder, M.; Flak, S.; Baumgartner, W.-D.; Kaider, A.; Arnoldner, C. Effects of stimulation rate with the fs4 and hdcs coding strategies in cochlear implant recipients. *Otol. Neurotol.* **2016**, *37*, 882–888. [CrossRef] [PubMed]
35. Wilson, B.S.; Sun, X.; Schatzer, R.; Wolford, R.D. Representation of fine structure or fine frequency information with cochlear implants. *Int. Congr. Ser.* **2004**, *1273*, 3–6. [CrossRef]
36. Dorman, M.F.; Loizou, P.C. The identification of consonants and vowels by cochlear implant patients using a 6-channel continuous interleaved sampling processor and by normal-hearing subjects using simulations of processors with two to nine channels. *Ear Hear* **1998**, *19*, 162–166. [CrossRef] [PubMed]
37. Aguiar, D.E.; Taylor, N.E.; Li, J.; Gazanfari, D.K.; Talavage, T.M.; Lafren, J.B.; Neuberger, H.; Svirsky, M.A. Information theoretic evaluation of a noiseband-based cochlear implant simulator. *Hear. Res.* **2015**, *333*, 185–193. [CrossRef] [PubMed]
38. Friesen, L.M.; Shannon, R.V.; Baskent, D.; Wang, X. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* **2001**, *110*, 1150–1163. [CrossRef] [PubMed]
39. Loizou, P.C.; Dorman, M.; Tu, Z. On the number of channels needed to understand speech. *J. Acoust. Soc. Am.* **1999**, *106*, 2097–2103. [CrossRef] [PubMed]



© 2019 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Annexe 3 : Article publié
dans Journal of Clinical
Medicine



Article

Word Recognition and Frequency Selectivity in Cochlear Implant Simulation: Effect of Channel Interaction

Pierre-Antoine Cucis^{1,2,3,*} , Christian Berger-Vachon^{2,4,5}, Hung Thai-Van^{2,6,7}, Ruben Hermann^{1,2,3} , Stéphane Gallego^{2,8} and Eric Truy^{1,2,3}

- ¹ Integrative, Multisensory, Perception, Action and Cognition Team (IMPACT), Lyon Neuroscience Research Center, CRNL Inserm U1028, CNRS UMR5292, 69675 Bron, France; ruben.hermann@chu-lyon.fr (R.H.); eric.truy@chu-lyon.fr (E.T.)
 - ² Claude Bernard Lyon 1 University, 69100 Villeurbanne, France; christian.berger-vachon@univ-lyon1.fr (C.B.-V.); hthaiivan@gmail.com (H.T.-V.); stephane.gallego@univ-lyon1.fr (S.G.)
 - ³ ENT and Cervico-Facial Surgery Department, Edouard Herriot Hospital, Hospices Civils de Lyon, 69003 Lyon, France
 - ⁴ Brain Dynamics and Cognition Team (DYCOG), Lyon Neuroscience Research Center, CRNL Inserm U1028, CNRS UMR5292, 69675 Bron, France
 - ⁵ Biomechanics and Impact Mechanics Laboratory (LBMC), French Institute of Science and Technology for Transport, Development and Networks (IFSTTAR), Gustave Eiffel University, 69675 Bron, France
 - ⁶ Paris Hearing Institute, Institut Pasteur, Inserm U1120, 75015 Paris, France
 - ⁷ Department of Audiology and Otoneurological Evaluation, Edouard Herriot Hospital, Hospices Civils de Lyon, 69003 Lyon, France
 - ⁸ Neuronal Dynamics and Audition Team (DNA), Laboratory of Cognitive Neuroscience (LNSC), CNRS UMR 7291, Aix-Marseille University, CEDEX 3, 13331 Marseille, France
- * Correspondence: cucis.pa@gmail.com; Tel.: +33-472-110-0518



Citation: Cucis, P.-A.; Berger-Vachon, C.; Thai-Van, H.; Hermann, R.; Gallego, S.; Truy, E. Word Recognition and Frequency Selectivity in Cochlear Implant Simulation: Effect of Channel Interaction. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 679. <https://doi.org/10.3390/jcm10040679>

Academic Editor: Michael Setzen
Received: 17 December 2020
Accepted: 5 February 2021
Published: 10 February 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: In cochlear implants (CI), spread of neural excitation may produce channel interaction. Channel interaction disturbs the spectral resolution and, among other factors, seems to impair speech recognition, especially in noise. In this study, two tests were performed with 20 adult normal-hearing (NH) subjects under different vocoded simulations. First, there was a measurement of word recognition in noise while varying the number of selected channels (4, 8, 12 or 16 maxima out of 20) and the degree of simulated channel interaction ("Low", "Medium" and "High"). Then, there was an evaluation of spectral resolution function of the degree of simulated channel interaction, reflected by the sharpness (Q10dB) of psychophysical tuning curves (PTCs). The results showed a significant effect of the simulated channel interaction on word recognition but did not find an effect of the number of selected channels. The intelligibility decreased significantly for the highest degree of channel interaction. Similarly, the highest simulated channel interaction impaired significantly the Q10dB. Additionally, a strong intra-individual correlation between frequency selectivity and word recognition in noise was observed. Lastly, the individual changes in frequency selectivity were positively correlated with the changes in word recognition when the degree of interaction went from "Low" to "High". To conclude, the degradation seen for the highest degree of channel interaction suggests a threshold effect on frequency selectivity and word recognition. The correlation between frequency selectivity and intelligibility in noise supports the hypothesis that PTCs Q10dB can account for word recognition in certain conditions. Moreover, the individual variations of performances observed among subjects suggest that channel interaction does not have the same effect on each individual. Finally, these results highlight the importance of taking into account subjects' individuality and to evaluate channel interaction through the speech processor.

Keywords: vocoder simulation; normal-hearing; spread of excitation; cochlear implant; speech in noise

1. Introduction

Modern cochlear implants (CIs) provide unique results in the rehabilitation of severe and profound deafness [1]. Electrode arrays are currently composed of 12 to 22 electrodes depending on the manufacturer [2]. Thanks to multi-electrode technology, speech perception, and quality of life of CI users have been considerably enhanced [3,4]. Nevertheless, an inherent outcome of multiplying the number of channels or electrodes is that it may lead to channel interaction. Indeed, the overlap of electrical fields stimulates a large number of nerve fibers and can create an overlap among the "neural channels". Depending on the overlap degree, signals, information, neural integration, and neural processing can be degraded [5,6].

A broader spread of excitation increases channel interaction; therefore, it induces a spectral degradation. It is one of the factors leading to a poor spectral resolution, which impairs speech perception, especially in noise. As a consequence, some CI users can't benefit from the full electrode array [7-10]. If channel interaction was detected/quantified in one key area or along the electrode array, it could help to establish new fitting processes and refine countermeasures like current focusing, channel deactivation, or channel picking [11-13]. However, systematic clinical evaluation of channel interaction seems to be very rare and therefore it is not objectively taken into account in the fitting process of CIs.

Channel interaction caused by a broad spread of excitation can be evaluated by psychophysical or electrophysiological techniques [14-16]. Psychophysical tuning curves (PTCs), have been largely used to quantify frequency selectivity, or channel interaction, in CI users [17,18].

In general, PTCs are considered to be time-consuming when they are measured with traditional forced-choice adaptive methods. To reduce the testing-time, a fast method has been developed by Sek et al. (2005, 2011) based on the Bekesy-tracking procedure and evaluated with normal-hearing (NH) and hearing-impaired subjects [19,20]. Kreft et al. (2019) adapted this procedure to CI users and reported that it was 3-times faster (around 20 min versus 60 min) but its repeatability was lower than the traditional forced-choice method [21]. Additionally, some authors suggested that other methods, like forward-masking electric compound action potentials (ECAP) or spectral ripple discrimination, for example, were quicker than PTCs but without comparing testing-times [22,23].

In recent experiments, psychophysical methods such as forward masking PTCs did not always appear to be strong predictors of speech perception outcomes in CI users [18,24]. Although, some studies reported encouraging correlations with speech perception scores. For example, Anderson et al. (2011) described a positive correlation between the inverse of the PTC bandwidth and sentence recognition. Additionally, Boëx et al. (2003) found a negative correlation between the level of forward-masking between the different intracochlear electrodes and the consonant identification performance [22,25].

Nevertheless, some authors underlined the fact that the PTCs are, in general, measured by direct electrical stimulations and do not take into account the constraints introduced by the speech processor, and may not reflect the frequency selectivity in usual conditions. This could hinder the comparison with speech recognition [17,18,26].

An effective way to study speech-processor constraints is to use a vocoder simulation [27]. Dorman et al. (2000) stated that experiments conducted with such a simulator are reliable and comparable with experiments conducted with CI users [28]. Vocoder simulations are well correlated with the best performing CI users [13] and enable the assessment of speech recognition scores under various and controlled conditions (spread of excitation for example). Like a cochlear implant, the noise vocoder degrades temporal fine structures. Because the frequency channels are created with random-phase narrow-band noises, the output of the vocoder does not restore the temporal fine structure of the original signal [29,30]. Additionally, simulations could also evaluate tuning curves sharpness under vocoded sounds in NH subjects [31]. Finally, the use of a vocoder simulation with NH subjects allows the use of repeated measures designs where the subjects are their own

controls. In absence of confounding factors, it enables an efficient management of the tested factors and it leads to powerful statistical analyses.

This study aims at determining if word recognition in noise is correlated with frequency selectivity when channel interaction is simulated with a cochlear implant simulator on NH subjects. To do so, we used a 20-channel noise-band vocoder to mimic the signal processing of a common CI and we added an algorithm that simulated spread of excitation. We measured the word recognition in noise as a function of the number of maxima and the level of simulated spread of excitation. We also assessed the spatial tuning curves sharpness function of the spread of excitation and we evaluated the statistical association between the word recognition in noise and the spatial tuning curves sharpness.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects

A total of twenty native French speakers (10 females, 10 males) aged from 19 to 40 years old (mean = 26.3 years, SD = 6.4 years) took part in the study. They received a financial compensation for their participation. Pure tone audiometry was performed on all participants to verify that their hearing was normal (average hearing loss below 20 dB HL on each ear for 500, 1000, 2000, and 4000 Hz) following the recommendations of the International Bureau for Audiophonology [32]. Subjects reported no significant history of audiological or otological problems such as ear surgery or repeated otitis media during childhood. Moreover, they had no self-report history of neurological impairments or psychiatric disorders.

Written informed consent was obtained from the subjects before their inclusion. The study was conducted following the guidelines of the French Good Clinical Practice, the Helsinki Declaration in its latest version, and the recommendations of the ICH (International Council on Health). The ethics committee CPP East-IV issued a favorable opinion on the realization of this study.

2.2. Hardware

Testing took place in a double-wall sound-treated room. All stimuli were generated by a standard PC connected to an external sound-card M-Track MkII (M-Audio, Cumberland, RI, USA) and were presented to the subjects using TDH39 headphones (Telephonics Corporation, Farmingdale, NY, USA). Sound levels were controlled by a MADSEN Orbiter922 clinical audiometer (GN Otometrics A/S, Taastrup, Denmark). The audiometer is used routinely in clinical practice and is calibrated yearly.

2.3. Vocoder Signal Processing

All signal processing was implemented in MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA). A 20-channel noise-band vocoder was used to mimic the signal processing of a Saphyr[®] SP sound processor (Oticon Medical, Vallauris, France). A Crystalis fitting strategy was simulated, which is a sound coding strategy commonly used in Oticon Medical devices (Oticon Medical, Vallauris, France) (Figure 1).

First, the audio signals (recorded at 44.1 kHz) were down-sampled to 16.7 kHz. A high-pass pre-emphasis filter (Infinite Response) was applied to the input signal ($f_c = 1200$ Hz). The signal was windowed by a 128-sample Hamming window (~7.7 ms) with a temporal-overlap of 75% resulting in an inter-frame interval of approximately 1.9 ms.

Fast Fourier Transform (FFT) was computed on each windowed part of the signal, resulting in a 64-bin spectrum. The first two and the last two bins were rejected; the remaining 60 bins (FFT coefficients) represented the frequencies between 195 and 8008 Hz (130.2 Hz step). Then, they were distributed into 20 non-overlapping analysis channels (Table 1).

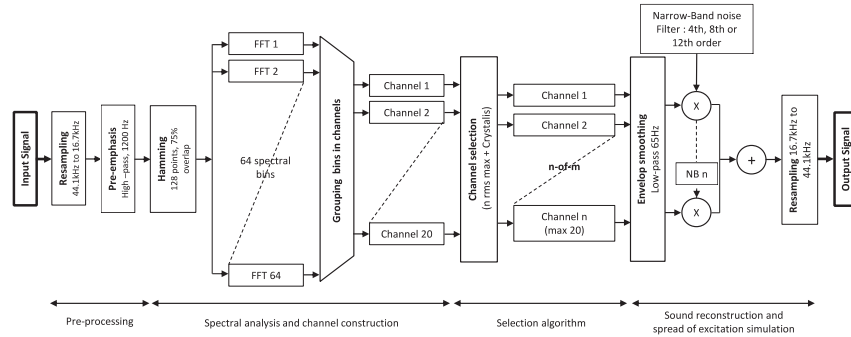


Figure 1. Block diagram of the CI simulation/ vocoder.

Table 1. Centre and cutoff frequencies of the vocoder. Number of bins (FFT coefficients) per channel.

Channel	Lower Cutoff (Hz)	Higher Cutoff (Hz)	Center Frequency (Hz)	Bin(s) Per Channel	Filter Bandwidth (Hz)	Equivalent Rectangular Bandwidth (Hz)
20	195	326	261	1	131	53
19	326	456	391	1	130	67
18	456	586	521	1	130	81
17	586	716	651	1	130	95
16	716	846	781	1	130	109
15	846	977	912	1	131	123
14	977	1107	1042	1	130	137
13	1107	1237	1172	1	130	151
12	1237	1367	1302	1	130	165
11	1367	1497	1432	1	130	179
10	1497	1758	1628	2	261	200
9	1758	2018	1888	2	260	228
8	2018	2409	2214	3	391	264
7	2409	2799	2604	3	390	306
6	2799	3451	3125	5	652	362
5	3451	4102	3777	5	651	432
4	4102	4883	4493	6	781	510
3	4883	5794	5339	7	911	601
2	5794	6836	6315	8	1042	706
1	6836	8008	7422	9	1172	826

For each channel, a root-mean-square (RMS) was computed by using the FFT components representing the frequencies within the respective channels. In each temporal frame, the Crystals (n-of-m) selection rules were applied: only the “n” channels with the highest RMS amplitude were kept (the others were set to zero). The remaining “n” channels were then compared to the highest RMS and the channels with an RMS-amplitude lower than RMSmax minus 45 dB were set to zero.

After channel selection, temporal envelopes were reconstructed by modulating Hamming windows with the RMS-amplitudes and by using an “overlap-and-add” procedure (75% overlap). A second-order Butterworth filter with a 65-Hz cutoff frequency (half the gap between the frequency bins) was used to smooth the envelopes [33–35]. Then, the temporal envelopes were used to modulate narrowband noises with the same cutoff frequencies as the corresponding analysis channels (Table 1). The narrowband noises were obtained by filtering a broadband Gaussian noise according to the analysis frequency bands. At this stage, 4th, 8th, and 12th order Butterworth filters (respectively, −24, −48 and −72 dB/oct slope) were used to simulate “High”, “Medium” and “Low” spread of excitation.

The resulting modulated narrowband noises were summed and the output signal energy was leveled to the input signal energy and if necessary, normalized between -1 and 1 to avoid peak-dipping. When the process was complete, the signal was resampled to 44.1 kHz and stored in a "wav" file.

2.4. Speech Audiometry in Noise

The speech material was French disyllabic words uttered by a male speaker. The words were extracted from Fournier's lists [36]. Speech and noise were summed at the required signal to noise ratio (SNR) before being processed by the vocoder. The noise used here was a cocktail-party noise (a mixture of chatter and tableware noises).

Sounds (words + noise) were presented to the subjects' right ear using headphones connected to a clinical audiometer that calibrated the sound level at 65 dB SPL. Subjects were instructed to repeat each word after it was presented to them. A word-list incorporates 10 disyllabic words and the error unit was the syllable that led to final scores between 0 and 20, then converted to percentage.

There was a short training session before the actual test to accustom the subject to the vocoded sounds and to be sure that he or she understood the instructions. Training words were extracted from the first list of Lafon's disyllabic words [37] and they were presented to the subject after being processed by the vocoder with the following parameters: +18 dB SNR, 16 maxima (16 out of 20), and "Low" spread (72 dB/ octave filter slope). This training session was not part of the experiment.

For the actual testing session, a combination of three conditions was attributed randomly to a Fournier's word list:

SNR: -3, 3, and 9 dB (mixed before vocoding, as it is the case with CIs)

Number of maxima: 4, 8, 12, and 16 (out of 20)

Spread of excitation: "Low" (-72 dB/ octave filter slope), "Medium" (-48 dB/ octave) and "High" (-24 dB/ octave).

The combination led to 36 different conditions (so 36 lists were presented to each subject).

2.5. Psychophysical Tuning Curves

2.5.1. Stimuli

We chose the stimuli to be able to reproduce this experiment with CI users with a Digisonic SP cochlear implant. We determined the frequencies for which only one electrode was activated. (see Table 2).

Pure tones that activated only one electrode were recorded by sweeping the frequencies from 190 up to 8000 Hz with a 1 Hz step. Sine-waves were sent to a Saphyr[®] SP sound processor via an auxiliary cable and we recorded the activated electrodes using a Digispy interface provided by Oticon Medical. Three-second sine-waves were generated by a MATLAB script and the PC sound card was set on 100% volume. Levels were adjusted at 50% of the stimulation dynamic using the volume wheel on the auxiliary cable. The sound processor settings are indicated in Table 3.

Then, to establish the PTCs, the sounds were presented to the right ear. A MATLAB script generated the stimuli and the sound levels were adapted according to the answers given by the subject (see Section 2.5.2).

The probe was set to $f_p = 2226$ Hz which is the center "frequencies for single-channel activation" of the 8th channel. Maskers matched with channels 11 to 5, $f_m = 1440.5, 1637, 1898.5, 2226, 2619, 3143$ and 3798 Hz.

The 110-ms masker was followed by the 20-ms probe with no delay. Both stimuli were gated with 4-ms raised-cosine-squared ramps before entering the vocoder and gated again after signal processing to ensure no temporal artifacts.

Three tuning curves were established for each subject (one for each level of spread of excitation: "Low", "Medium" and "High" as described above). Stimuli were obtained by

presenting pure-tones at the input of the vocoder. This is equivalent to measuring PTCs with narrowband noises that have different slopes.

Table 2. Frequencies for single electrode activation.

Channel	Lowest Activation-Frequency (Hz)	Highest Activation-Frequency (Hz)	Center Frequency (Hz)
20	195	265	230
19	390	396	393
18	521	527	524
17	652	658	655
16	783	789	786
15	914	920	917
14	1045	1051	1048
13	1176	1182	1179
12	1307	1312	1310
11	1438	1443	1441
10	1569	1705	1637
9	1830	1967	1899
8	2092	2360	2226
7	2485	2753	2619
6	2878	3408	3143
5	3533	4063	3798
4	4188	4848	4518
3	4973	5765	5369
2	5890	6813	6352
1	6938	8115	7527

Table 3. Sound processor settings while measuring the "activation bandwidths".

Parameter	Setting
Min. Stim	9 ns
Max. Stim	52 ns
Strategy	Crystalis XDP
Stimulation	500 Hz
Maxima	16
Compression	Linear (personalized)
Dynamic range	26- 105 dB SPL
Audio input	Auxiliary only (0 dB Gain)

2.5.2. Procedure

A three-interval-forced-choice (3IFC) [38], two-up one-down forward masking paradigm was used to determine the masked thresholds. The volume of the masker was increased when the subject correctly identified the position of the "masker- probe" sequence twice in a row. The volume of the masker was decreased after one wrong answer. Each PTC took approximately one hour to complete. A break was proposed between each session.

For each listener, a hearing threshold and a maximum acceptable level were measured for the maskers and the probe. This was repeated before each PTC run as the stimuli changed with the simulated spread of excitation.

A short training period was performed before the actual test to be sure that the subject understood the instructions and could hear and identify the probe frequency at the beginning of each run.

A total of three sounds were presented to the subject, one contained the masker-probe sequence, the two others contained the masker only. The goal was to identify the position of the masker- probe sequence among the three intervals (1st, 2nd, or 3rd position) and to enter the answer on a numeric keypad from a remote keyboard in front of the subject by pressing 1, 2, or 3. There were no visual cues.

The level of the probe frequency was fixed at 20% of the dynamic range. Starting at a level of 10 dB SL, the masker sound level was adaptively changed with a 4 dB step for the first three reversals, decreased to 2 dB for reversals three to six, and 1 dB for the last six. There were 12 reversals inside a run and the masked threshold was defined in dB SPL as the average masker level at the last six reversals.

2.6. Tuning Curves Fitting and Q10dB

Each PTC was fitted with two quadratic functions, one on the low-side and one on the high-side around the probe frequency (R^2 : Mean = 0.980; SD = 0.037; min = 0.778; max = 1.00). Slopes on both sides were considered monotonic, so if a masked threshold did not follow this rule with a deviation higher than 10 dB, it was not taken into account for the regression. Following this rule, the typical fitted-function included all the seven masking thresholds except for three subjects: subject S04 (6 points for the "Low" spread curve and 5 points for the "Medium" curve), S07 (6 points, "Medium" spread) and S19 (6 points, "Low" spread). Moreover, S16 did not manage to perform the test and the PTCs could not be established so, the results were analyzed for 19 subjects (out of 20). From the fitted PTCs, we then characterized channel interaction using the Q10dB as a sharpness factor. Q10dB was calculated by dividing the probe frequency by the PTC bandwidth (BW) at 10 dB above the tip level ($Q10dB = 2226 / BW10dB$).

2.7. Statistical Analyses

Statistical analyses were performed using Addinsoft XLSTAT 2020 (Addinsoft Inc., New York, NY, USA) and RStudio Version 1.1.456© 2021-2018 (RStudio Inc., Boston, MA, USA).

Before analysis, word recognition scores were transformed into rationalized arcsine units (RAUs) with a correction for the small number of items [39]. Converting word recognition proportion scores to RAUs allows more appropriate statistical analyses and attempts to minimize floor and ceiling effects [40].

Word recognition scores were evaluated by a repeated-measures ANOVA using linear mixed models with three factors of interest: SNR (9 dB, 3 dB, and -3 dB SNR), number of maxima (4, 8, 12, and 16 out of 20), and level of spread of excitation ("Low": -72 dB/octave, "Medium": -48 dB/octave, "High": -24 dB/octave), and finally subject as the random factor. Then, 2-by-2 comparisons were made with bilateral paired-samples t-tests, and significance levels were adjusted according to the Bonferroni correction.

For Q10dB, a repeated-measures ANOVA, using linear mixed models, was performed to determine if there were significant differences in Q10dB between the levels of spread of excitation. Then, 2-by-2 comparisons were made with paired-samples t-tests. Significance levels were adjusted according to the Bonferroni correction.

A linear correlation was measured between mean intelligibility scores (in RAUs, calculated across the SNRs) and Q10dB (3 points per subjects, one for each level of spread of excitation). To account for repeated measurements within the same subjects, we performed repeated-measures correlations using the *rmcorr* package in R. Indeed, this technique takes into account the non-independence between the measurements and uses an analysis of covariance to consider inter-individual variability. Therefore, *rmcorr* calculates parallel regression lines (same slopes, varying intercepts) to fit each participant in the best possible way [41].

Finally, for each subject, we compared the evolution of the average word recognition in noise function of the evolution of Q10dB by calculating the difference between the scores for the "Low" and the "High" spread of excitation. A Spearman correlation was performed between those variables.

3. Results

3.1. Speech Audiometry in Noise

Word recognition scores are displayed as percentages for more clarity. However, statistical analyses were performed on RAUs scores as described above. Scores in RAUs ranged from -12.78 to 112.78 RAUs, corresponding to recognition scores of 0% to 100%, respectively. Figure 2 shows an overview of the data. The results are split into three graphs, one for each SNR, and organized to ease visualization and interpretation.

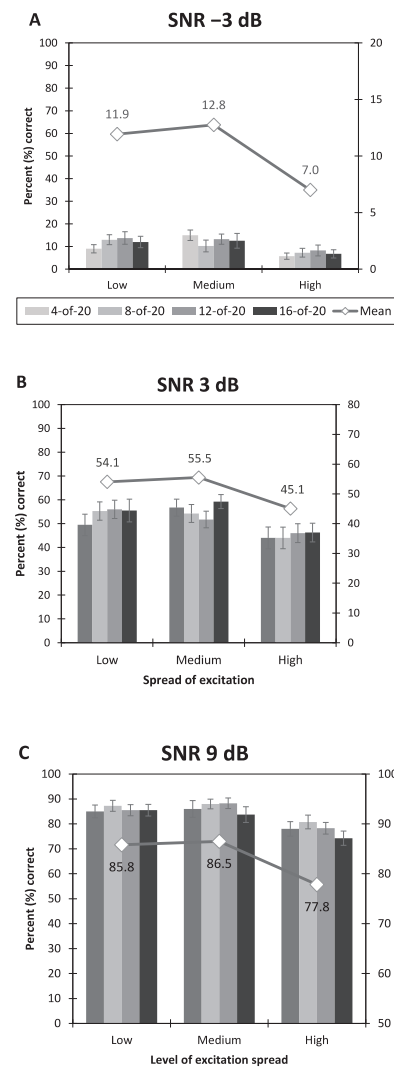


Figure 2. Average syllable recognition scores (in percent correct) function of the spread of excitation and number of maxima. Each number of maxima is represented by a different grey bar, and average performances for a single level of spread of excitation (across the number of maxima) are represented by a grey line with diamonds. The left scale is for the bars and scale on the right, is for the averages across maxima. (A) Condition -3 dB of signal-to-noise ratio, (B) Condition 3 dB SNR, and (C) Condition 9 dB SNR. Error bars represent ± 1 standard error of the mean.

The repeated measure ANOVA (mixed models) revealed a significant main effect of:

- The Spread of excitation: $F_{2, 677} = 23.80, p < 0.0001$,
- The SNR: $F_{2, 677} = 999.32, p < 0.0001$,
- No effect of the Number of Maxima: $F_{3, 677} = 0.60, p = 0.61$.

Additionally, the two-way interactions between the factors were not significant:

- Spread of excitation \times Number of Maxima: $F_{6, 677} = 0.75, p = 0.61$,
- Spread of excitation \times SNR: $F_{6, 677} = 0.18, p = 0.95$,
- Number of Maxima \times SNR: $F_{6, 677} = 0.75, p = 0.61$.

Average recognition scores for each factor (in percent correct) are presented in Figure 3 and Table 4. We can see that the average scores across the number of maxima remained around 50%. Average scores across SNRs ranged from around 11% at -3 dB SNR to 83% at 9 dB SNR. Furthermore, all three 2-by-2 comparisons were significant (t-tests, $p < 0.0001$). Then, the 2-by-2 comparisons revealed a significant decrease in the average scores for the “High” level of spread of excitation compared to the “Low” and “Medium” levels (from around 50% to 43%). T-tests revealed that the average score for a “High” level of spread of excitation was different from the two others (“Low” vs. “High”: $p < 0.0001$; “Medium” vs. “High”: $p < 0.0001$; “Low” vs. “Medium”: $p = 0.43$).

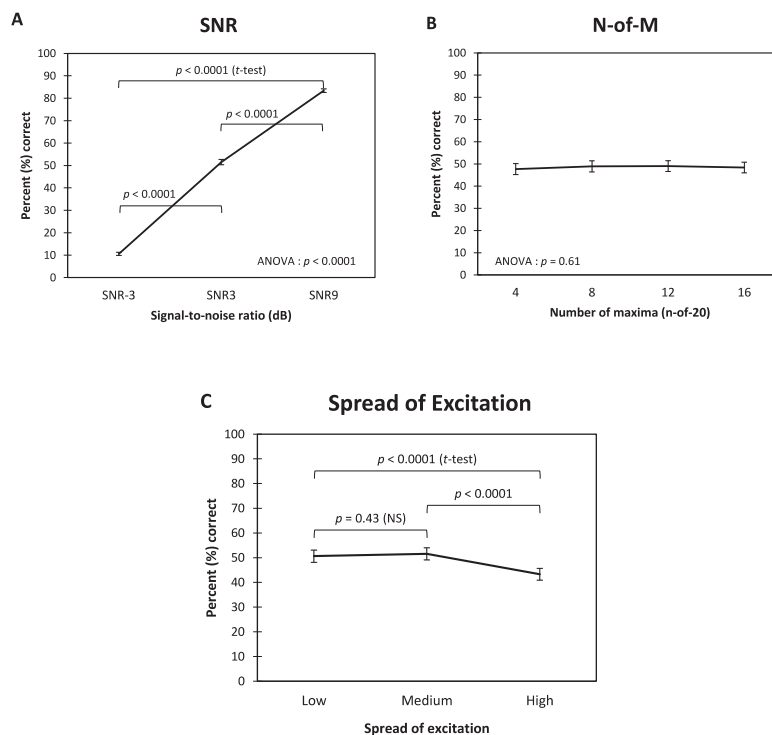


Figure 3. Results of the 3-way repeated measures ANOVA and results of the 2-by-2 comparisons (Student’s t-tests) made on scores transformed in rationalized units (RAU). (A) Average syllable recognition scores (in percent correct) across the signal-to-noise ratios. (B) Average across the number of maxima. (C) Average across the levels of spread of excitation. Error bars represent ± 1 standard error of the mean.

Table 4. Average syllable recognition scores for each factor and variation.

Factor	Variation	Unit	Mean	Standard Deviation
SNR	SNR-3	%	10.6	10.8
		rau	6.5	16.1
	SNR3	%	51.5	18.6
		rau	51.3	17.9
	SNR9	%	83.4	12.4
		rau	84.9	16.2
Number of Maxima	4-of-20	%	47.7	33.4
		rau	47.1	36.7
	8-of-20	%	48.8	33.7
		rau	47.9	36.9
	12-of-20	%	49.0	32.5
		rau	48.1	35.2
	16-of-20	%	48.4	32.6
		rau	47.1	36.1
Spread of excitation	Low	%	50.6	33.3
		rau	50.1	36.2
	Medium	%	51.5	33.0
		rau	51.1	36.4
	High	%	43.3	32.2
		rau	41.4	35.4

3.2. Psychophysical Tuning Curves

Individual and average PTCs are displayed in Figure 4 (masking threshold in dB SPL function of masker frequency in Hz). Table 5 gives an overview of the results. First, looking at the shape of the PTCs, we can see that there is a noticeable heterogeneity between subjects. Furthermore, this heterogeneity seems to be larger on the high-frequency side of the curves, with standard deviations of approximately 18, 12, and 10 dB SPL versus approximately 7, 9, and 8 dB SPL on the low side. Finally, the "High" level of spread of excitation seems to flatten the curve while the "Low" and "Medium" levels give very similar shapes.

Table 5. Average masking thresholds (in dB SPL) function of the simulated spread of excitation.

Frequency (Hz)/Masking Threshold (dB SPL)	1441	1637	1898.5	2226	2619	3143	3798
Low spread							
Mean	64.4	58.4	46.5	20.3	44.6	67.0	77.2
Standard error	6.9	9.6	8.8	4.3	13.9	13.9	18.2
Min	52.1	36.8	16.6	12.8	23.8	45.2	12.3
Max	79.0	73.1	59.8	28.2	77.0	84.2	88.1
Medium							
Mean	66.2	58.4	45.9	23.1	45.7	67.3	80.8
Standard error	9.2	13.9	7.9	7.3	13.8	12.6	12.1
Min	41.5	11.2	22.8	12.4	23.4	46.0	43.1
Max	82.5	77.7	65.6	36.7	70.2	86.3	90.0
High							
Mean	61.8	48.4	38.4	22.6	35.4	45.7	59.3
Standard error	7.5	9.9	5.8	5.5	11.8	10.9	10.4
Min	48.2	19.8	24.4	13.8	13.9	24.3	42.7
Max	76.1	63.6	48.1	35.3	60.8	62.2	74.8

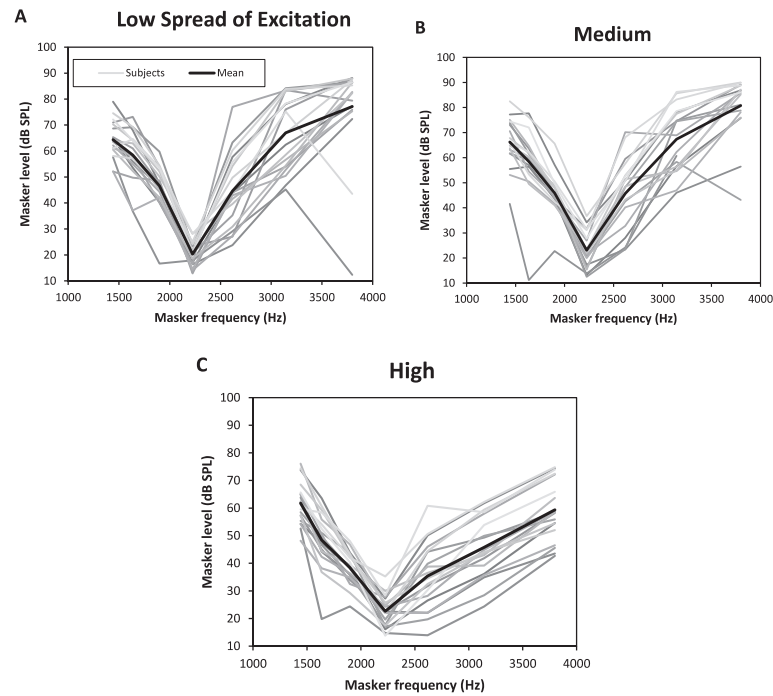


Figure 4. Measured psychophysical tuning curves (PTC). Masking thresholds (in dB SPL) function of the masker frequency (fm = 1440.5, 1637, 1898.5, 2226, 2619, 3143 and 3798 Hz). Each subject is represented by a different grey curve and the average curve is in black with white dots. (A) PTCs for “Low” spread of excitation. (B) PTCs for “Medium” spread. (C) PTCs for “High” spread.

These changes in shape had an impact on the Q10dB values as we can see in Figure 5. The average Q10dB for the “Low” spread was approximately 8, for the “Medium” level around 7, and a noticeable decrease for the “High” level with a Q10dB of 3.

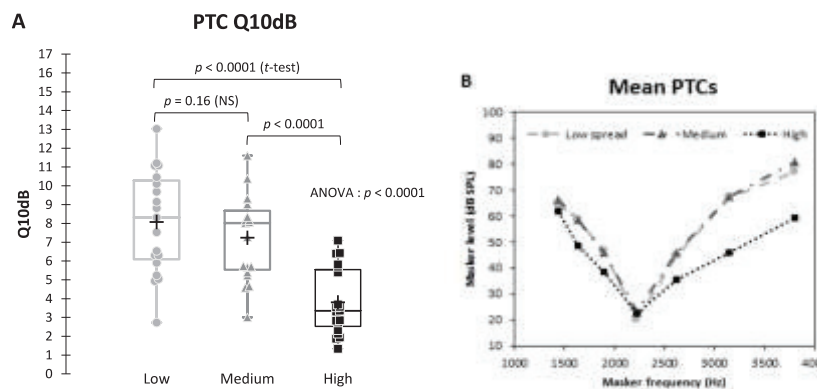


Figure 5. Comparison of the sharpness (Q10dB) of the average psychophysical tuning curves (PTC) function of the level of spread of excitation. Results of the repeated measure ANOVA and results of the 2-by-2 comparisons (Student’s t-tests). (A) Boxplots showing Q10dB: the horizontal line within the box indicates the median; means are indicated by a plus sign; edges are the 25th and 75th percentiles, whiskers the most extreme data points. Each dot represents one subject. (B) Average tuning curves for the three levels of spread of excitation.

The repeated measure ANOVA (mixed models) revealed a significant main effect of the level of spread of excitation ($F_{2, 36} = 38.49, p < 0.0001$). The 2-by-2 tests showed a significant difference between the Q10dB at “High” level of spread of excitation and the two others (“Low” vs. “High”: $p < 0.0001$; “Medium” vs. “High”: $p < 0.0001$; “Low” vs. “Medium”: $p = 0.16$).

3.3. Correlation between Word Recognition and PTC Sharpness

We assessed the relationship between the PTC sharpness (Q10dB) and the word recognition (in RAUs) (Figure 6). First, repeated measures correlations indicated a strong positive association ($r_{\text{mcorr}} = 0.72, p < 0.001$). Then, we compared the evolution of the performances between the “Low” and “High” level of simulated spread of excitation: the difference of word recognition and the difference of Q10dB were positively correlated (average values measured across all the SNRs) ($r_{\text{spearman}} = 0.55, p = 0.017$).

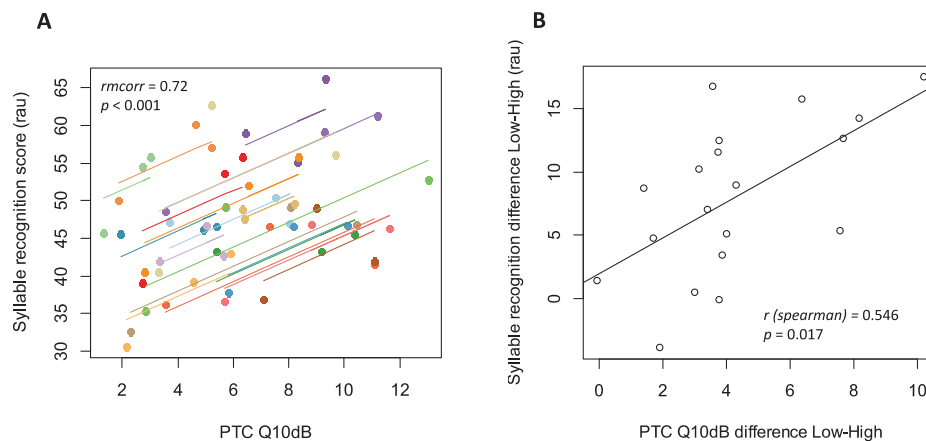


Figure 6. Average syllable recognition scores (in rau) function of Q10dB (A) Repeated measures correlation (r_{mcorr}). Measures from the same participant are given the same color, with corresponding lines to show the r_{mcorr} . There are 3 dots per participants, one for each level of spread of excitation. (B) Average syllable recognition difference function of Q10dB difference between “Low” and “High” spread of excitation simulation. Each dot represents one subject.

4. Discussion

In this study, we investigated the impact of simulated channel interaction on the word recognition in noise and on the frequency selectivity of 20 NH subjects. We used a 20-channel vocoder with a simulation of spread of excitation.

Word recognition in cocktail-party noise was evaluated on disyllabic words by varying: the SNR (−3, 3 and 9 dB SNR in front of the vocoder); the number of selected maxima (4, 8, 12, and 16 out of 20) and the spread of excitation (synthesis filter slopes of −24, −48 and −72 dB/octave). Frequency selectivity was characterized by the Q10dB of forward-masked PTCs, measured with sounds processed by the vocoder and the simulation of the spread of excitation.

This experiment is a simulation and should be completed by results from a transposed experiment with CI users. The NH subjects were relatively young and some age categories are underrepresented (between 30 and 50 years old), which could influence the results. The choice of the Fournier’s disyllabic words appeared to be adequate. Nevertheless, it should be noted that the recognition of Fournier’s words can be influenced by the lexical knowledge of the subject.

The main finding of this study is that, within individuals, simulated channel interaction, correlates with PTCs selectivity (Q10dB) and correlates with speech recognition in noise.

The motivation to choose a cocktail-party noise for speech audiometry in noise was its complexity and that it recreates conditions of realistic listening environments, such as schools, restaurants, and other social gatherings. Cocktail-party noise is a broadband fluctuating noise and it is very close to the long-term speech spectrum. Therefore, it induces interferences due to amplitude modulation and informational masking which play an important role in CI users' speech recognition. The similarities between the target and the masker, exacerbated by an impaired spectral resolution, increase attentional resources needed to differentiate the speech signal and the cocktail-party noise [42-44].

It was observed a speech recognition plateau with around four channels in quiet [45,46]. Around 10 channels are necessary to reach a plateau under more adverse conditions (e.g., noise, different speech material, etc.) [7,27]. Recently, it was observed that intelligibility could continue to improve with a larger number of channels [47,48]. In vocoder studies, even if a plateau was also observed, the listening effort seems to be reduced when more channels are used [49,50]. In our experiment, word recognition in noise was not significantly changed by varying the number of selected maxima. This result may be due to the characteristics of our vocoder. The smoothing performed by the "overlap-and-add" reconstruction and the 65 Hz low pass filtering partially filled the temporal gaps created by the channel picking. These steps do not entirely suppress the effect of channel-picking but they may have an impact on the final results. In these conditions, subjects would already have reached a plateau of performance and, in our experiment, increasing the number of selected channels beyond four would make no difference.

In general, channel-picking vocoders use smoothing filters that follow the analysis rate. For example, Dorman et al. (2002) used a 400 Hz cutoff frequency and found a significant effect of the number of maxima on speech recognition. In quiet, performances reached a plateau for 6-of-20 maxima. In noise, 9-of-20 maxima were needed. In this study, the effect of channel interaction was not investigated. There was a constant overlap between the analysis channels in the experiment [51] (sixth order Butterworth filters, -36 dB/oct). Then, Bingabr et al. (2008) investigated the effect of varying the degree of simulated channel interaction with a fixed-channel vocoder (4, 8 and 16 channels). The data showed a significant interaction between the number of channel and spread of excitation. They concluded that recognition of sentences in noise is likely to be improved by reducing channel interaction and by improving the spectral resolution to 8-16 channels [52]. Therefore, simulated channel interaction may not suppress the effect of changing the amount of spectral information on speech recognition. On the contrary, Verschurr et al. (2009) investigated the effect of 4-of-7 and 12-of-20 strategies with simulated channel interaction and found no substantial changes in consonant recognition performances [13]. They also stated that reduced consonant recognition in better performing cochlear implant users was mainly due to cochlear implant processing and not to channel interaction.

These studies give some clues but it should be noted that varying the total number of channels is not directly comparable to varying the number of maxima with a channel-picking coding strategy. Channel-picking strategies modulate the relative importance of each channel so it has an effect on spectral contrast and spectral resolution, depending on the proportion of selected channels. Several investigations found a significant decrease in speech-in-noise recognition and supported the idea that channel interaction can affect speech perception outcomes [53,54].

As hypothesized, simulated channel interaction significantly decreased word recognition in noise in this study. Notably, word recognition was decreased when the spread of excitation was at the highest level (-24 dB/octave) compared to the two lower situations (-48 and -72 dB/octave). It seems to indicate a threshold effect. This is consistent with some recent studies. For example, In Gaudrain and Baskent (2018), the recognition of a shift in the spectral envelope of a syllable significantly changed at -24 dB/octave compared to -48 and -72 dB/octave filter slopes [55]. In Jahn et al. (2019) vowel and consonant recognition dropped significantly for -15 dB/octave filter slopes compared to -30 and

- 60 dB/ octave conditions [34]. This threshold effect may be due to the smaller difference of slope between - 48 and - 72 dB/ octave filters than between - 24 and - 48 dB/ octave filters.

This confirms that poor spectral resolution due to channel interaction negatively impacts speech perceptions in quiet and in noisy conditions.

In our study, frequency selectivity (reflected by the Q10dB) was significantly decreased by spatial spread and results showed, like for speech perception, a threshold effect. Again, the spread of excitation at the highest level (- 24 dB/ octave) was different from the two other situations (- 48 and - 72 dB/ octave).

A small number of studies have investigated the effect of simulated spatial spread of excitation on the shape of PTCs. One of them, Langner et al. (2016) showed an improvement of the PTCs Q10dB by using a dynamic compression algorithm to restore frequency selectivity in CI users and NH subjects listening to a vocoder [31]. This kind of simulation seems equivalent to measuring PTCs and varying the frequency range of the maskers.

Concerning the maskers' frequency range, Kluk and Moore (2004) have measured Q10dB with NH subjects using simultaneous masking for 1 and 4 kHz probe frequencies (pure tones). They tested noise-maskers of 80, 160, and 320 Hz wide and found a decrease in Q10dB when increasing the noise-maskers' bandwidth. They suggested that only a part of the masking noise passed through the auditory filter. Indeed, in their experiment, for the two wider noise-maskers (160 and 320 Hz), the bandwidths were greater than the equivalent rectangular bandwidth (ERB) at the reference frequency [56].

Using wide maskers with different power decay seems to have the same effect. In our case, the probe was a narrow-band noise with a center frequency of 2214 Hz and the ERB for this frequency is approximately 264 Hz. The probe sound and the "high-frequency" maskers were wider than 264 Hz (Table 1). It may explain the broadening of the PTCs on the "high-frequency" side.

Because PTC measures have been associated with small correlations with speech perception of CI users [18,22,26], some methods like spectral ripple discrimination tests have been used [35,57]. In our experiment, the result of the repeated measure correlation showed a strong within-subject correlation between Q10dB and word recognition in noise when changing the simulated spread of excitation (Figure 5). It means that for each subject there is a strong correlation between word recognition and frequency selectivity reflected by the Q10dB parameter. The within subject correlation obtained with a vocoder could also suggest that measuring PTCs through the speech processor is worthwhile to be explored because processors induce constraints not taken into account in experiments measuring PTCs by direct electrical stimulations. Q10dB measured through the speech processor would be closer to channel interaction experienced by each CI users. The same protocol as the one presented here could be transposed to CI users.

Finally, our subjects were considered as NH people but the results showed a variable resilience between individuals. The improvement of word recognition in noise was correlated with the improvement of Q10dB in NH listeners using a vocoder CI simulator (Figure 6). As the simulated channel interaction was the same for all, the effects were heterogeneous between subjects. It seems that people are not equal facing spread of excitation and for CI users it may be the same case. Despite the documented variability of speech in noise performances among people with normal-hearing, this experiment shows that there is also a variable resistance to spectral smearing. In some cases, when spectral smearing was increased the speech recognition and the Q10dB barely changed.

5. Conclusions

In this study, when we changed the degree of simulated channel interaction there was a strong within-subject correlation between PTCs frequency selectivity and average speech recognition in noise. This result supports the hypothesis that forward masked PTCs are correlated to individual word recognition in noise. Furthermore, while the same simulation was expected to have mainly the same effect on NH subjects, changing simulated channel interaction did not cause the same outcomes. The results showed a correlation between

the evolution of the frequency selectivity and the average speech recognition in noise across the "Low" and the "High" degree of simulated spread of excitation. Then, between the two lightest simulated channel interaction frequency selectivity, word recognition in noise did not significantly change while the strongest interaction impaired significantly the scores. This result shows a threshold effect, the channel interaction has to be sufficiently wide to induce a modification of performances. Additionally, as the vocoder mimics a CI speech processor, these findings highlight the importance of measuring PTC through the speech processor to take into account the signal processing. Finally, it seems useful to investigate with CI users the individual impact of channel interaction on PTCs frequency selectivity and speech recognition in noise. As vocoder simulations are good predictors of CI users' performances, we could expect a correlation between frequency selectivity and word recognition within individual CI users.

Author Contributions: Conceptualization, P.-A.C., C.B.-V., S.G. and E.T.; methodology, P.-A.C. and S.G.; software, P.-A.C.; validation, P.-A.C., R.H. and S.G.; formal analysis, P.-A.C.; investigation, P.-A.C.; resources, H.T.-V. and E.T.; data curation, P.-A.C.; writing—original draft preparation, P.-A.C. and C.B.-V.; writing—review and editing, P.-A.C., C.B.-V., H.T.-V., R.H., S.G. and E.T.; visualization, P.-A.C.; supervision, C.B.-V., S.G. and E.T.; project administration, P.-A.C., H.T.-V. and E.T.; funding acquisition, P.-A.C., and E.T. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work was supported by a research partnership between Neurelec/ Oticon Medical, Vallauris, France, and the Civils Hospitals of Lyon, Lyon, France. The subjects received financial compensation for their participation from Lyon Neuroscience Research Center, INSERM U1028, CNRS U5292.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee CPP EST IV, 67091 Strasbourg Cedex, France (ID-RCB: 2019-A00088-49, date of approval 12/ 02/ 2019).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy protection.

Acknowledgments: The authors would like to thank the people and institutions that allowed to carry out this work: the subjects who participated in the experiments, Charles Alexandre Joly and the entire staff of the ORL and the Audiology Department at Edouard Herriot University Hospital, Civil Hospitals of Lyon. We also thank Dan Gnansia, Pierre Stahl, and the company Neurelec/ Oticon Medical, for providing the Digispy interface and for the assistance with developing the vocoder.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results.

References

1. Clark, G. *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*; Springer Science & Business Media: New York, NY, USA, 2006; ISBN 978-0-387-21550-1.
2. Dhanasingh, A.; Jolly, C. An Overview of Cochlear Implant Electrode Array Designs. *Hear. Res.* **2017**, *356*, 93–103. [CrossRef]
3. McRackan, T.R.; Bauschard, M.; Hatch, J.L.; Franko-Tobin, E.; Droghini, H.R.; Nguyen, S.A.; Dubno, J.R. Meta-Analysis of Quality-of-Life Improvement after Cochlear Implantation and Associations with Speech Recognition Abilities. *Laryngoscope* **2018**, *128*, 982–990. [CrossRef]
4. Mo, B.; Lindbaek, M.; Harris, S. Cochlear Implants and Quality of Life: A Prospective Study. *Ear Hear.* **2005**, *26*, 186–194. [CrossRef]
5. Berger-Vachon, C.; Collet, L.; Djedou, B.; Morgon, A. Model for Understanding the Influence of Some Parameters in Cochlear Implantation. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **1992**, *101*, 42–45. [CrossRef]
6. Shannon, R.V. Multichannel Electrical Stimulation of the Auditory Nerve in Man. I. Basic Psychophysics. *Hear. Res.* **1983**, *11*, 157–189. [CrossRef]
7. Friesen, L.M.; Shannon, R.V.; Baskent, D.; Wang, X. Speech Recognition in Noise as a Function of the Number of Spectral Channels: Comparison of Acoustic Hearing and Cochlear Implants. *J. Acoust. Soc. Am.* **2001**, *110*, 1150–1163. [CrossRef] [PubMed]

8. Garnham, C.; O'Driscoll, M.; Ramsden, R.; Saeed, S. Speech Understanding in Noise with a Med-El COMBI 40+ Cochlear Implant Using Reduced Channel Sets. *Ear Hear.* **2002**, *23*, 540-552. [CrossRef]
9. Snel-Bongers, J.; Briare, J.J.; Vanpoucke, F.J.; Frijns, J.H.M. Spread of Excitation and Channel Interaction in Single- and Dual-Electrode Cochlear Implant Stimulation. *Ear Hear.* **2012**, *33*, 367-376. [CrossRef]
10. Zeng, F.-G.; Rebscher, S.; Harrison, W.; Sun, X.; Feng, H. Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* **2008**, *1*, 115-142. [CrossRef]
11. de Jong, M.A.M.; Briare, J.J.; Frijns, J.H.M. Dynamic Current Focusing: A Novel Approach to Loudness Coding in Cochlear Implants. *Ear Hear.* **2019**, *40*, 34-44. [CrossRef] [PubMed]
12. DeVries, L.; Arenberg, J.G. Current Focusing to Reduce Channel Interaction for Distant Electrodes in Cochlear Implant Programs. *Trends Hear.* **2018**, *22*. [CrossRef]
13. Verschuur, C. Modeling the Effect of Channel Number and Interaction on Consonant Recognition in a Cochlear Implant Peak-Picking Strategy. *J. Acoust. Soc. Am.* **2009**, *125*, 1723-1736. [CrossRef]
14. Cohen, L.T.; Richardson, L.M.; Saunders, E.; Cowan, R.S.C. Spatial Spread of Neural Excitation in Cochlear Implant Recipients: Comparison of Improved ECAP Method and Psychophysical Forward Masking. *Hear. Res.* **2003**, *179*, 72-87. [CrossRef]
15. Guevara, N.; Hoen, M.; Truy, E.; Gallego, S. A Cochlear Implant Performance Prognostic Test Based on Electrical Field Interactions Evaluated by EABR (Electrical Auditory Brainstem Responses). *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0155008. [CrossRef]
16. Spitzer, E.R.; Choi, S.; Hughes, M.L. The Effect of Stimulus Polarity on the Relation Between Pitch Ranking and ECAP Spread of Excitation in Cochlear Implant Users. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* **2019**, *20*, 279-290. [CrossRef] [PubMed]
17. Nelson, D.A.; Donaldson, G.S.; Kreft, H. Forward-Masked Spatial Tuning Curves in Cochlear Implant Users. *J. Acoust. Soc. Am.* **2008**, *123*, 1522-1543. [CrossRef]
18. DeVries, L.; Arenberg, J.G. Psychophysical Tuning Curves as a Correlate of Electrode Position in Cochlear Implant Listeners. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* **2018**, *19*, 571-587. [CrossRef]
19. Sek, A.; Alcántara, J.; Moore, B.C.J.; Kluk, K.; Wicher, A. Development of a Fast Method for Determining Psychophysical Tuning Curves. *Int. J. Audiol.* **2005**, *44*, 408-420. [CrossRef]
20. Sek, A.; Moore, B.C.J. Implementation of a Fast Method for Measuring Psychophysical Tuning Curves. *Int. J. Audiol.* **2011**, *50*, 237-242. [CrossRef]
21. Kreft, H.A.; DeVries, L.A.; Arenberg, J.G.; Oxenham, A.J. Comparing Rapid and Traditional Forward-Masked Spatial Tuning Curves in Cochlear-Implant Users. *Trends Hear.* **2019**, *23*. [CrossRef]
22. Anderson, E.S.; Nelson, D.A.; Kreft, H.; Nelson, P.B.; Oxenham, A.J. Comparing Spatial Tuning Curves, Spectral Ripple Resolution, and Speech Perception in Cochlear Implant Users. *J. Acoust. Soc. Am.* **2011**, *130*, 364-375. [CrossRef]
23. Hughes, M.L.; Stille, L.J. Psychophysical versus Physiological Spatial Forward Masking and the Relation to Speech Perception in Cochlear Implants. *Ear Hear.* **2008**, *29*, 435-452. [CrossRef]
24. DeVries, L.; Scheperle, R.; Bierer, J.A. Assessing the Electrode-Neuron Interface with the Electrically Evoked Compound Action Potential, Electrode Position, and Behavioral Thresholds. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* **2016**, *17*, 237-252. [CrossRef]
25. Boëx, C.; Kós, M.-I.; Pelizzone, M. Forward Masking in Different Cochlear Implant Systems. *J. Acoust. Soc. Am.* **2003**, *114*, 2058-2065. [CrossRef]
26. Nelson, D.A.; Kreft, H.A.; Anderson, E.S.; Donaldson, G.S. Spatial Tuning Curves from Apical, Middle, and Basal Electrodes in Cochlear Implant Users. *J. Acoust. Soc. Am.* **2011**, *129*, 3916-3933. [CrossRef]
27. Shannon, R.V.; Fu, Q.-J.; Galvin, J. The Number of Spectral Channels Required for Speech Recognition Depends on the Difficulty of the Listening Situation. *Acta Otolaryngol.* **2004**, *124*, 50-54. [CrossRef]
28. Dorman, M.F.; Loizou, P.C.; Fitzke, J.; Tu, Z. Recognition of Monosyllabic Words by Cochlear Implant Patients and by Normal-Hearing Subjects Listening to Words Processed through Cochlear Implant Signal Processing Strategies. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **2000**, *185*, 64-66. [CrossRef]
29. Gnansia, D.; Péan, V.; Meyer, B.; Lorenzi, C. Effects of Spectral Smearing and Temporal Fine Structure Degradation on Speech Masking Release. *J. Acoust. Soc. Am.* **2009**, *125*, 4023-4033. [CrossRef]
30. Hopkins, K.; Moore, B.C.J. The Contribution of Temporal Fine Structure to the Intelligibility of Speech in Steady and Modulated Noise. *J. Acoust. Soc. Am.* **2009**, *125*, 442-446. [CrossRef] [PubMed]
31. Langner, F.; Jürgens, T. Forward-Masked Frequency Selectivity Improvements in Simulated and Actual Cochlear Implant Users Using a Preprocessing Algorithm. *Trends Hear.* **2016**, *20*. [CrossRef]
32. International Bureau for Audiophonology Recommendations 02/1 Audiometric Classification of Hearing Impairments. Available online: <https://www.biap.org/en/recommendations/recommendations/tc-02-classification> (accessed on 20 May 2020).
33. DiNino, M.; Wright, R.A.; Winn, M.B.; Bierer, J.A. Vowel and Consonant Confusions from Spectrally Manipulated Stimuli Designed to Simulate Poor Cochlear Implant Electrode-Neuron Interfaces. *J. Acoust. Soc. Am.* **2016**, *140*, 4404-4418. [CrossRef] [PubMed]
34. Jahn, K.N.; DiNino, M.; Arenberg, J.G. Reducing Simulated Channel Interaction Reveals Differences in Phoneme Identification Between Children and Adults with Normal Hearing. *Ear Hear.* **2019**, *40*, 295-311. [CrossRef]
35. Litvak, L.M.; Spahr, A.J.; Saoji, A.A.; Fridman, G.Y. Relationship between Perception of Spectral Ripple and Speech Recognition in Cochlear Implant and Vocoder Listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* **2007**, *122*, 982-991. [CrossRef]

36. Fournier, J.-E. *Audiométrie Vocale: Les Epreuves D'intelligibilité et Leurs Applications au Diagnostic, à l'expertise et à la Correction Prothétique des Surdités*; Maloine: Paris, France, 1951.
37. Lafon, J.C. Phonetic test, phonation, audition. *JFORL J. Fr. Otorhinolaryngol. Audiophonol. Chir. Maxillofac.* **1972**, *21*, 223-229.
38. Levitt, H. Transformed Up-down Methods in Psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.* **1971**, *49*, 467-477. [CrossRef]
39. Studebaker, G.A. A "Rationalized" Arcsine Transform. *J. Speech Hear. Res.* **1985**, *28*, 455-462. [CrossRef]
40. Sherbecoe, R.L.; Studebaker, G.A. Supplementary Formulas and Tables for Calculating and Interconverting Speech Recognition Scores in Transformed Arcsine Units. *Int. J. Audiol.* **2004**, *43*, 442-448. [CrossRef] [PubMed]
41. Bakdash, J.Z.; Marusich, L.R. Repeated Measures Correlation. *Front. Psychol.* **2017**, *8*, 456. [CrossRef] [PubMed]
42. Qin, M.K.; Oxenham, A.J. Effects of Simulated Cochlear-Implant Processing on Speech Reception in Fluctuating Maskers. *J. Acoust. Soc. Am.* **2003**, *114*, 446-454. [CrossRef]
43. Rosen, S.; Souza, P.; Ekelund, C.; Majeed, A.A. Listening to Speech in a Background of Other Talkers: Effects of Talker Number and Noise Vocoding. *J. Acoust. Soc. Am.* **2013**, *133*, 2431-2443. [CrossRef]
44. Stickney, G.S.; Zeng, F.-G.; Litovsky, R.; Assmann, P. Cochlear Implant Speech Recognition with Speech Maskers. *J. Acoust. Soc. Am.* **2004**, *116*, 1081-1091. [CrossRef]
45. Dorman, M.; Loizou, P. Speech Intelligibility as a Function of the Number of Channels of Stimulation for Normal-Hearing Listeners and Patients with Cochlear Implants. *Am. J. Otol.* **1997**, *18*, S113-S114. [PubMed]
46. Loizou, P.C.; Dorman, M.; Tu, Z. On the Number of Channels Needed to Understand Speech. *J. Acoust. Soc. Am.* **1999**, *106*, 2097-2103. [CrossRef]
47. Berg, K.A.; Noble, J.H.; Dawant, B.M.; Dwyer, R.T.; Labadie, R.F.; Gifford, R.H. Speech Recognition as a Function of the Number of Channels in Perimodiolar Electrode Recipients. *J. Acoust. Soc. Am.* **2019**, *145*, 1556-1564. [CrossRef]
48. Croghan, N.B.H.; Duran, S.I.; Smith, Z.M. Re-Examining the Relationship between Number of Cochlear Implant Channels and Maximal Speech Intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am.* **2017**, *142*, EL537-EL543. [CrossRef]
49. Pals, C.; Sarampalis, A.; Baskent, D. Listening Effort with Cochlear Implant Simulations. *J. Speech Lang. Hear. Res.* **2013**, *56*, 1075-1084. [CrossRef]
50. Winn, M.B.; Edwards, J.R.; Litovsky, R.Y. The Impact of Auditory Spectral Resolution on Listening Effort Revealed by Pupil Dilation. *Ear Hear.* **2015**, *36*, e153-e165. [CrossRef]
51. Dorman, M.F.; Loizou, P.C.; Spahr, A.J.; Maloff, E. A Comparison of the Speech Understanding Provided by Acoustic Models of Fixed-Channel and Channel-Picking Signal Processors for Cochlear Implants. *J. Speech Lang. Hear. Res.* **2002**, *45*, 783-788. [CrossRef]
52. Bingabr, M.; Espinoza-Varas, B.; Loizou, P.C. Simulating the Effect of Spread of Excitation in Cochlear Implants. *Hear. Res.* **2008**, *241*, 73-79. [CrossRef] [PubMed]
53. Bierer, J.A.; Litvak, L. Reducing Channel Interaction Through Cochlear Implant Programming May Improve Speech Perception: Current Focusing and Channel Deactivation. *Trends Hear.* **2016**, *20*. [CrossRef] [PubMed]
54. Fu, Q.-J.; Nogaki, G. Noise Susceptibility of Cochlear Implant Users: The Role of Spectral Resolution and Smearing. *JARO* **2005**, *6*, 19-27. [CrossRef] [PubMed]
55. Gaudrain, E.; Başkent, D. Discrimination of Voice Pitch and Vocal-Tract Length in Cochlear Implant Users. *Ear Hear.* **2018**, *39*, 226-237. [CrossRef]
56. Kluk, K.; Moore, B.C.J. Factors Affecting Psychophysical Tuning Curves for Normally Hearing Subjects. *Hear. Res.* **2004**, *194*, 118-134. [CrossRef] [PubMed]
57. Davies-Venn, E.; Nelson, P.; Souza, P. Comparing Auditory Filter Bandwidths, Spectral Ripple Modulation Detection, Spectral Ripple Discrimination, and Speech Recognition: Normal and Impaired Hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* **2015**, *138*, 492-503. [CrossRef] [PubMed]