REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA

Faculté de **T**echnologie

Département du **G**énie **E**lectrique

Mémoire de fin d'études de Master

Filière : Télécommunications

Spécialité : Systèmes des Télécommunications

Simulation de codage de la parole et la générations des stimulus dans les implants cochléaires

---

Présentés par :

AIS Raounek

FEKHAR Hanine

Proposés et Dirigés par :

M. ESSAID Billel

Promotion 2022

Remerciements

Nous commençons par remercier Allah tout puissant de nous avoir donné la volonté, l'amour du savoir et surtout le courage et la patience pour effectuer ce modeste travail.

Nous exprimons notre profonde gratitude à notre promoteur ***Mr.ESSAID BILLEL*** *d'avoir accepté de nous encadré pour notre projet de fin d'études, ainsi que pour son soutien, ses remarques pertinentes et son encouragement.*

Nous remercions également les membres de jury pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à notre travail en acceptant de l'examiner et de le juger.

Enfin, Nous remercions tous les membres de nos familles ainsi que toutes nos amies et toute la promotion (2021 /2022).

Du fond du cœur, merci à tous.

Merci

Dédicaces

Tout d'abord je tiens à remercier Dieu le tout puissant de m'avoir donné la santé, la volonté et le courage.
J'ai l'honneur et le plaisir de dédier le fruit de mon travail aux perles de ma vie, à qui j'exprime ma grande gratitude pour leurs éducations, et leurs patiences
Les plus chères au monde ***ma chère mère*** *et* ***mon cher père*** *Sources de mes joies, secrets de ma force*
Vous serez toujours le modèle.
Papa*, dans ta force et ton honnête*
Maman *dans ta patience et ton dévouement pour nous,*
Merci pour tous vos sacrifices pour que vos enfants grandissent et prospèrent
Merci de trimer sans relâche, malgré les péripéties de la vie au bien être de vos enfants,
Merci d'être tout simplement ***mes parents,***
C'est à vous que je dois cette réussite et je suis fière de vous l'offrir.
À Mon chère et unique frères ***AMIR*** *merci du fond du cœur pour ta présence, ton amour et ton soutien dans les moments où j'en avais le plus besoin, que dieu te garde et te protège.*
À mes petites sœurs ***HADJER*** *et* ***ALAA*** *que dieu le protège.*

À tous les membres de ma famille.

À mon très chère binôme ***HANINE****, merci beaucoup pour ta présence, sans ton aide, ce travail n'aurait jamais pu être accompli.*

À Tous mes amis sans exception.
A tous ceux qui m'ont encouragé de près ou de loin.

RAOUNEK

Dédicace

À mes très chers parents

Je vous dois ce que je suis aujourd'hui grâce à votre amour, à votre patience et vos innombrables sacrifices.

Que ce modeste travail ' soit pour vous une petite compensation et reconnaissances envers ce que vous avez fait d'incroyable pour moi que dieu le tout puissant vous préserve et vous procure santé et longue vie afin que je puisse à mon tour vous combler.

À mes très chers sœurs ***Rafika*** *et* ***Souad*** *et mes très chers frères* ***Rafik*** *' '****Kamal*** *et* ***Akram*** *.*

À mes petit neveux ***Wassim' Amin, Wathik ' Miral*** *et* ***Narimene***

Aucune dédicaces ne serait exprimé assez profondément ce que je ressens envers vous je vous aime.

À mon très chère binôme ***Raounek*** *je vous souhaite un grand succès dans votre vie*

À mes très chères amies ***Batoul, Hanane*** *et* ***Malak***

En témoignage de l'amitié sincère qui nous a liées des bons moments passent ensemble.

Je vous dédie ce travail en vous souhaitant un avenir radieux et plein de bonne promesse.

Hanine.

ملخص:

هذا المشروع عبارة عن محاكاة لطريقة تشفير الصوت في قوقعة الأذن المزروعة باستعمال برنامج Matlab التي تعمل على استراتيجية SPEAK، هاته الأخيرة تقوم على استخراج القيم الأعظمية للصوت ثم تزويد الأقطاب بتلك القيم ثم تحفيزها لنقل الإشارة الكهربائية إلى الدماغ عن طريق العصب السمعي.

كلمات مفتاحية: محاكاة، الصوت، زرع القوقعة،Matlab ، استراتيجية، SPEAK، الأقطاب، تحفيز

Résumé :

Ce projet est une simulation de la méthode de codage du son dans l'implant cochléaire à l'aide du logiciel Matlab en utilisent la stratégie SPEAK qui extraite les amplitudes maximales du son, puis les transporté vers les électrodes et les stimule pour signal au cerveau par le nerf auditif.

Mots clés : Simulation, Son, Implant cochléaire, Matlab, Stratégie, SPEAK, Le électrodes, Stimulation

Abstract:

This project is a simulation of the sound coding method in the cochlear implant with Matlab software using the SPEAK strategy which extracts the maximum amplitudes of the sound, then transports them to the electrodes and stimulates them to signal to the brain via the auditory nerve.

Keywords: Simulation, Sound, Cochlear implant**,** Matlab, Strategy, SPEAK, electrodes, Stimulating

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES I

LISTE DES FIGURES V

LISTE DES TABLEAUX VII

LISTE DES ACRONYMES VIII

Introduction générale.....1

CHAPITRE I : LE SYSTÈME AUDITIF HUMAIN ET LA SURDITÉ

I Introduction 3

I.1 Structure et fonctionnement de l'oreille 3

I.2 Rôle de l'oreille externe 4

I.3 Rôle de l'oreille moyenne 5

I.4 Rôle de l'oreille interne 5

I.4.1 La cochlée 6

I.4.2 Le rôle de la cochlée 6

I.4.3 Les cellules ciliées 7

I.5 La surdité 9

I.5.1 Les causes de la surdité 9

I.5.1.1 Presbyacousie et vieillissement 9

I.5.1.2 Atteinte de l'appareil de corti 9

I.5.1.3 Troubles du nerf auditif 9

I.5.1.4 Hypoacousie 9

I.5.1.5 Bouchon de cérumen 9

I.5.2 Les types de la surdité 10

I.5.2.1 Surdité de perception 10

I.5.2.2 Surdité de transmission 10

I.5.2.3 Surdité mixte 10

I.6 Le son 10

I.6.1 Les ondes sonores 11

I.6.1.1 Définition d'une onde 11

I.6.1.2 Définition d'une onde acoustique ou onde sonore 11

I.6.1.3 La source sonore 11

I.6.1.4 Le milieu de propagation ou matière 11

I.6.2 Les caractéristiques physiques des ondes sonores 11
I.6.2.1 La longueur d'onde λ 11
I.6.2.2 La période T 12
I.6.2.3 La fréquence 13
I.6.2.3.a Les sons dits « purs » 13
I.6.2.3.b Les sons dits « complexes » 13
I.6.2.4 La célérité 14
I.6.2.5 La Pression acoustique 14
I.6.2.6 L'énergie acoustique 15
I.6.2.7 La puissance acoustique 15
I.6.2.8 L'intensité acoustique 15
I.7 Conclusion 16

CHAPITRE II : PRÉSENTATION DES IMPLANTS COCHLÉAIRE ET LES DIFFÉRENTES STRATÉGIES DE CODAGE

II Introduction 17
II.1 Historique.....17
II.2 Présentation d'un implant cochléaires 18
II.3 Principe des implants cochléaires 18
II.4 Caractéristiques des implants cochléaires 19
II.5 Type des implants cochléaires 19
II.6 L'installation des implants cochléaires 20
II.6.1 L'activation et la programmation de l'implant 21
II.6.2 Test psychophysique 22
II.6.2.1 Seuil T 22
II.6.2.2 Seuil C 22
II.7 Le processus de réglage de l'implant cochléaire 23
II.8 Coté électronique des implants cochléaires 24
II.8.1 Description de l'implant cochléaire 24
II.8.2 Fonctionnement de l'implant cochléaire 25
II.9 Implantation des électrodes 26
II.9.1 Placement des électrodes 27
II.9.2 Nombre des électrodes et l'espacement des contacts 28
II.9.3 Efficacité et rôle des électrodes 29
II.10 Codage et stimulation 30

II.10.1 Partie acoustique : le processeur audio 30
II.10.2 Stratégie basée sur l'extraction des formants 31
A) Multi-Peak ou Mpeak ….....31
B) Spectral Maxima Sound Processor ou SMSP 31
II.10.3 Stratégies qui favorisent la représentation fréquentielle 32
A) Adaptative Simulation Rate ou ASR 32
B) Spectral Peak Strategy ou SPS ….....32
II.10.4 Stratégies qui favorisent la représentation temporelle 32
A) Compress Analog ou CA 32
B) Continious Interleaved Sampling ou CIS 33
C) Simulatnious Analog Simulation ou SAS 34
II.10.5 Stratégies dites hybrides 34
A) Spectral Peak Strategy ou SPEAK ….....34
B) Advanced Combination Encoders ou ACE 34
II.11 Le stimulateur 35
II.12 L'extraction d'enveloppe 35
II.13 Partie biologique : le nerf auditif 35
II.14 Conclusion 36

CHAPITRE III : SIMULATION DE LA STRATÉGIE DE CODAGE SPEAK PAR MATLAB

III Introduction 37
III.1 Les phases de traitement de son pour personnes normaux et avec implants cochléaires 37
III .2 Description de MALAB r2016 38
III.3 Description Generic MATLAB Toolbox GMT v1.1 ….....38
III.3.1 Objectifs du GMT 38
III.3.1.1 Élaboration d'algorithmes 38
III.3.1.2 Démonstration et éducation 39
III.3.1.3 Évaluation perceptuelle 39
III.4 Traitement de signal avec la stratégie SPEAK 39
III.5 Simulation de la stratégie SPEAK par Matlab 40
III.5.1 Initialisation de la variable d'environnement 40
III.5.2 Initialisation des chemins de classes 41
III.6 Création de la stratégie …….....41

III.7 Identification de l'entré 41
III.8 Les blocs de traitement 42
III.8.1 Proc unit 42
III.9 Description de chaque bloc 43
III.9.1 Définir les paramètres de chaque bloc 43
III.9.2 Read Wav Unit 44
III.9.3 Audio Mixer Unit 44
III.9.4 Harmony Preemphasis Unit 44
III.9.5 Dual Loop Td Agc Unit 45
III.9.6 Win Buf Unit 45
III.9.7 Fft Filter bank Unit 45
III.9.8 Hilbert Envelope Unit 45
III.9.9 Spec Peak Locator Unit 45
III.9.10 Current Steering Weights Unit 46
III.9.11 Carrier Synthesis Unit 46
III.9.12 F120Unité de traitement 46
III.10 Définir les connexions entre les blocs 47
III.11 Exécution de la stratégie 48
III.11.1 strat.run ( ) ; 48
III.11.2 L'ordre d'exécution 48
III.12 Outils de visualisation 48
III.12.1 CsViewer 48
III.13 Résultat de simulation 50
III.13.1 Forme d'onde et spectrogramme du son original 50
III.13.2 Le spectrogramme de son 51
III.13.3 Transformer de Fourrier Rapide 51
III.13.4 Extraction de l'enveloppe 52
III.13.5 Plot F120 Electrodogram Unit 52
III.14 Conclusion 54

Conclusion général 55

Références bibliographiques

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 Schéma du système auditif 3
Figure I.2 Schéma de l'oreille externe 4
Figure I.3 Schéma de l'oreille moyenne 5
Figure I.4 Schéma de l'oreille interne 6
Figure I.5 Schéma de cochlée déroulée 7
Figure I.6 Schéma Détaillé du canal cochléaire 7
Figure I.7 Schéma des cellules ciliées 8
Figure I.8 Amplitudes des déplacements de la membrane basilaire en fonction de la fréquence 8
Figure I.9 Longueur d'onde d'un phénomène périodique 12
Figure I.10 La période d'une onde sonore périodique 12
Figure I.11 Représentation d'un son complexe 14
Figure II.1 Émetteur du premier implant cochléaire portable (1974) 18
Figure II.2 Traitement de son par l'implant cochléaire 19
Figure II.3 Chirurgie d'un implant cochléaire 21
Figure II.4 Réglage d'implant cochléaire NEURELEC 23
Figure II.5 Réglage d'implant cochléaire MED-EL 24
Figure II.6 Positionnement des paramètres de l'implant cochléaire 25
Figure II.7 Les composantes de l'implant cochléaire 26
Figure II.8 Schéma bloc d'un implant cochléaire 26
Figure II.9 Portes électrodes 27
Figure II.10 Insertion des électrodes dans la cochlée 28
Figure II.11 Schéma résumant les processus de décomposition du signal sonore perçu par le processeur audio de l'implant cochléaire 30
Figure II.12 Schéma bloc de la stratégie Mpeak 31
Figure II.13 Schéma bloc de la stratégie SMSP 32
Figure II.14 Schéma bloc de la stratégie CA 33
Figure II.15 Schéma bloc de la stratégie CIS 33
Figure II.16 Schéma bloc de la stratégie SPEAK 34
Figure II.17 Trajet des voies auditives depuis l'organe de corti jusqu'au cortex du lobe temporelle 36
Figure III.1 Phase de traitement de son pour personne avec implants cochléaires... 37
Figure III.2 Une représentation schématique de la stratégie spectral PEAK 40

Figure III.3 Initialisation de La variable d'environnement GMTROOT 40
Figure III.4 Insertion des chemins suffisamment pour l'exécution des démos 41
Figure III.5 Diagramme de courbe sonore 42
Figure III.6 Addition des blocs dans le script demo1_SpecRes. m 43
Figure III.7 Création des liens entre les blocs 47
Figure III.8 Schéma des blocs de simulation 49
Figure III.9 Schéma fonctionnel illustrant SpecRes 49
Figure III.10 Forme d'onde du son original 50
Figure III.11 Partie zoomée de la forme d'onde de signal original 50
Figure III.12 Spectrogramme du signal d'entrée 51
Figure III.13 Le FFT de signal sonore 52
Figure III.14 L'électrodogramme de la stratégie de codage specRes (SPEAK) 53
Figure III.15 Partie de l'électrodogramme zoomé situé entre 3000ms et 3500 ms....53

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.1 Les principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage 20

Tableau II.2 Caractéristiques des électrodes dans les implants cochléaire commercialisée avec leurs types de stimulation 29

Tableau III.1 Tableau descriptif des paramètres 44

Liste des Acronymes

LISTE DES ACRONYMES

AB	:	Advanced Bionics.
ACE	:	Advanced Combination Encoders.
ASR	:	Adaptative Simulation Rate.
CA	:	Compress Analog.
CIS	:	Continious Interleaved Sampling.
Db	:	Décibel.
FFT	:	Fast Fourier Transforme.
GMT	:	Generic MATLAB Toolbox.
IC	:	Implant Cochléaire.
IRM	:	Imagerie par resonance magnétique
MAP	:	Mapping.
Mpeak	:	Multi Peak.
ORL	:	Oto Rhino Laryngologie.
SAS	:	Simultaneous Analog Stimulation.
SMSP	:	Spectral Maxima Sound Processor.
SPEAK	:	Spectral Peak Strategy.
SPS	:	Spectral Peak Strategy.
WB	:	Win Buf.

Introduction générale

Introduction générale

Dans la nature, tout ce qui vibre génère un son : les feuilles agitées par le vent, l'eau qui coule, les cordes d'un violon ou d'une guitare, les cordes vocales ...

Nous entendons le son grâce à des vibrations qui propagées dans l'air ou dans l'eau, et qui stimulent notre oreille.

Entendre, une fonction très importante de notre organisme, non vitale, mais que nous utilisons au quotidien. On peut considérer que notre oreille est seulement le sommet de cette fonction.

L'oreille est l'organe de la perception des sons et de l'équilibre elle conjugue une fonction de perception destinée à capter les sons, et une fonction de transmission pour transmettre ces sons au cerveau. Chaque partie du système auditif a un rôle bien déterminé dans le processus de l'audition.

L'oreille externe recueille les vibrations sonores et les oriente vers le tympan.

Cette première partie visible se prolonge à l'intérieur du crâne par une deuxième partie nommée oreille moyenne.

Enfin la troisième partie est appelée oreille interne. C'est grâce à elle que nous avons de l'équilibre. Elle communique avec l'oreille moyenne par la fenêtre ovale.

La cochlée transforme le son en un signal électrique transmis au cerveau par le nerf cochléaire c'est ce qu'on appelle l'information sonore, à l'intérieur de la cochlée, les cellules ciliées sont en suspension dans un liquide appelé endolymphe.

L'oreille humaine a une intensité exquise et des capacités de résolution de fréquence. Le dynamicrange de l'audition humaine est d'environ 120 dB, ce qui correspond à environ 1012 unités d'intensité.

Parfois un problème de Presbyacousie, une atteinte de l'appareil de corti, ou bien un trouble du nerf auditif peut provoquer une surdité sévère à profond et qui peut être évaluer à l'aide des examens comme un audiogramme, IRM ou La tympan métrie ont pour but d'évaluer l'intégrité des structures de l'oreille et diagnostiquer les causes d'une surdité.

Chaque année, en Algérie en estime la naissance de 1000 à 15000 des enfants avec des problèmes d'audition, Trois enfants sur 1000 soufrent de surdité.

Pour résoudre le problème de surdité les médecins ont proposé une solution chirurgicale c'est la seule intervention médicale capable de restaurer une audition partielle, qui est l'implant cochléaire, c'est un appareil ultra-miniaturisé qui permet d'améliorer l'audition (perception des sons de la parole et des bruits de l'environnement) des personnes souffrant d'une surdité sévère à profonde.

Contrairement aux aides auditives, ce dispositif stimule directement la cochlée au moyen d'électrodes implantées chirurgicalement.

Lors de la préparation de notre mémoire de fin d'études dont le sujet est simulation de codage de la parole et la génération des stimulus dans les implants cochléaires nous avons structuré cette étude autour de trois chapitres essentiels.

Le premier chapitre est consacré au système auditif humain et la surdité.

Dans le deuxième chapitre, Nous donnons les informations essentielles sur les implants cochléaires et les différentes stratégies de codage utilisés.

Dans le troisième chapitre, Nous simulons la stratégie de codage SPEAK par Matlab et présenter les résultats obtenus.

Enfin, le travail sera clôturé par une conclusion générale.

Chapitre I :
Le système auditif humain et la surdité

I Introduction

Nous abordons dans ce premier chapitre la structure générale de l'oreille et le principe de fonctionnement de ce dernier tel que le rôle de chaque type, ainsi que le son et la surdité c'est un type de perte auditive qui résulte d'un dysfonctionnement de l'oreille interne cette point est le point plus important à présenter, l'objectif de ce chapitre est de donne une vision globale sur le système sensoriel humaine.

L'oreille c'est un système sensoriel, c'est système le plus complet et parfait dans la nature donc c'est le meilleur exemple à traiter.

I.1 Structure et fonctionnement de l'oreille

Si on considère que le fonctionnement d'un système sensoriel a pour objectif de fournir une représentation interne du monde extérieur, le fonctionnement du système auditif devrait avoir pour objectif de générer une représentation interne de notre environnement sonore. [1]

L'oreille est un organe complexe important du corps humain .elle recevoir des informations sonores et les transmettant au cerveau pour les analyser, elle nous permet de communiquer avec l'environnement qui nous entoure .aussi une partie de l'oreille contribue à l'équilibre du corps.

L'oreille est également un organe fragile dont il faut prendre soin car des dégradations sur celle-ci peuvent causer des pertes auditives qui peuvent aller jusqu'à la surdité. [2]

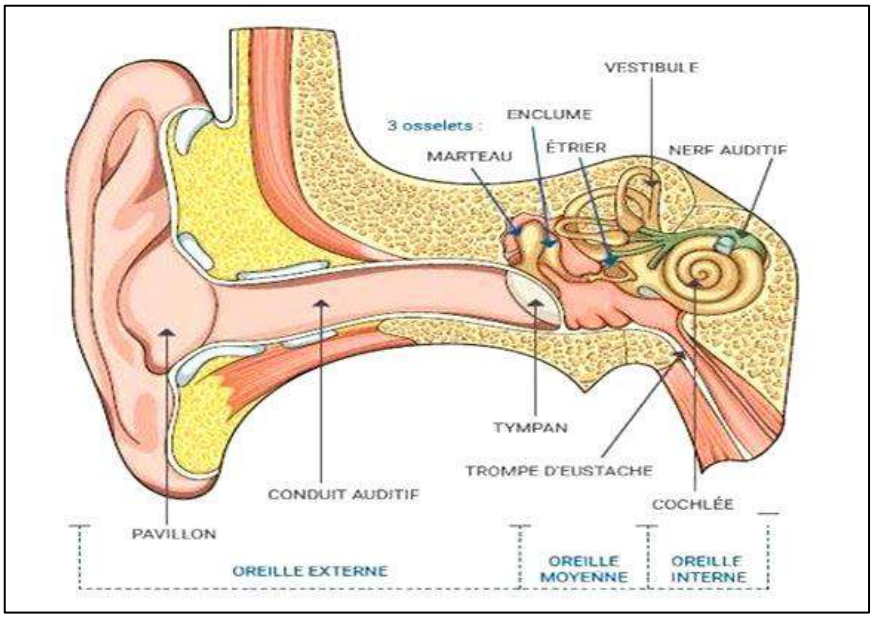


Figure I.1 Schéma du système auditif.[1]

L'oreille est constituée de 3 parties :

- ❖ l'oreille externe € constituée du pavillon, d'un conduit et qui se termine par une membrane vibrante, le tympan.
- ❖ l'oreille moyenne (m) constituée d'osselets (les plus petits os de l'organisme, reposant les uns sur les autres et formant une chaîne).
- ❖ l'oreille interne, remplie d'un liquide appelé périlymphe et constituée de plusieurs parties. Donc seule la cochlée, structure enroulée, intervient dans l'audition (le reste de l'oreille interne intervient dans l'équilibre). Le nerf auditif, responsable de la transmission des messages au cerveau, part de la cochlée.

I.2 Rôle de l'oreille externe

L'oreille externe se comporte comme une antenne acoustique : le pavillon (associé au volume Crânien) diffracte et guide les ondes sonores alors que le conduit auditif externe et la conque jouent un rôle de résonateur.

Les ondes sonores parviennent ainsi sur le tympan, membrane qui rentre en résonance et transfère la vibration à l'oreille moyenne.

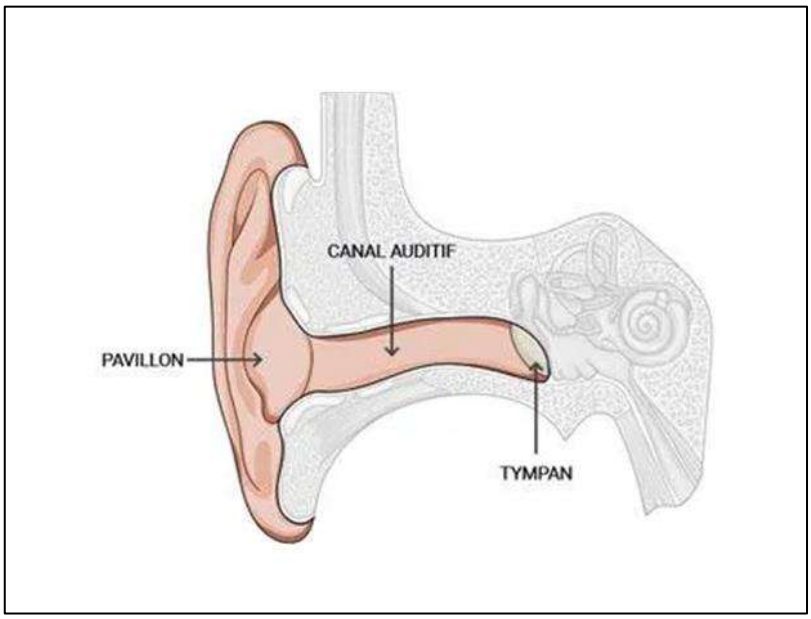


Figure I.2 Schéma de l'oreille externe.[1]

I.3 Rôle de l'oreille moyenne

Le marteau, premier osselet de la chaîne, repose sur le tympan. Ainsi, lorsque celui-ci entre en résonance, les vibrations sont transmises au marteau puis à toute la chaîne d'osselets. Le dernier, l'étrier, est appliqué sur une autre membrane, la fenêtre ovale qui va entrer elle aussi en résonance.

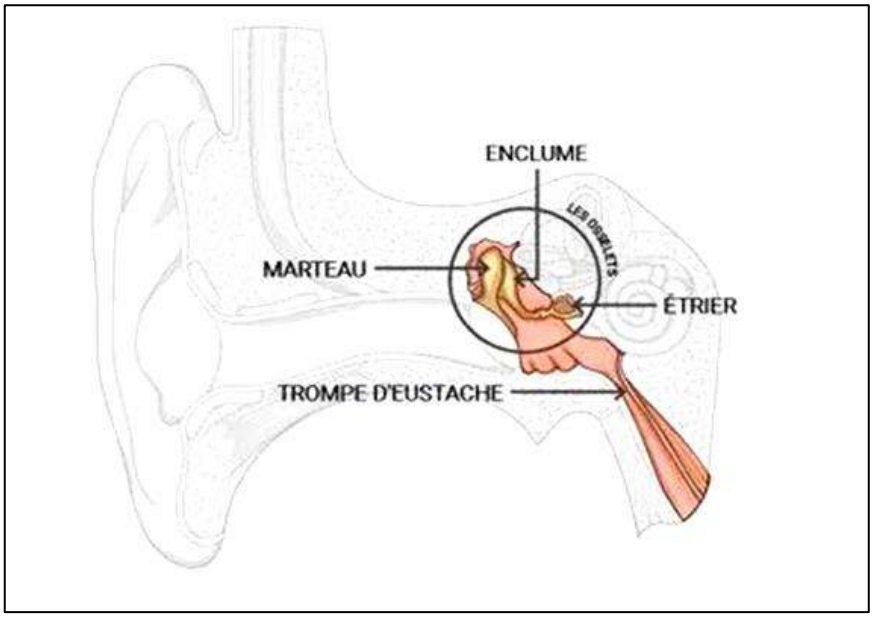


Figure I.3 Schéma de l'oreille moyenne.[3]

Le rapport des surfaces entre tympan et fenêtre ovale (>20/1) permet une amplification des vibrations. Ainsi, l'oreille moyenne transfère et amplifie la pression sonore venant du milieu aérien (oreille externe) au milieu liquide de l'oreille interne.

I.4 Rôle de l'oreille interne

Les vibrations de la fenêtre ovale sont transmises au liquide qui remplit l'oreille interne appelée périlymphe. Les ondes se propagent dans ce liquide à l'intérieur de la cochlée qui a une structure enroulée contenant en son centre un canal cochléaire.

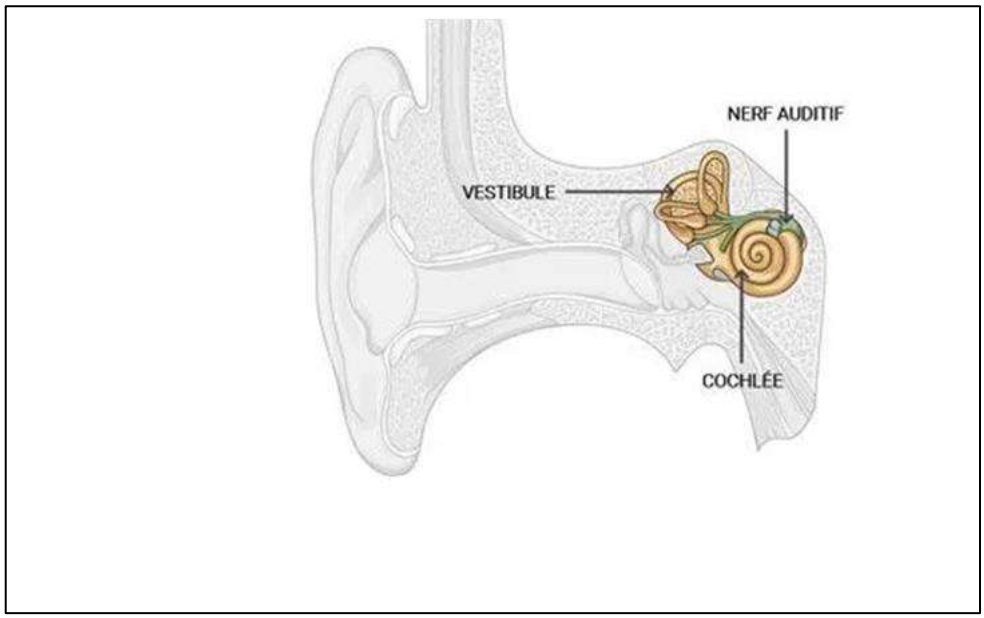


Figure I.4 Schéma de l'oreille interne.[2]

La propagation de l'onde dans la périlymphe exerce une pression sur les deux membranes du canal entre lesquelles sont intercalées des cellules ciliées.
Ces cellules ciliées sont des capteurs sensoriels c'est-à-dire des cellules nerveuses modifiées pour percevoir une modification de l'environnement et émettre des messages nerveux. [3]

I.4.1 La cochlée

La cochlée est la partie de l'oreille interne dévolue à l'audition. Ainsi, ce canal osseux en forme de spirale contient l'organe de Corti, constitué par des cellules ciliées qui captent des fréquences de ses différends, à partir desquelles ces cellules vont produire un message nerveux. [4]

I.4.2 Le rôle de la cochlée

La vibration des liquides induite par l'étrier va alors entraîner une activation des cellules ciliées, constitutives de la cochlée, créant ainsi des signaux biélectriques sous la forme d'influx nerveux. Ces signaux vont ensuite être transformés et décodés par notre cerveau.
Les cellules ciliées, selon leur emplacement dans la cochlée, captent des fréquences différentes en effet, celles qui sont situées à l'entrée de la cochlée feront résonner les fréquences aigues, tandis que celles qui se situent dans le haut de la cochlée, les fréquences graves. [5]

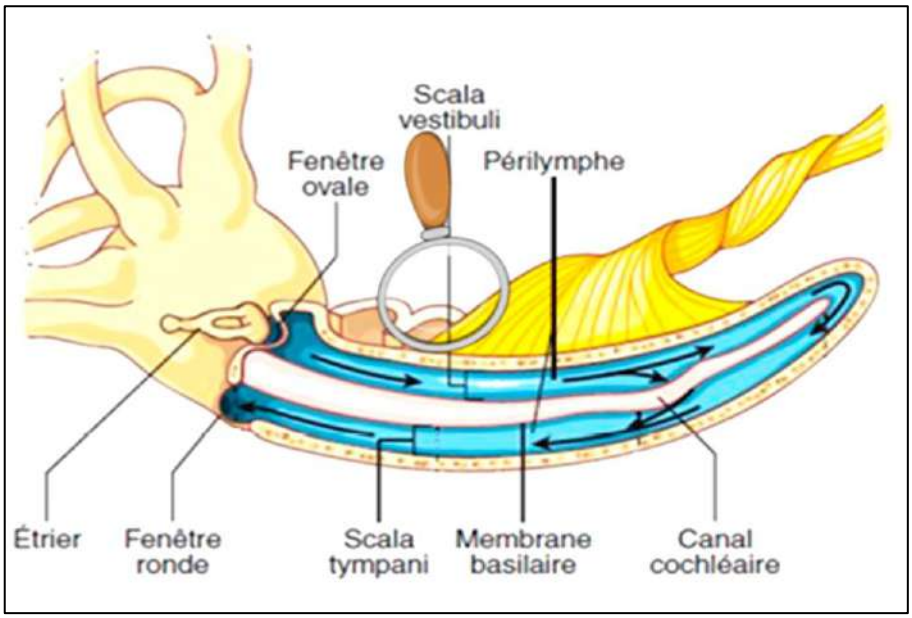


Figure I.5 Schéma de cochlée déroulée.[2]

I.4.3 Les cellules ciliées

Elles présentent des cils à leur surface (stéréocils) qui se déforment sous l'effet de la pression sur les membranes par la périlymphe ce qui entraîne l'émission de messages nerveux transmis grâce à la fibre nerveuse auditive en contact avec chaque cellule ciliée.

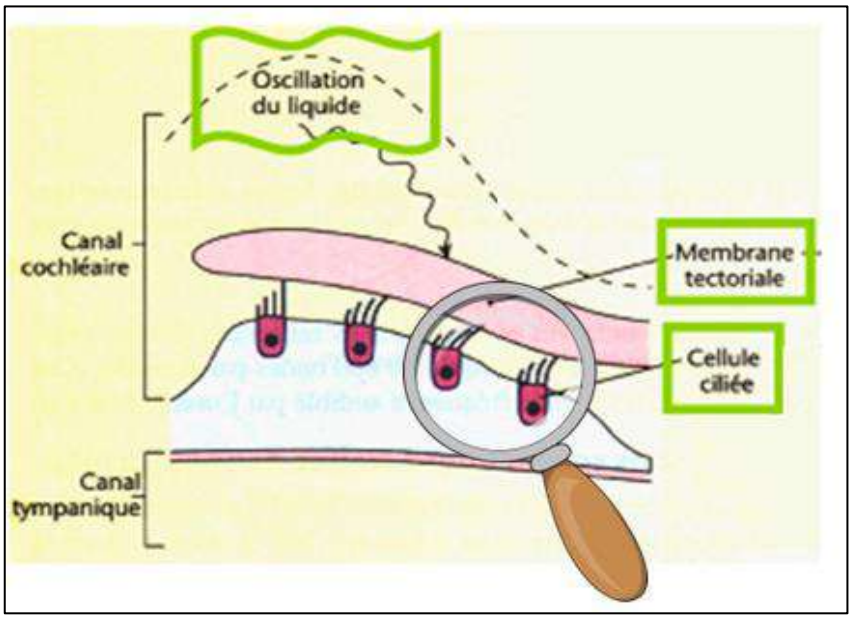


Figure I.6 Schéma Détaillé du canal cochléaire.[2]

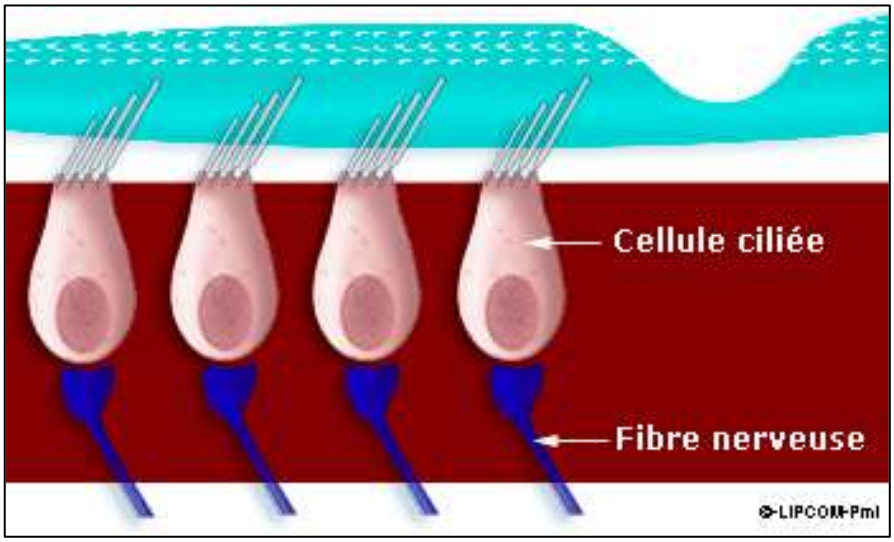


Figure I.7 Schéma des cellules ciliées.[2]

L'ensemble des fibres nerveuses forme le nerf auditif qui transporte donc les messages venant de toutes les cellules ciliées au cerveau. [3]

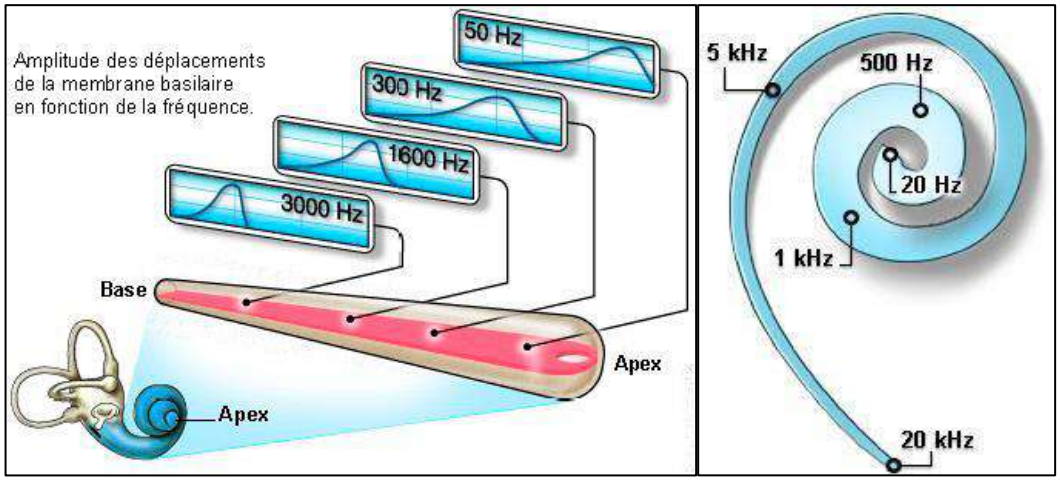


Figure I.8 Amplitudes des déplacements de la membrane basilaire en fonction de la fréquence.[3]

Les déplacements des membranes dépendent de la fréquence de l'onde : plus la fréquence est élevée, plus la zone réactive est proche de la base de la cochlée.
Les cellules ciliées intervenant dans la perception des hautes fréquences sont donc localisées à l'entrée de la cochlée donc sont davantage susceptibles d'être abîmées. [3]

I.5 La surdité

La surdité de perception est un type de perte auditive qui résulte d'un dysfonctionnement de l'oreille interne. Celle-ci affecte la partie de votre oreille qui réceptionne les sons pour les transmettre au cerveau. La surdité de perception est caractérisée par une atteinte soit de la cochlée, soit des voies nerveuses situées en arrière de celle-ci (perte auditive moyenne à sévère). On parle de surdité unilatérale quand seulement une seule oreille est concernée, tandis que, la surdité bilatérale handicape les deux oreilles. Le handicap auditif peut être congénital dès lors qu'il concerne les enfants sourds de naissance. [6]

I.5.1 Les causes de la surdité

Les causes de surdité sont nombreuses. Certaines peuvent être évitées alors que d'autres sont hors de notre contrôle.

Les origines d'une perte de perception sont variées. La plus connue reste la presbyacousie.

I.5.1.1 Presbyacousie et vieillissement

Vieillissement naturel de l'oreille interne et de son fonctionnement, touchant irrémédiablement les personnes âgées de plus de 60 ans.

I.5.1.2 Atteinte de l'appareil de corti

Traumatismes sonores, barotraumatismes (plongeurs, pilotes...), maladie de Ménière...

I.5.1.3 Troubles du nerf auditif

Névrite toxique, infections, neurinome de l'acoustique (tumeur bénigne qui comprime le nerf auditif se développe progressivement sur son trajet), médicaments ototoxiques.

I.5.1.4 Hypoacousie

Perte brutale de l'audition associée à des troubles dans l'analyse des sons.

I.5.1.5 Bouchon de cérumen

Substance sécrétée naturellement qui protège le conduit auditif mais qui provoque une obstruction du conduit auriculaire lorsqu'il y en a trop dans l'oreille. [6]

I.5.2 Les types de la surdité

Lorsqu'une partie du chemin auditif est endommagée, la transmission de l'information sonore est alors défectueuse, provoquant une baisse du potentiel auditif. Il existe trois types de perte auditive : la surdité de transmission, la surdité de perception et la surdité mixte.

I.5.2.1 Surdité de perception

Est le type de surdité le plus observé résulte d'une déficience au niveau de l'oreille interne ou des voies nerveuses. Bien que la transmission des sons de l'oreille externe et moyenne vers l'oreille interne soit normale, les informations ne peuvent pas être codifiées en signaux électriques pouvant être utilisés par le cerveau. Les personnes atteintes de ce type de perte auditive peuvent traiter à l'aide d'un système d'implant cochléaire.

I.5.2.2 Surdité de transmission

La surdité de transmission est causée par un blocage dans la transmission des sons à travers l'oreille externe ou l'oreille moyenne. Celle-ci peut survenir dans le cadre de maladies telles que les otites chroniques, calcification réduisant la mobilité de l'étrier, les malformations de l'oreille externe ou encore un tympan perforé.

La surdité de transmission peut être traitée de nombreuses façons, notamment à l'aide de systèmes auditifs à ancrage osseux.

I.5.2.3 Surdité mixte

La surdité mixte résulte de la combinaison d'une surdité de transmission et d'une surdité de perception. Par exemple, une infection chronique peut entraîner une surdité mixte suite à des dommages du tympan et des osselets empêchant la cochlée de fonctionner correctement. Le patient peut recevoir un appareil auditif adapté ou bien subir une intervention chirurgicale s'il y a lieu. [7]

I.6 Le son

Le son est la sensation auditive causée par les ondes sonores. Physiquement, c'est une vibration qui se propage dans un milieu matériel, et physiologiquement, c'est un signal qui est perçu par l'ouïe. Le son est donc la perception par l'oreille des vibrations du corps. [8]

Habituellement, il se déplace vers nos oreilles sous forme d'ondes dans l'air, mais il se déplace également dans les liquides et les solides. Cette secousse du matériau est caractérisée par un

changement de pression se propageant progressivement. Plus la pression sonore est élevée, plus le volume est élevé.

I.6.1 Les ondes sonores

I.6.1.1 Définition d'une onde

Une onde est définie comme une perturbation de la matière par transfert d'énergie sans que la matière elle-même ne soit transportée. Ce matériau peut être liquide, solide ou gazeux.

I.6.1.2 Définition d'une onde acoustique ou onde sonore

Une onde acoustique est une onde mécanique longitudinale avec une périodicité spatiale et temporelle à des fréquences perceptibles par le système auditif humain. En fait, la notion d'onde acoustique n'existe que par la présence d'un récepteur et le système auditif humain.

I.6.1.3 La source sonore

Les ondes sonores sont créées par la vibration mécanique d'un corps. La source de l'onde sonore, également appelée excitateur, doit être capable de produire une vibration à une fréquence que les humains peuvent entendre. Les sources dont les fréquences sont inférieures à 20cycle par seconde ou 20 Hz ou supérieures à 20 000 Hz ne sont pas des sources sonores. Par exemple, les cordes vocales, les cordes de guitare ou même un manche sont des sources sonores lorsqu'elles vibrent.

I.6.1.4 Le milieu de propagation ou matière

Un son est une onde acoustique audible dans l'air. Mais l'onde acoustique peut exister et se propager dans tout milieu déformable, qu'il soit solide, liquide ou gazeux. Selon les propriétés du milieu à déformer, les propriétés physiques des ondes sonores, telles que la vitesse ou l'amplitude, varient. Il n'y a pas d'ondes sonores dans le vide.

I.6.2 Les caractéristiques physiques des ondes sonores

I.6.2.1 La longueur d'onde λ

On appelle longueur d'onde λ, la distance qui sépare deux états vibratoires identiques consécutifs.

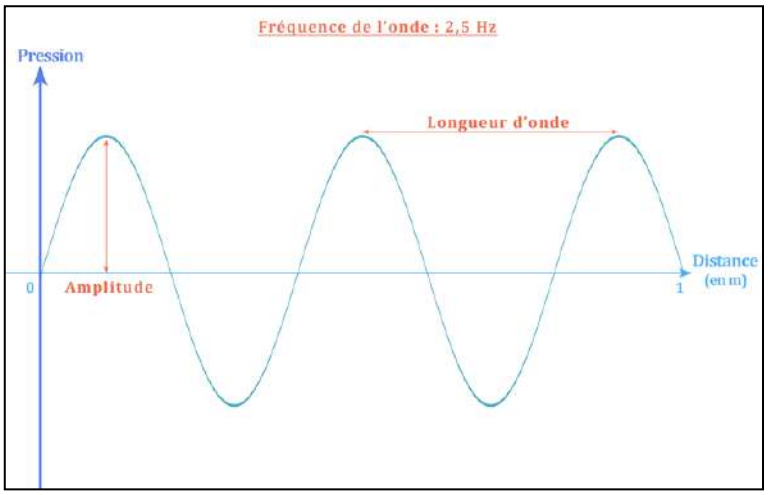


Figure I.9 Longueur d'onde d'un phénomène périodique.[6]

Elle correspond également à la distance parcourue par l'onde pendant une période d'oscillation et représente la périodicité spatiale des oscillations.

$$\lambda = \frac{célérité}{fréquence} = \frac{c}{f} \qquad (I.1)$$

I.6.2.2 La période T

On appelle période T, le temps qui sépare deux états vibratoires identiques consécutifs.

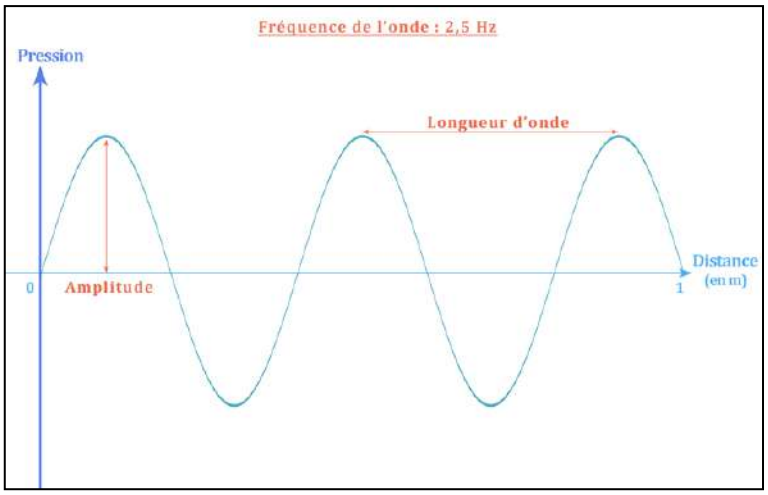


Figure I.10 La période d'une onde sonore périodique.[6]

Elle correspond également au temps parcouru par l'onde pendant une période d'oscillation et est inversement proportionnelle à la fréquence. Elle représente la périodicité temporelle des oscillations.

$$T = \frac{1}{f} \qquad (I.2)$$

I.6.2.3 La fréquence

Lors d'un mouvement cyclique, la fréquence correspond au nombre de périodicités temporelles par seconde de ce même mouvement. Il existe une notion de fréquence spatiale.

I.6.2.3.a Les sons dits « purs »

Un son pur est un son parfaitement sinusoïdal. Il s'agit de sons très rares dans la nature et généralement produits par des appareils électroniques. Par exemple, la tonalité d'un téléphone, un sifflement ou un diapason s'en approchent.

La fréquence d'un son pur correspond au de périodes T par seconde, Lorsque la fréquence augmente, le son est traduit comme plus aigu par le cerveau et inversement. L'unité de grandeur de la fréquence est hertz (Hz). Soit :

$$f = \frac{1}{période} = \frac{1}{T} \qquad (I.3)$$

La fréquence spatiale est une variation périodique dans l'espace. La relation qui lie la fréquence et la longueur d'onde fait intervenir la vitesse de propagation ou célérité c. Soit :

$$f = \frac{c}{\lambda} \qquad (I.4)$$

I.6.2.3.b Les sons dits « complexes »

Contrairement aux sons purs, les sons complexes sont des sons périodiques non sinusoïdaux.

Le physicien Joseph Fourier montre avec son théorème que tout son complexe peut être décomposé en une somme de sinus, c'est-à-dire de sons purs. Ces sons purs, appelés harmoniques, ont des fréquences qui sont des multiples de la même fréquence, appelée fréquence fondamental f.

Un son complexe (a) composée de plusieurs ondes sinusoïdales de fréquences respectives f, $2f$, $3f$ et $4f$ et de spectre (c) est représentée par une courbe non sinusoïdale de période T comme indiqué.

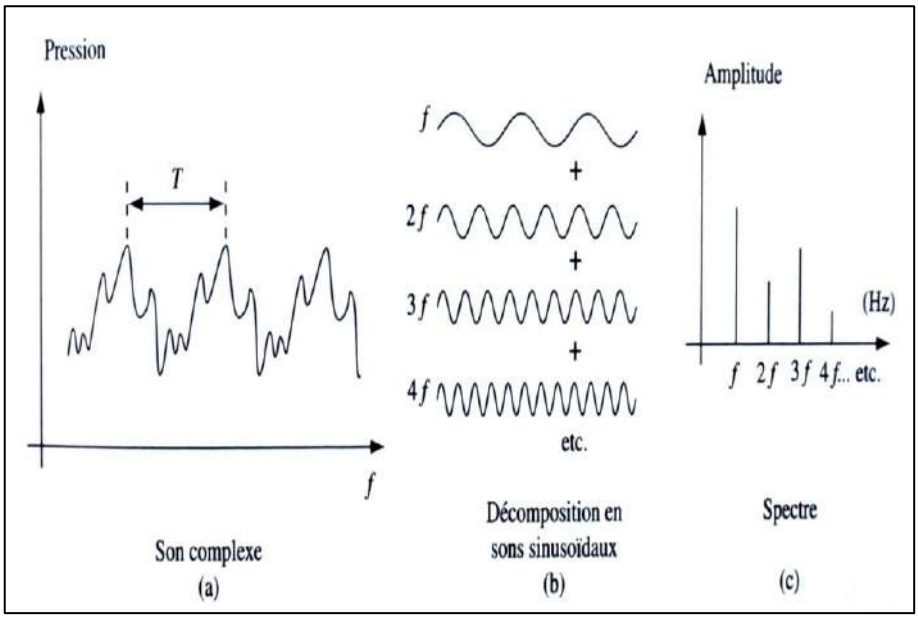


Figure I.11 Représentation d'un son complexe.[4]

I.6.2.4 La célérité

La célérité de l'onde sonore dépend :

- De la nature physique du milieu qu'il soit solide, liquide ou gazeux
- De la pression pour les milieux gazeux
- De la température
- De la densité ou masse volumique du milieu
- Du coefficient de compressibilité isotherme, qui est la propriété d'un milieu à subir une compression à une température donnée. Ce coefficient est élevé pour les milieux gazeux et faible pour les milieux solides. Pour les solides, le coefficient de compressibilité isotherme est obtenu à partir des modules d'élasticité
- De la fréquence mais cette variation reste très faible et peu significative la célérité du son c est fonction de la masse volumique ρ du milieu, du coefficient de compressibilité χ du milieu.

I.6.2.5 La pression acoustique

La pression sonore dépend de la source sonore, du type d'environnement, de la distance de l'opérateur par rapport à la source et de l'environnement. À mesure que la vibration de la source augmente, la pression acoustique et l'intensité du son perçu par l'homme augmentent. La nature du fluide et notamment sa déformabilité influencent également la pression acoustique.

La pression P est définie comme une force F s'exercent sur une surface S soit :

$$P = \frac{F}{S} \qquad (I.5)$$

La pression P est définie comme une force F s'exercent sur une surface S soit :

$$P = P_t - P_{at} \qquad (I.6)$$

Avec la pression atmosphérique

$$P_{at} = 1013.105\ P_a \qquad (I.7)$$

I.6.2.6 L'énergie acoustique

L'énergie sonore E, exprimée en joules, est l'énergie transmise par les vibrations de la source sonore. Cette énergie se propage dans le milieu, permettant à l'onde de se propager. Lorsqu'il y a plusieurs sources, l'énergie sonore totale est égale à la somme des énergies sonores de chaque source.

I.6.2.7 La puissance acoustique

La puissance acoustique d'une source P_W est la quantité d'énergie acoustique E en joule émise pendant un temps Δt en seconde. Elle est exprimée en watts ($J.s^{-1}$) :

$$P_W = \frac{E}{\Delta t} \qquad (I.8)$$

La puissance acoustique est une propriété de la source sonore et ne dépend pas de la distance à cette source.

I.6.2.8 L'intensité acoustique

L'intensité est définie par un flux d'énergie transporté par une unité de surface. Elle caractérise un point dans l'espace du champ sonore et dépend donc de la distance à la source. L'intensité sonore *I* est la quantité d'énergie E en joules qui pénètre dans une surface unitaire S en mètres carrés perpendiculairement à la direction de propagation de l'onde sonore pendant un temps Δt en secondes. Elle est donnée en watts par mètre carré. ($W.m^{-2}$) :

$$I = \frac{E}{\Delta t \times S} = \frac{P_W}{S} \qquad (I.9)$$

Nous pouvons donc également définir l'intensité sonore comme une puissance sonore sur une surface. [9]

I.7 Conclusion

Dans le premier chapitre, nous avons décrit brièvement le système sensoriel auditif la surdité et les ondes acoustiques avec ses propriétés physiques.

Nous avons commencé notre chapitre par la présentation de l'oreille et ses parties après avoir définie chaque partie. Par la suite, nous avons parlé de la surdité , ses types et causes.

Dernièrement nous avons abordé les ondes acoustiques avec leur caractéristique comme : la fréquence ,la puissance ,l'énergie ….

Dans le chapitre suivant, nous allons détailler les implants cochléaire et leurs stratégies de codage de la parole.

Chapitre II :

Présentation des implants cochléaires et les différentes stratégies de codage

II Introduction

Il s'agit dans ce chapitre d'étudier l'implant cochléaire avec les différents éléments qui constituent et qui entrent dans la conception de celui-ci avec les stratégies de codage de la parole dans l'implant cochléaire.

La structure principale d'un implant cochléaire est composée d'un processeur externe, une antenne, un stimulateur et récepteur interne.

Le stimulateur de l'implant cochléaire est basé sur des stratégies de codage comme CIS ,SPEAK,ACE… dont nous parlerons.

II.1 Historique

Une véritable prouesse technologique, l'implant cochléaire destiné à restaurer l'audition, est née dans les années 50. Le Pr Claude-Henri Chouard, ancien chef du service ORL de l'hôpital Saint-Antoine (Paris) et membre de l'Académie nationale de Médecine a été le témoin actif d'une histoire qui se prolonge de nos jours. [10]

Le fonctionnement cochléaire et la physiopathologie des surdités profondes qui sont longtemps restés une énigme jusqu'en 1930, année durant laquelle il a été démontré que le rôle essentiel de la cochlée était de transformer une énergie acoustique en énergie électrique. [11]

L'idée de stimuler directement les terminaisons nerveuses auditives restantes par un message électrique est apparue dans les années 50. Après une période de développement menée essentiellement chez l'adulte sourd profond, l'application de la technologie des implants cochléaires aux enfants ne débuta réellement qu'au début des années 90.

Depuis l'implant cochléaire pédiatrique est entrée dans le domaine "thérapeutique" à part entière de la réhabilitation auditive. [11]

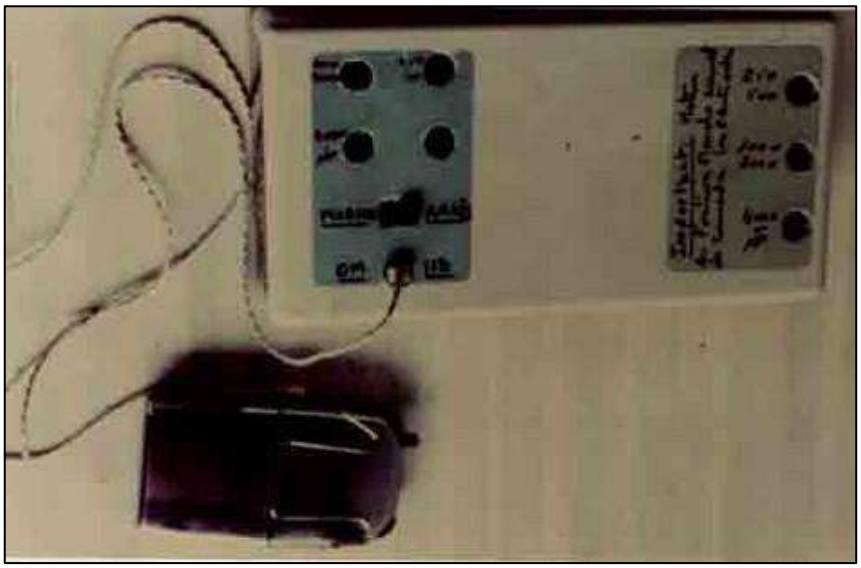


Figure II.1 Émetteur du premier implant cochléaire portable (1974).[1]

II.2 Présentations d'un implant cochléaire

L'implant cochléaire est un appareillage destiné à la personne souffrant de surdité neurosensorielle profonde à totale non appareillable avec une aide auditive classique. Il vise à induire des sensations auditives, en stimulant directement le nerf auditif au moyen d'une vingtaine d'électrodes implantées chirurgicalement, et dont la séquence de stimulation issue du stimulus est réglée en s'inspirant du mode de fonctionnement du code neural. [12]

II.3 Principe des implants cochléaires

Son principe repose sur la stimulation électrique du nerf auditif pour court-circuiter la cochlée déficiente. Le cerveau doit alors apprendre, ou réapprendre à décoder ce nouveau message sonore.

L'implant cochléaire est un faisceau d'une vingtaine d'électrodes réparties le long de la cochlée qui stimule directement le nerf auditif avec une séquence d'impulsions électriques. Cette séquence d'impulsions est directement déduite du son capté par le microphone externe par l'intermédiaire d'une stratégie de codage.

Cette stratégie de codage est gérée par le processeur vocal de l'implant, et répartit l'information du son sur les électrodes en se basant sur le codage spatial. Toute l'efficacité de l'implant est directement liée à celle de la stratégie de codage ainsi qu'à la qualité de l'interface bioélectrique (électrode neurone), lesquelles ont beaucoup évolué ces dernières années. [13]

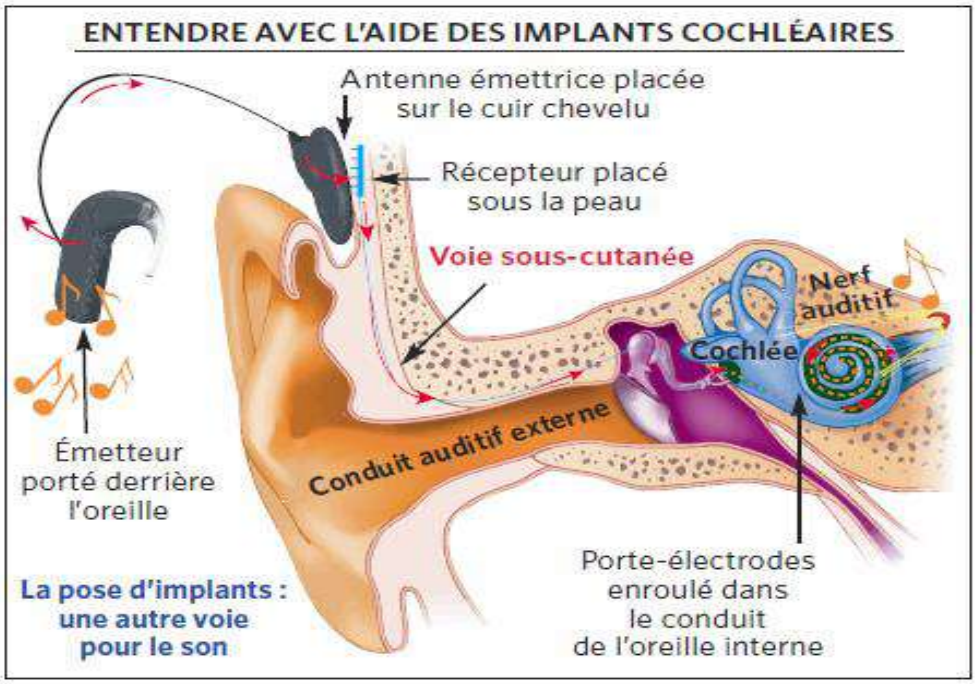


Figure II.2 Traitement de son par l'implant cochléaire.[9]

II.4 Caractéristiques des implants cochléaires

Les implants cochléaires actuels diffèrent sur de nombreux points tels que le design des électrodes (placement, nombre et configuration), le type de stimulation et le type de traitement du signal utilisé pour le codage de la parole.

Toutefois, les principaux éléments sont partagés par tous les systèmes. Les implants cochléaires les plus fréquemment utilisés sont définis comme étant intracochléaires, car les électrodes sont placées dans la rampe tympanique de la cochlée.

De tels implants intra cochléaires multi électrodes ont une justification physiologique pour rendre compte à la fois des théories spatiales et spatio-temporelles de codage de l'information auditive. Ils diffèrent les uns des autres par les configurations de stimulations et les stratégies de codage permises. [13]

II.5 Type des implants cochléaires

Il est classique de distinguer les implants en fonction des nombres des électrodes, mono électrode et multi-électrodes et en fonction du siège des électrodes, intra ou extra cochléaires donc il y a quatre types principaux des implants cochléaires.

Actuellement, les implants intra cochléaires et multi-électrodes sont les plus utilisés.

Le tableau suivant Tableau II.1 expose les principaux implants commercialisés, leur type et leur stratégie de codage expose les Principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage utilisé. [14]

Tableau II.1 Les principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage.

Constructeurs	Nombre d'électrodes	Stratégie de codage	Processeur
Advanced Bionics / Clarion	16	CIS/CA(CIS)	HiRes120
Cochlear	22	SPEAK	Nucleus Freedom
Neurelec	20	ACE	Digisonic
Nucleus/ Med-El	24	SPEAK/CIS	COMBI 40+
MXM	15	Proche du CIS	HiRes20

Il existe aussi deux autres modèles : binaural et bilatéral le premier utilise un implant avec un seul traitement et deux stimulations synchronisée le deuxième utilise deux implants séparés avec 2 traitements indépendants et deux stimulations asynchrones.

II.6 L'installation des implants cochléaires

Il s'agit d'une intervention chirurgicale d'environ 2 heures qui requiert une très grande minutie , après avoir pratiqué une petite incision derrière l'oreille, le chirurgien perce un trou dans l'os pour rejoindre l'oreille moyenne, puis un minuscule trou de 1 mm dans la fenêtre ronde de la cochlée afin d'y insérer un porte-électrode. C'est une opération qui représente certains risques d'infection ou d'hémorragie, comme n'importe quelle intervention chirurgicale.

À ces risques généraux s'ajoutent quelques risques plus spécifiques, comme celui de la paralysie du visage, puisque le nerf facial passe tout près de l'endroit où se fait l'intervention pour l'implant cochléaire. Il s'agit toutefois d'un risque extrêmement faible. La convalescence est d'une durée de 4 à 6 semaines.



Figure II.3 Chirurgie d'un implant cochléaire.[15]

II.6.1 L'activation et la programmation de l'implant

Une fois l'intervention chirurgicale terminée, il faut patienter quelques semaines avant de retrouver l'ouïe. L'implant cochléaire doit être activé et programmé pour que le patient puisse entendre à nouveau. Avant d'activer l'appareil, l'audiologiste doit augmenter graduellement le niveau de courant dans l'implant afin de permettre au patient de s'y adapter et de bien entendre par la suite à un volume adéquat.

La programmation est d'une durée maximale de 10 jours. Aussi surprenant soit-il pour les patients qui l'expérimentent, les sons peuvent être entendus différemment à la suite de l'activation de l'implant. Il s'agit toutefois d'un processus normal. Au début, le patient peut entendre des « bips-bips », ou une voix qui sonne comme Mickey Mouse. D'autres entendent d'emblée une voix normale.

Si les premiers résultats diffèrent autant d'une personne à l'autre, il en va de même pour les réactions émotives : certains rient, d'autres pleurent, chacun réagit à sa manière. [15]

II.6.2 Test psychophysique

Quelque soit l'IC utilisé deux réglages sont incontournables : le réglage des seuils liminaires (appelés T pour Threshold) et le réglage des seuils de confort (appelés C pour Confortable level).

Ces seuils sont déterminés au cours du test dit « psychophysique ». Ils représentent les intensités minimales et maximales que le patient est capable d'entendre pour chacune des électrodes de l'IC. Ces seuils varient au cours du temps.

Les T et C sont mesurés grâce à des stimuli qui consistent en des trains de courte impulsion biphasique à la cadence utilisée quand le programme opère dans le mode normal (microphone en marche).

Les paramètres des stimuli de test sont choisis de telle façon que la bande électrique mesurée corresponde de la façon la plus proche possible à celle qui existe quand le système répond à un signal acoustique capté par le microphone.

II.6.2.1 Seuil T

Pour la recherche du T ou intensité la plus élevée possible qui ne provoque pas de sensation auditive le praticien utilise généralement une méthode ascendante puis une méthode descendante.

Il recherche une intensité qui provoque une réaction en augmentant progressivement l'intensité des trains d'ondes pour chaque électrode. Cette recherche est difficile car la sensation provoquée est très faible.

II.6.2.2 Seuil C

Pour régler les C le praticien envoie des séries d'impulsions électriques dont l'intensité est croissante. Quand le patient indique que cette intensité est trop forte, le praticien diminue légèrement cette intensité, ce qui correspond au C.

Calcul de la dynamique : À partir des seuils T et C de chaque électrode, on calcule la dynamique. La dynamique est le logarithme du rapport seuil maximum divisé par le seuil minimum. Elle est exprimée en décibel (dB). Elle est donnée à titre indicatif pour évaluer les possibilités de discrimination d'intensité par le patient. Celle-ci indique souvent le plus ou moins grand nombre de fibres nerveuses les dynamiques électriques varient selon les patients (de 2 dB à 14 dB environ).

L'étude de la dynamique permet de connaitre la variation de l'intensité maximum d'émission, du grave à l'aigu, et l'écart maximum entre les sons d'intensité forte et les sons d'intensité faible.

Les graves sont les sons de fréquence basse (vibrations lentes, de 16 à 160 hertz), les aigus sont les sons de fréquence élevée (de 1600 à16000 Hz). [16]

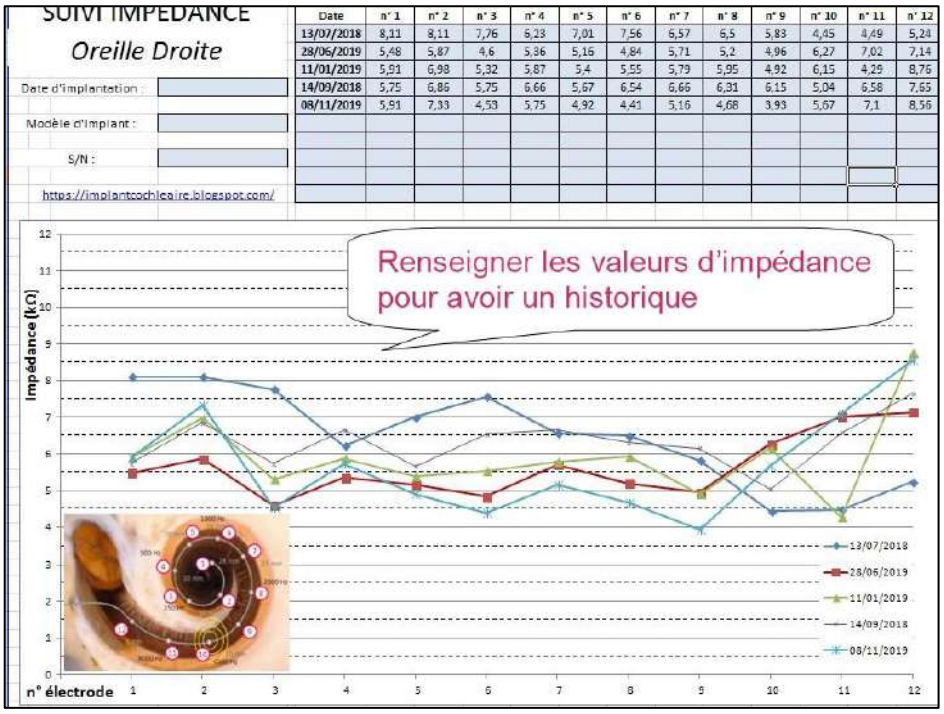
II.7 Le processus de réglage de l'implant cochléaire

Le réglage de l'implant est effectué par l'équipe d'audioprothésistes du centre d'implantation cochléaire, il est basé sur la description subjective du patient forcement acoustique (environ 120 dB SPL) est compressée dans la gamme dynamique électrique (environ 30 dB). Le processus de réglage joue donc un rôle primordial quant à la qualité de la stimulation électrique pour le patient.

Mais paradoxalement, le personnel clinique dispose de peu de moyens d'assistance au réglage. Malgré leur expertise, le processus de réglage peut s'avérer très contraignant avec les enfants en bas-âge, qui doivent tirer le meilleur parti de la phase d'acquisition du langage autour de 2 ans. [17]



Figure II.4 Réglage d'implant cochléaire NEURELEC.[15]



Date	n° 1	n° 2	n° 3	n° 4	n° 5	n° 6	n° 7	n° 8	n° 9	n° 10	n° 11	n° 12
13/07/2018	8,11	8,11	7,76	6,23	7,01	7,56	6,57	6,5	5,83	4,45	4,49	5,24
28/06/2019	5,48	5,87	4,6	5,36	5,16	4,84	5,71	5,2	4,96	6,27	7,02	7,14
11/01/2019	5,91	6,98	5,32	5,87	5,4	5,55	5,79	5,95	4,92	6,15	4,29	8,76
14/09/2018	5,75	6,86	5,75	6,66	5,67	6,54	6,66	6,31	6,15	5,04	6,58	7,65
08/11/2019	5,91	7,33	4,53	5,75	4,92	4,41	5,16	4,68	3,93	5,67	7,1	8,56

Figure II.5 Réglage d'implant cochléaire MED-EL.[15]

II.8 Coté électronique des implants cochléaires

II.8.1 Description de l'implant cochléaire

L'implant est composé de deux parties :

- Une partie externe, amovible, supportant :

- Un micro chargé de capter les sons et de les transmettre au boitier d'analyse.
- Un micro-processeur vocal, dont le rôle est d'analyser les informations sonores et de les transformer en énergie électrique tout comme le font les cellules ciliées internes dans une oreille saine.
- Un réceptacle pour les piles et une antenne, qui transmet les données à la partie interne par induction électromagnétique.
- Un aimant permettant la connexion per-cutanée, avec le moins de perte possible, des antennes comprises dans chaque partie.

Ces différents éléments sont présents dans tous les implants quelle que soit leur marque, mais leur agencement peut varier d'un modèle à l'autre.

Ainsi, le micro peut être couplé à l'antenne ou placé sur le contour d'oreille, le réceptacle à piles peut être intégré au contour d'oreille ou se porter à la ceinture.

- Une partie interne, mise en place de façon chirurgicale, composée
- D'un aimant.
- D'un récepteur de radio-fréquences, centralisant les informations envoyées par le processeur externe.
- D'un porte-électrode inséré dans la rampe tympanique de la cochlée.
- D'une électrode de référence servant de " prise de terre " pour créer une boucle énergétique.

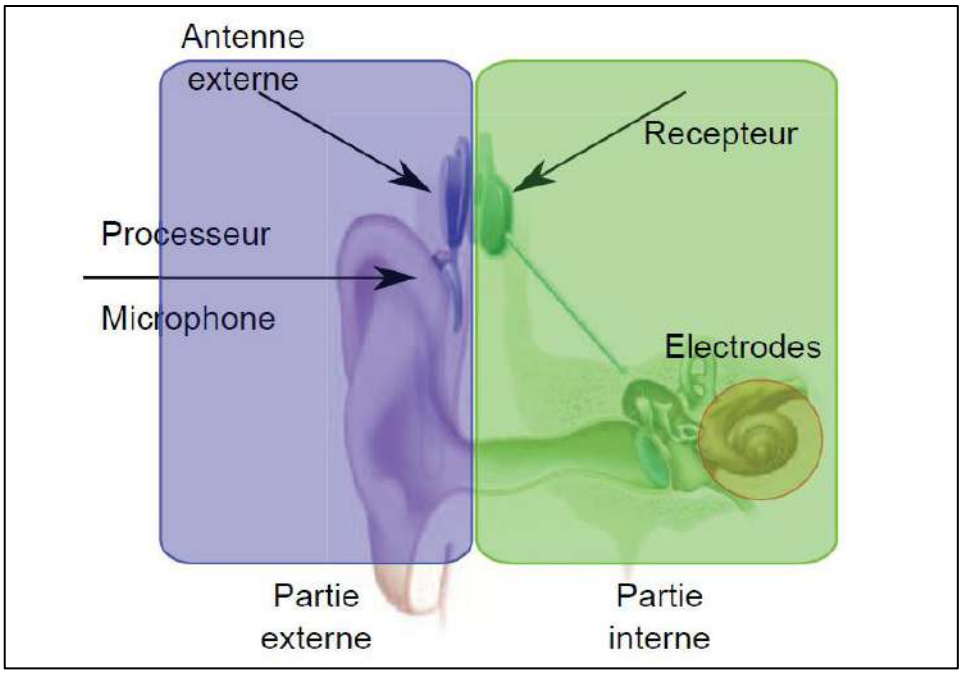


Figure II.6 Positionnement des paramètres de l'implant cochléaire.[17]

II.8.2 Fonctionnement de l'implant cochléaire

- Les sons sont captés par un microphone externe. L'audio-processeur analyse numériquement les sons qu'il transforme en signaux électriques codés.
- Ces signaux codés sont envoyés à l'antenne.
- L'antenne connectée à l'audio-processeur est placée sur l'implant par attraction magnétique. Les signaux sont transmis par l'antenne à l'implant à travers la peau. L'implant crée des impulsions électriques grâce aux signaux codés qu'il reçoit.
- Lors de l'intervention chirurgicale, une porte électrode est insérée profondément dans la cochlée déficiente afin de réaliser une stimulation optimale des fibres nerveuses. L'insertion profonde de toutes ces électrodes vise à stimuler l'ensemble des fréquences de la cochlée.

- La partie non fonctionnelle de la cochlée est court-circuitée pour que le nerf auditif reçoive directement les impulsions électriques. Le nerf auditif transfère aux centres auditifs du cerveau ces informations qui les perçoivent comme un son. [18]



Figure II.7 Les composantes de l'implant cochléaire.[17]

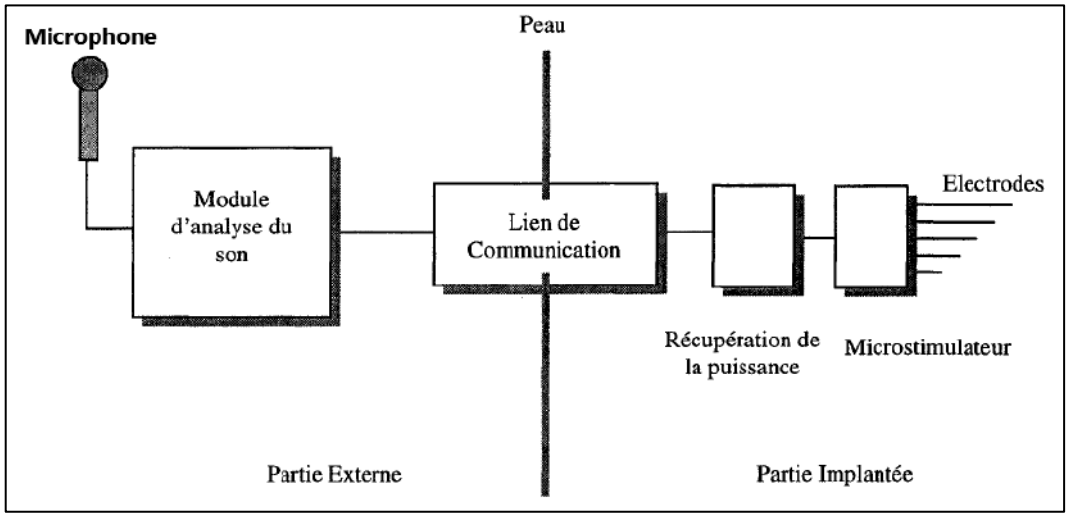


Figure II.8 Schéma bloc d'un implant cochléaire.[19]

II.9 Implantation des électrodes

La conception d'électrodes pour les prothèses cochléaires fait l'objet de recherches depuis plus de deux décennies. Certains des problèmes associés à la conception des électrodes sont les suivants :

- le placement des électrodes.
- le nombre d'électrodes et l'espacement des contacts.
- l'orientation des électrodes par rapport au tissu excitable, et la configuration des électrodes.

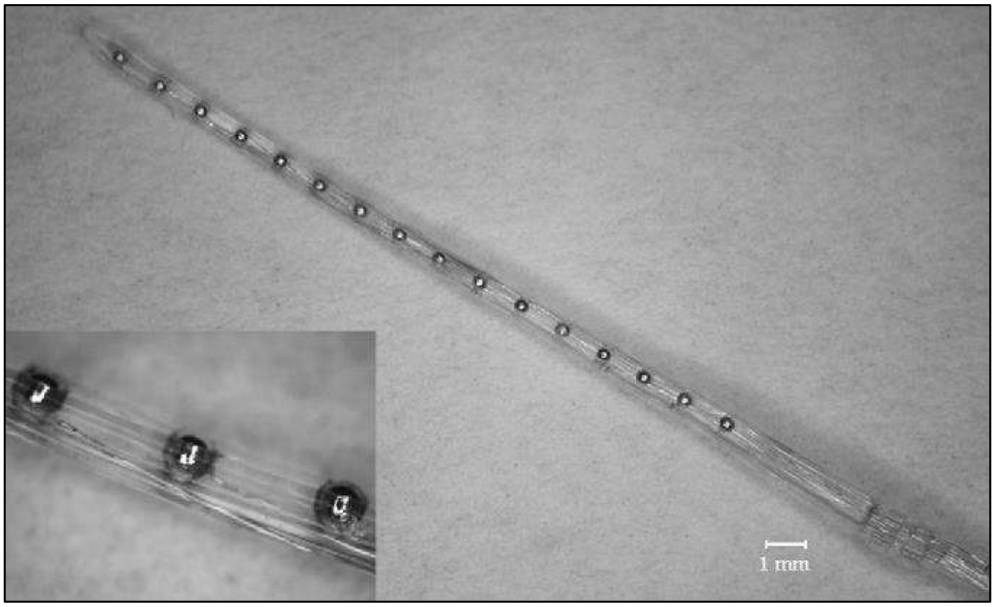


Figure II.9 Portes électrodes. [20]

II.9.1 Placement des électrodes

Les électrodes peuvent être placées près de la fenêtre ronde de la cochlée (extra cochléaire), dans la scala tympani (intra cochléaire) ou à la surface du noyau cochléaire. Le plus souvent, les électrodes sont placées dans la scala tympani car elles se trouvent ainsi à proximité des neurones auditifs situés le long de la cochlée. Ce placement des électrodes est préférable car il préserve le mécanisme de "placement" utilisé dans une cochlée normale pour la détection des fréquences.

Dans la plupart des cas, les réseaux d'électrodes peuvent être insérés dans la scala tympani à une profondeur de 22-30 mm dans la cochlée.

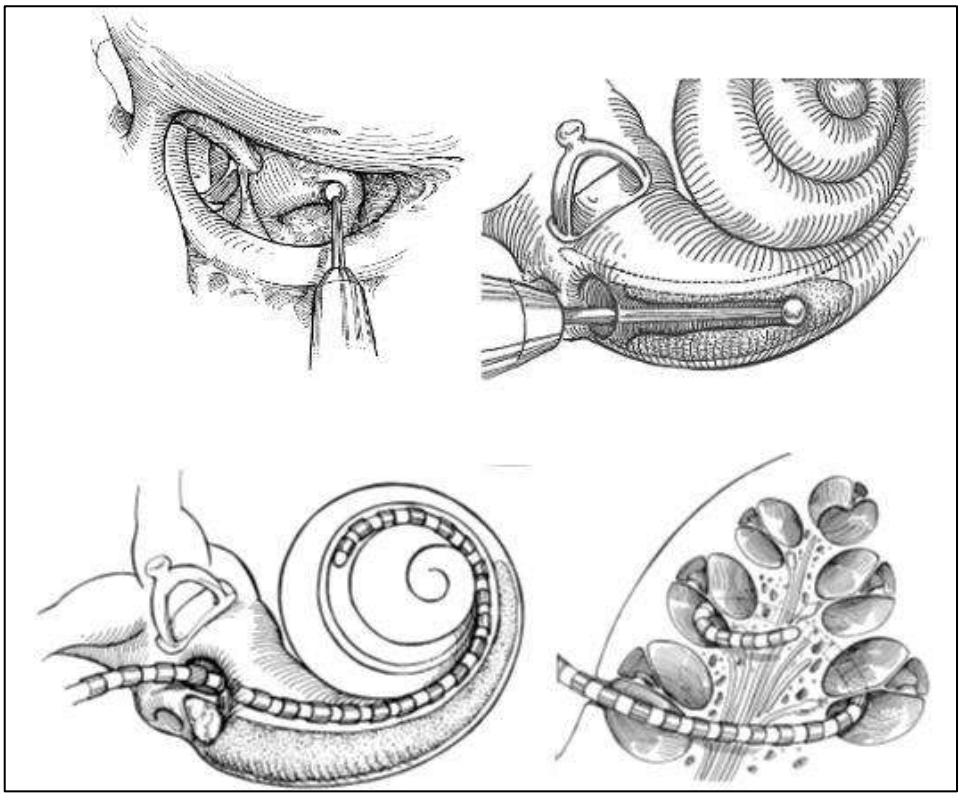


Figure II.10 Insertion des électrodes dans la cochlée. [20]

II.9.2 Nombre des électrodes et l'espacement des contacts

Le nombre d'électrodes ainsi que l'espacement entre les électrodes affectent la résolution de place pour les fréquences de codage. En principe, plus le nombre d'électrodes est élevé, plus la résolution du lieu pour le codage des fréquences est fine. Le codage des fréquences est toutefois limité par deux facteurs inhérents à la conception des prothèses cochléaires :

- le nombre de neurones auditifs survivants qui peuvent être stimulés à un endroit particulier de la cochlée.
- la propagation de l'excitation associée à la stimulation électrique.

Actuellement le nombre d'électrodes des différents modèles se situent entre 16 et 24, plus leur nombre est grand, plus le débit d'informations électriques procurées aux fibres nerveuses est important. Mais un nombre trop élevé d'électrodes engendre des interférences liées aux chevauchements de leurs champs électriques, empêchant la transmission correcte des données. La gageure est de trouver un équilibre entre donner beaucoup mais de qualité moindre, et donner moins mais mieux. [19]

Tableau II.2 Caractéristiques des électrodes dans les implants cochléaire commercialisée avec leurs types de stimulation.

Constructeurs	Électrodes			Type de stimulation
	Nombre	L'espace	Configuration	
Ineraid	6	4 mm	Monopolaire	Analogique
nucleus	22	0.75 mm	Bipolaire	Pulsatile
Clarion 1.0	8	2 mm	Monopolaire / Bipolaire	Analogique /pulsatile
Med-El	12	2.4mm	Monopolaire	Pulsatile

II.9.3 Efficacité et rôle des électrodes

L'efficacité de l'implant est directement liée à la stratégie de codage et à la qualité de l'interface bioélectrique (lien entre l'électrode et le neurone), mais aussi au nombre d'électrodes introduites. La stimulation s'effectue au moyen d'une vingtaine d'électrodes, qui, parfois, ne peuvent être toutes introduites.

De nombreuses études ont montré que le nombre d'électrodes actives ne correspondait pas nécessairement au nombre de canaux d'information indépendants perçus par le patient. En pratique, chaque électrode correspond à une bande de fréquence du signal sonore, et le courant délivré est fixé en fonction du seuil auditif propre au patient. Cependant, un grand nombre d'électrodes actives peut provoquer des interférences entre les électrodes. Les informations véhiculées par une électrode ou une paire d'électrodes peuvent interférer avec les informations véhiculées par des électrodes adjacentes. Ainsi, le nombre de canaux d'information indépendants perçus par le patient est inférieur au nombre d'électrodes actives. Le nombre de ces canaux d'information indépendants est un élément fondamental et représentatif des performances de perception latente.

La stimulation électrique doit donc essayer d'agir le plus localement possible afin de conserver une précision fréquentielle la plus satisfaisante, et éviter ainsi de stimuler les fibres nerveuses qui ne correspondent pas à la bande fréquentielle choisie.

II.10 Codage et stimulation

II.10.1 Partie acoustique : le processeur audio

Les signaux acoustiques captés par les micros vont être découpés en bandes de fréquence par le processeur audio. Un processeur audio comporte en général entre 12 et 22 bandes de fréquences disponibles.

Ce chiffre correspond aux 24 « bandes critiques » et qui correspondent aux bandes de fréquences naturelles réparties le long de la cochlée.

L'hypothèse sous-jacente est qu'en ayant le même nombre de bandes, on reproduise un découpage fréquentiel proche de celui fait dans une cochlée saine.

Chaque bande de fréquence est ensuite passée dans une série de filtres pour en extraire d'autres caractéristiques comme par exemple l'enveloppe temporelle.

On obtient donc à la fin de ce traitement rudimentaire une décomposition des signaux acoustiques en trois paramètres : Le contenu fréquentiel par le nombre de bandes actives, l'intensité et le décours temporel de cette intensité par l'enveloppe.

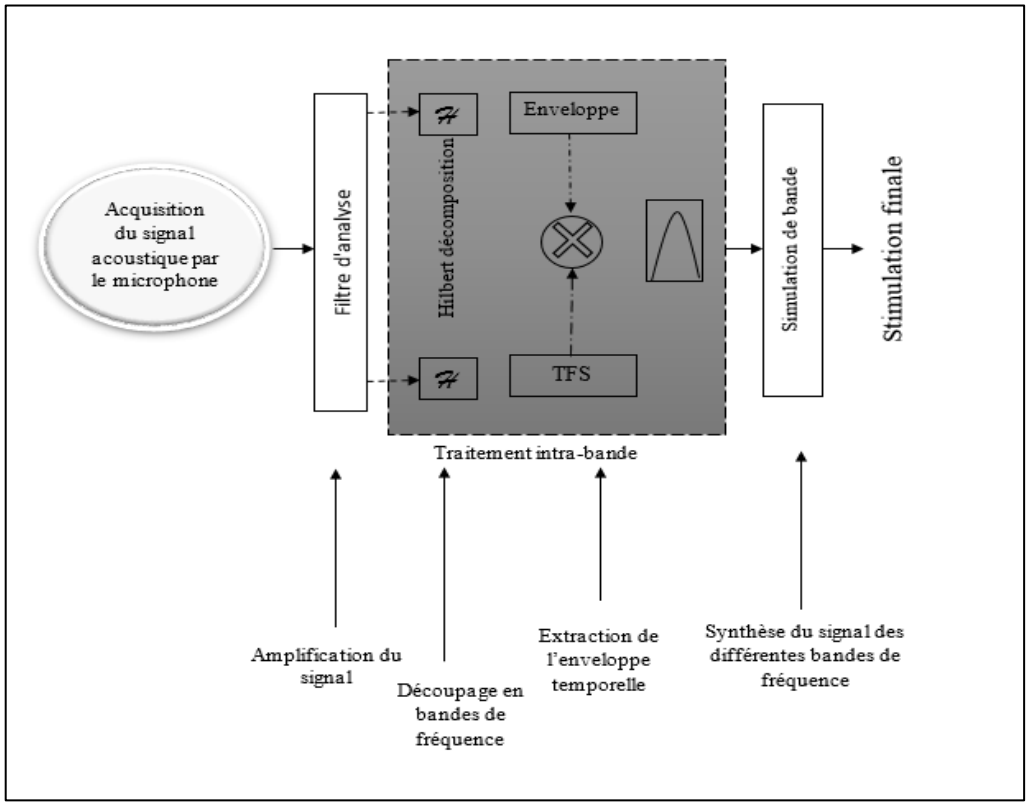


Figure II.11 Schéma résumant les processus de décomposition du signal sonore perçu par le processeur audio de l'implant cochléaire. [19]

Suivant les constructeurs il existe plusieurs stratégies de codages , qui peuvent être classé en trois catégories qui vont différer par des cadences de simulation ,extraction de pics …. [20]

II.10.2 Stratégies basées sur l'extraction des formants

A) Multi-Peak ou Mpeak

Le processeur d'implant effectue l'extraction des formants F0, F1 et F2 et utilise ensuite trois filtres passe-bande pour transmettre des informations additionnelles en haute fréquence. Dans cette stratégie, le rythme de stimulation est liée au fondamental de la voix (sons voisés) ou aléatoire (sons non voisés).

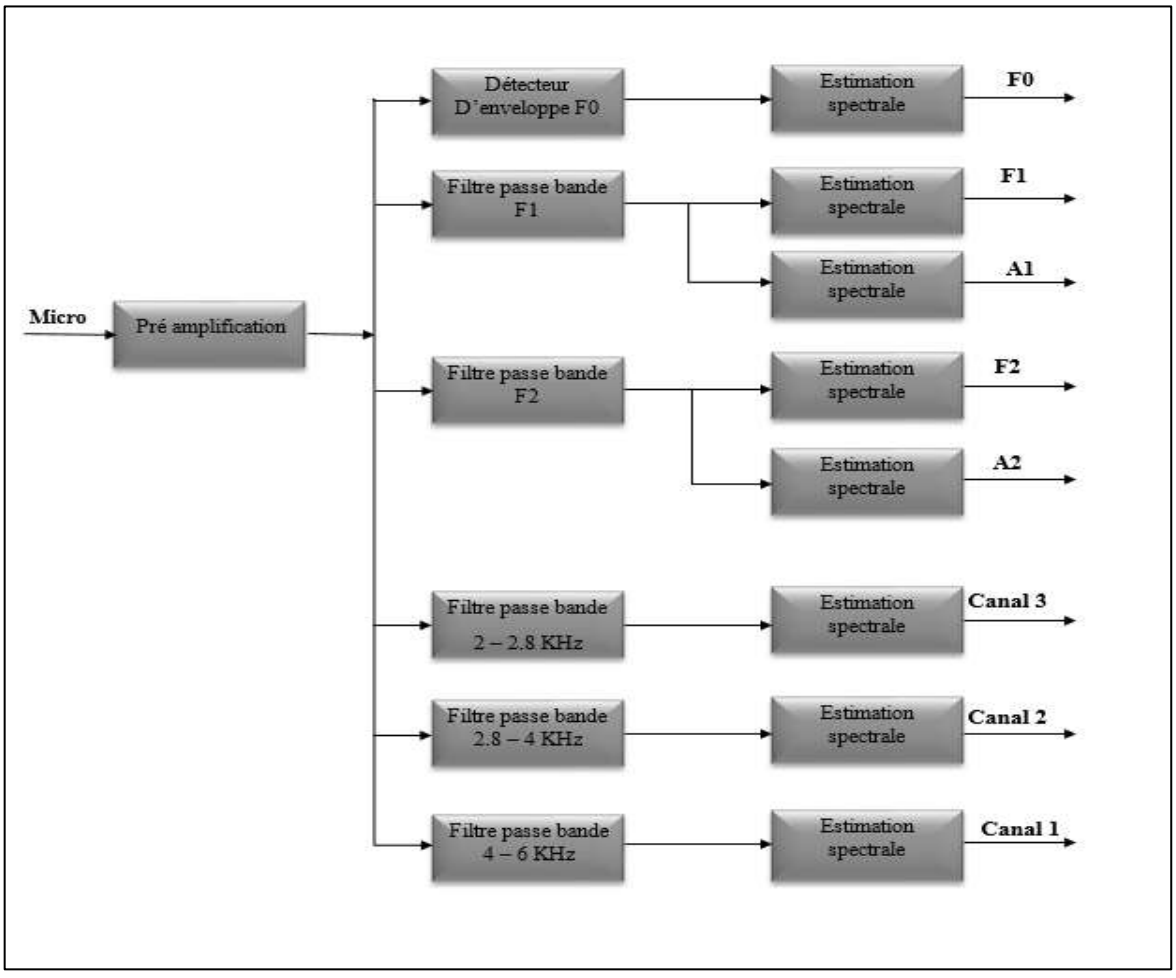


Figure II.12 Schéma bloc de la stratégie Mpeak. [19]

B) Spectral Maxima Sound Processor ou SMSP

Cette stratégie n'est plus utilisée actuellement. Les six bandes d'amplitude maximum sont extraites et stimulent les six électrodes correspondantes.

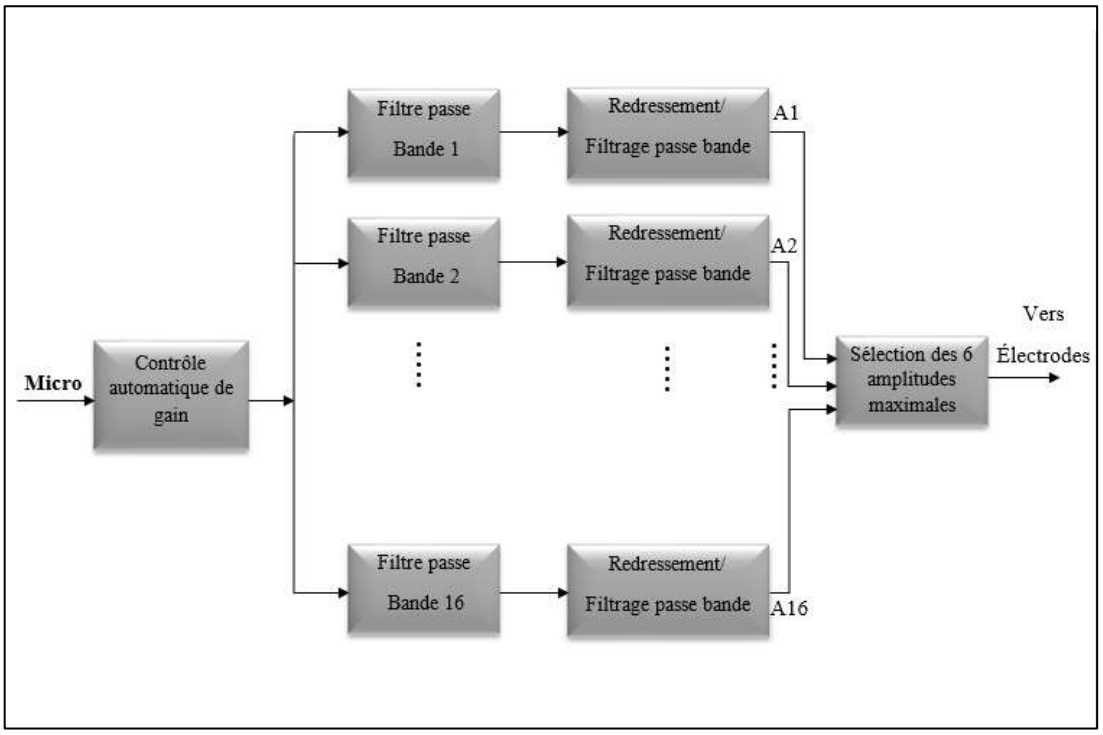


Figure II.13 Schéma bloc de la stratégie SMSP. [19]

II .10.3 Stratégies qui favorisent la représentation fréquentielle

A) Adaptative Simulation Rate ou ASR

La vitesse de stimulation des électrodes est adaptative. C'est une évolution de la stratégie SPEAK avec une détection des passages transitoires (comme les consonnes) et stationnaires (les voyelles).

B) Spectral Peak Strategy ou SPS

Le signal du microphone est découpé en vingt bandes de fréquences. La vitesse de stimulation est fixe, Le principe est de simuler les plus grandes énergies. Généralement, six maxima sont sélectionnés.

II.10.4 Stratégies qui favorisent la représentation temporelle

A) Compress Analog ou CA

Quatre électrodes simulent quatre zones de la cochlée. L'étage de filtrage est formé par un banc de filtres passe bande analogique. L'énergie du signal issu de chaque bande sera convertie en stimulus électrique.

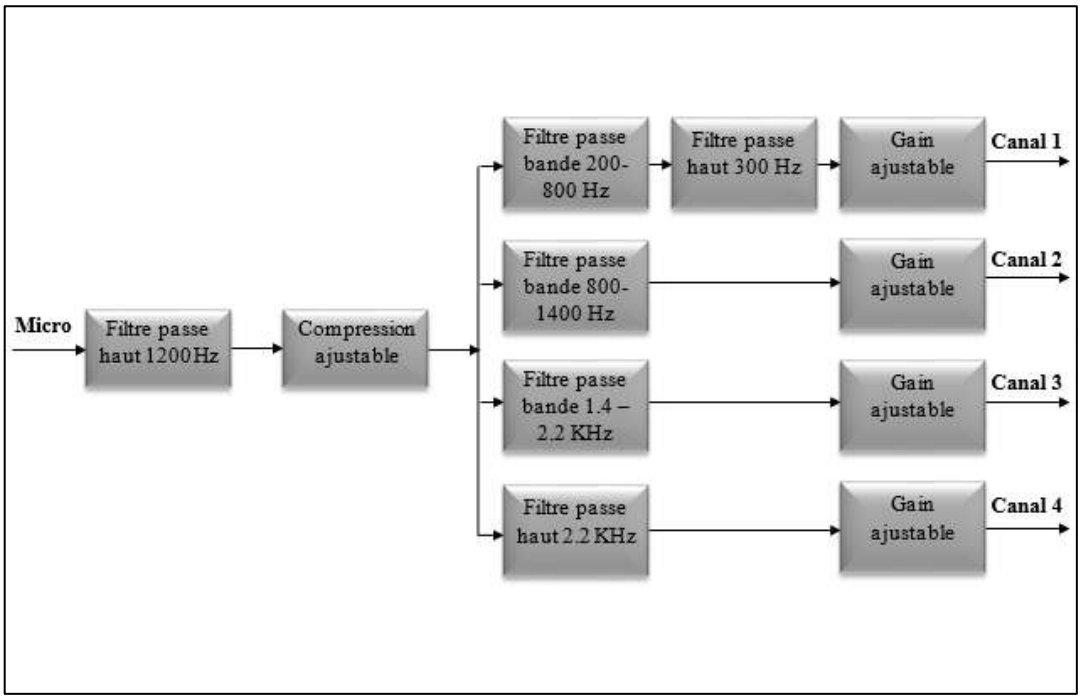


Figure II.14 Schéma bloc de la stratégie CA. [19]

B) Continious Interleaved Sampling ou CIS

C'est la stratégie de traitement la plus utilisé actuellement. Les électrodes sont stimulées séquentiellement (les unes après les autres) ce qui diminue les interactions entre les électrodes. La structure temporelle du signal est bien conservée. Mais la rapidité de traitement fait que les informations fréquentielles sont moindres.

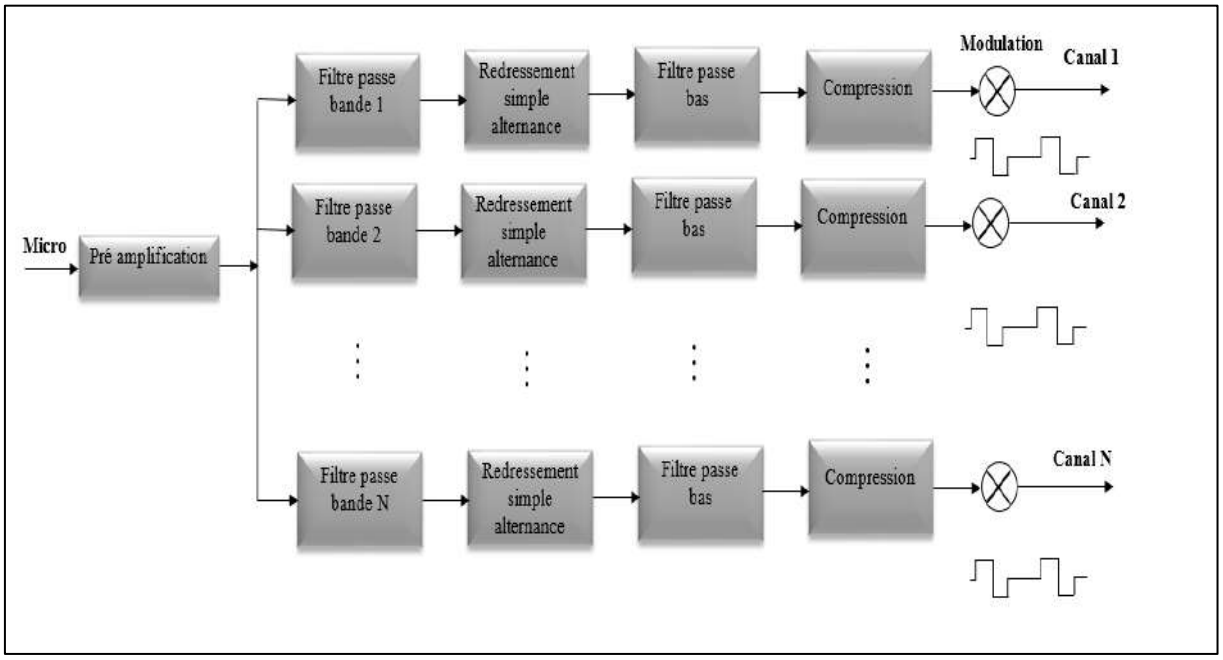


Figure II.15 Schéma bloc de la stratégie CIS**.** [19]

C) Simultaneous Analog Stimulation ou SAS

L'oreille traite le son simultanément dans l'ensemble de la cochlée. Pour limiter cette conception naturelle, l'implant peut fournir des impulsions électriques simultanément à divers endroits de la cochlée.

II.10.5 Stratégies dites hybrides

A) Spectral Peak Strategy ou SPEAK

Le signal capté par le microphone est découpé en vingt bandes de fréquences.
Ensuite un certain nombre d'électrodes correspondant aux maximums d'énergie sont utilisées pour la stimulation. Les maxima sont déterminés par le niveau sonore du signal d'entrée et de composition spectrale. Une variante existe en basant la stimulation sur la fréquence fondamentale de la voix.

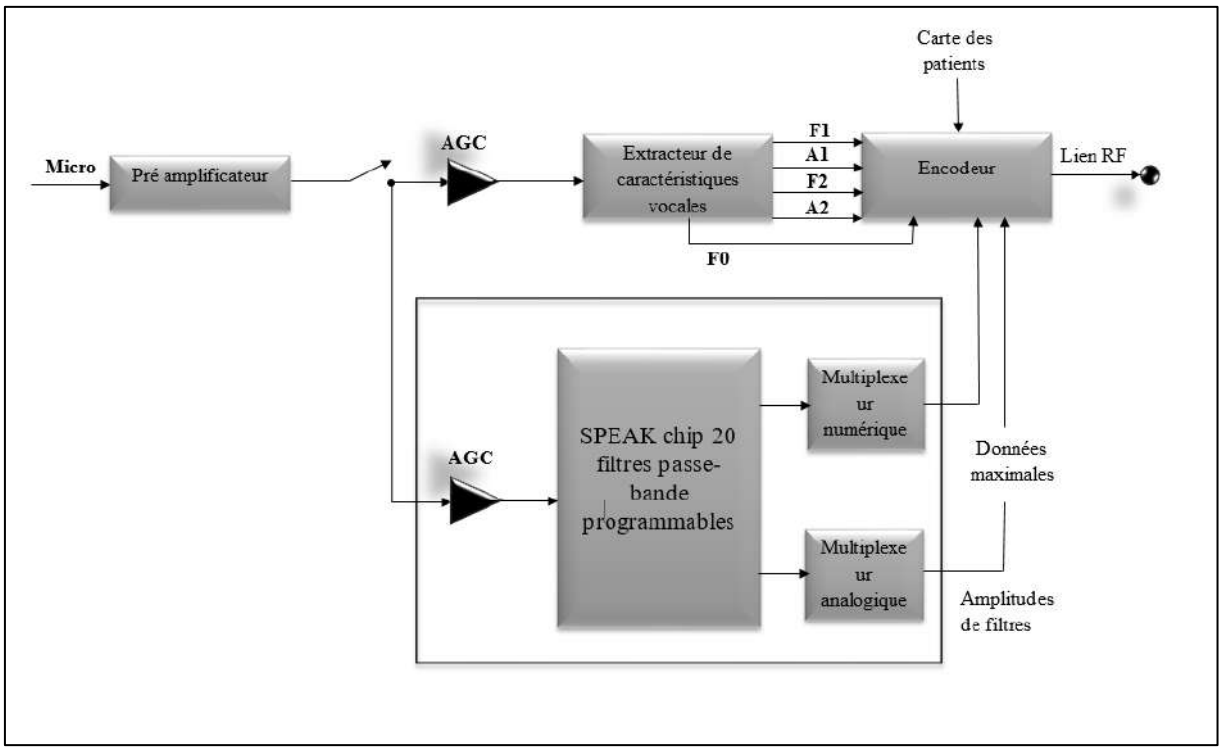


Figure II.16 Schéma bloc de la stratégie SPEAK**.** [19]

B) Advanced Combination Encoders ou ACE

La dernière stratégie de codage de l'implant est ACE. Elle prend le meilleur de CIS et de SPEAK. Dans CIS, la vitesse de stimulation importante est gardée et dans SPEAK on conserve le système de stimulation sélectionnant les sites d'activation de manière dynamique en fonction de l'énergie spectrale. [21]

II.11 Le stimulateur

Les informations obtenues par le processeur audio vont être envoyées à la partie interne de l'implant via l'antenne. Une fois encore, le nombre d'électrode est censé être le même que le nombre de bande de fréquences fourni par le processeur audio, toujours dans l'optique d'avoir une résolution fréquentielle équivalente à celle de la cochlée saine.

En suivant la méthode décrite plus haut, le stimulateur va activer les électrodes correspondant à chaque bande de fréquence avec une intensité électrique et un décours temporel qui suit les informations obtenues lors du traitement par le processeur audio. Les électrodes baignent dans la périlymphe contenue dans la rampe tympanique.

Or ce liquide est conducteur ce qui permet la diffusion des charges localement autour de l'électrode activée vers le modiolus jusqu'à atteindre les fibres nerveuses. Si l'intensité de la stimulation est suffisamment élevée, cela va entrainer la dépolarisation des fibres par l'ouverture des canaux voltage dépendants et, in fine, déclencher l'émission de potentiels d'actions. En allant stimuler directement le nerf auditif, l'implant permet de court-circuiter la transduction du signal acoustique dépendante des cellules ciliées.

II.12 L'extraction d'enveloppe

Utilise vingt filtres passe-bandes qui découpent ainsi le signal en vingt bandes de fréquences. Parmi celles-ci, le système sélectionne les cinq à dix pics (les bandes de fréquences qui ont le plus d'énergie) qui détermineront les électrodes à stimuler. Par ailleurs, cette stratégie adapte le nombre de canaux mono topiques au signal sonore : ainsi, plus le signal est complexe et plus le nombre d'électrode stimulé est élevé.

L'inconvénient majeur de cette stratégie est que deux électrodes adjacentes peuvent décharger leur impulsion en même temps, ce qui crée des interférences et rend le signal moins net.

II.13 Partie biologique : le nerf auditif

Bien que ne faisant par parti per se de l'implant cochléaire, le nerf auditif est intrinsèquement lié à ce dernier puisqu'il est

1) la cible de la stimulation (qu'elle soit acoustique ou électrique).
2) l'origine du signal physiologique qui conduira à la perception auditive. [20]

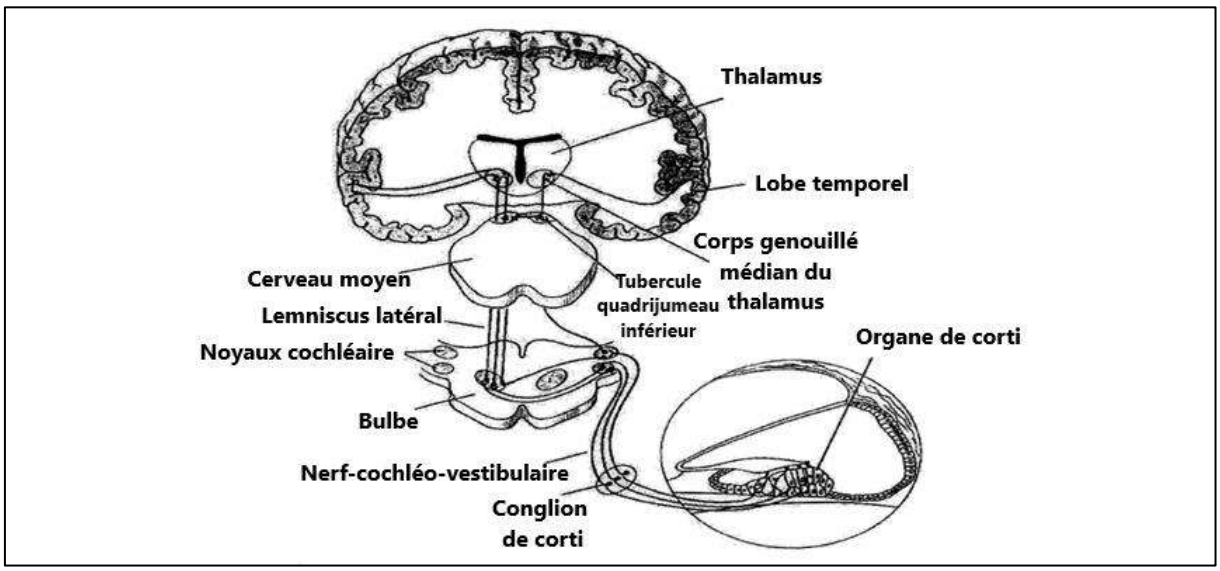


Figure II.17 Trajet des voies auditives depuis l'organe de corti jusqu'au cortex du lobe temporelle. [18]

II.13 Conclusion :

En conclusion ,nous avons présenté les implants cochléaire avec ses différentes constitutions ,

Nous avons organisé notre présentation par la description de l'implant cochléaire et le fonctionnement de ses deux partie externe et interne après nous avons regroupés les différentes stratégies selon la règle dont elles dépendent ,donc nous avons atteint l'objectif qui a été mentionné dans l'introduction de ce chapitre.

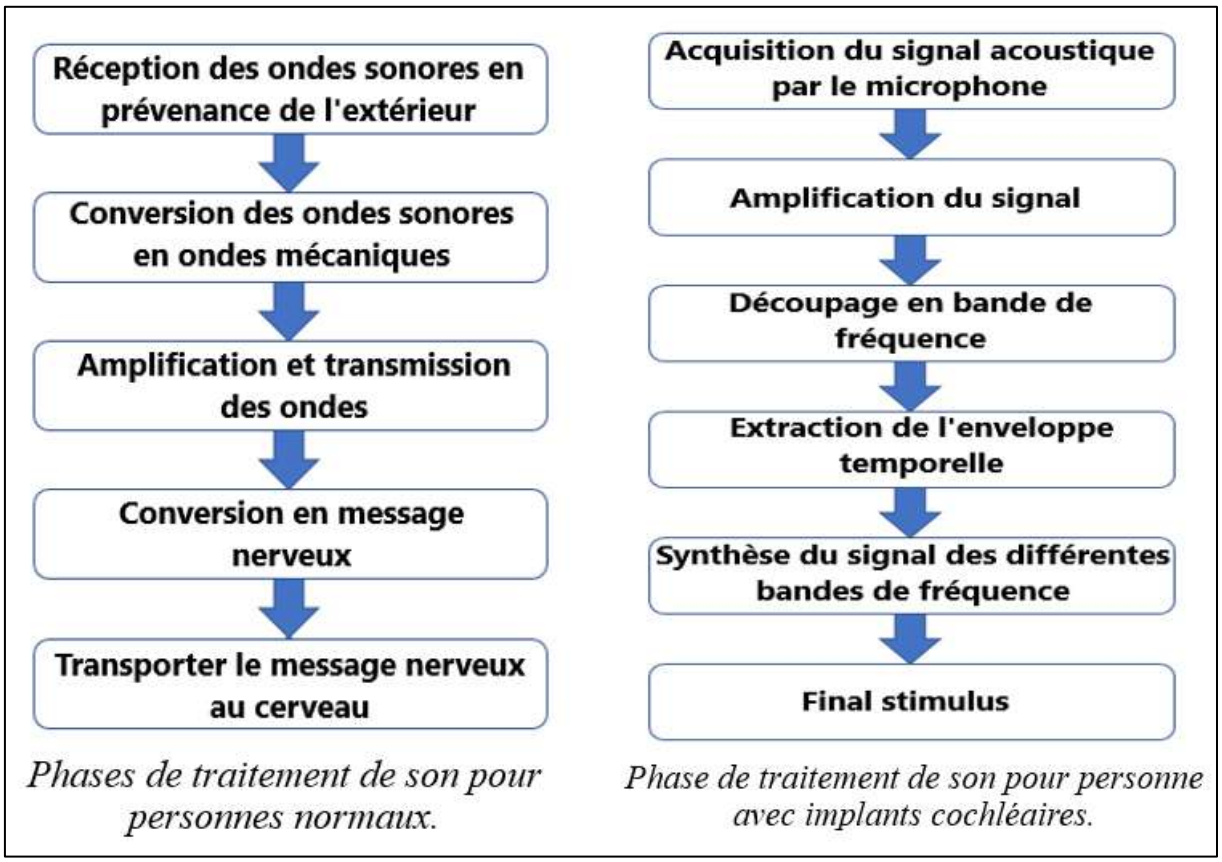
Dans le chapitre suivant , nous présenterons nos résultats de simulation de la stratégie SPEAK.

Chapitre III : Simulation de codage de la parole avec la stratégie SPEAK par Matlab

III Introduction

Dans ce dernier chapitre, nous allons concrétiser notre projet de recherche par la réalisation d'une simulation de codage de la parole et la génération des stimulus dans un implant cochléaire, après avoir validé notre montage par simulation. À noter, que nous avons simulé notre montage en utilisons la boite à outils GMT ROOT. Ceci est dans le but d'améliorer et exploiter nos connaissances théoriques.

III.1 Les phases de traitement de son pour personnes normaux et avec implants cochléaires



FigureIII.1 Différence entre la Phase de traitement de son pour personnes normaux et avec implants cochléaires.

Dans notre travail on va s'intéressé sur les phases extraction de l'enveloppe temporelle, Synthèse du signal des différentes bandes de fréquence et la génération des stimulus.

Nous allons réaliser une simulation de codage de la parole et la génération des stimulus dans les implants cochléaires en utilisent la stratégie de SPEAK avec le logiciel **MATLAB r2016** à partir de la boite à outils GMT.

III .2 Description de MALAB r2016

MathWorks a présenté aujourd'hui la version 2016a (R2016a). Cette version inclut MATLAB Live Editor, qui offre la possibilité d'écrire, d'exécuter et de modifier du code dans un environnement interactif unique pour accélérer l'analyse exploratoire, et App Designer, un environnement qui simplifie le processus de création d'applications MATLAB. La R2016a inclut également un certain nombre de nouvelles fonctionnalités dans Simulink pour aider à accélérer le développement et la simulation de modèles, ainsi que des mises à jour et des corrections de bogues pour et tous les autres produits.

L'éditeur en direct offre une nouvelle façon de créer, modifier et exécuter du code MATLAB. Les résultats et les graphiques sont affichés avec le code qui les a produits dans un environnement interactif unique, accélérant la programmation et l'analyse exploratoires. Désormais, les scientifiques et les ingénieurs peuvent ajouter du texte formaté, des équations mathématiques, des images et des hyperliens pour créer un récit interactif qui peut être partagé avec d'autres.

III.3 Description Generic MATLAB Toolbox GMT v1.1

La Generic MATLAB Toolbox (GMT) est une collection de scripts MATLAB simulant les étapes de traitement du système d'implant cochléaire (IC) de la firme Advanced Bionics (AB). Ce paragraphe donne un aperçu des objectives et de la structure du GMT, des directives sur l'utilisation de l'environnement fourni et des démonstrations a notées d'une stratégie de codage IC simple.

III.3.1 Objectifs du GMT

Le groupe cible du GMT est composé de chercheurs et d'ingénieurs en traitement de signaux familiers avec l'environnement de programmation MATLAB qui souhaitent étudier et développer des algorithmes de codage sonore pour les processeurs vocaux AB des IC. Plus précisément, le but de cette boîte à outils est de faciliter les points suivants :

III.3.1.1 Élaboration d'algorithmes

La structure du GMT offre un accès facile et hautement modulaire à toutes les étapes de la chaîne de traitement IC, permettant la mise en œuvre de blocs de codage audio nouveaux ou améliorés à tout stade avec un impact structurel minimal sur le système restant.

III.3.1.2 Démonstration et éducation

Basé sur les exemples de scripts fournis avec la boîte à outils, le GMT permet de créer un large éventail de démonstrations visuelles et sonores des opérations des stratégies de codage sonore et IC de leurs étapes de traitement constituantes.

III.3.1.3 Évaluation perceptuelle

Le GMT a été développé pour fournir un moyen facilement accessible et flexible de simuler et d'expérimenter avec les nouveaux développements dans la chaîne de traitement IC basé sur la base de la stratégie de codage F120 de l'AB et de son prédécesseur expérimental, SpecRes.

III.4 Traitement de signal avec la stratégie SPEAK

La stratégie SPEAK est une stratégie basée sur la forme d'onde qui fournit les amplitudes spectrales maximales aux électrodes elle utilise un banc de filtres passe-bande à 20 canaux pour effectuer l'analyse spectrale, les sorties des signaux filtrés sont passées par un module de détection d'amplitude qui génère les amplitudes des canaux.

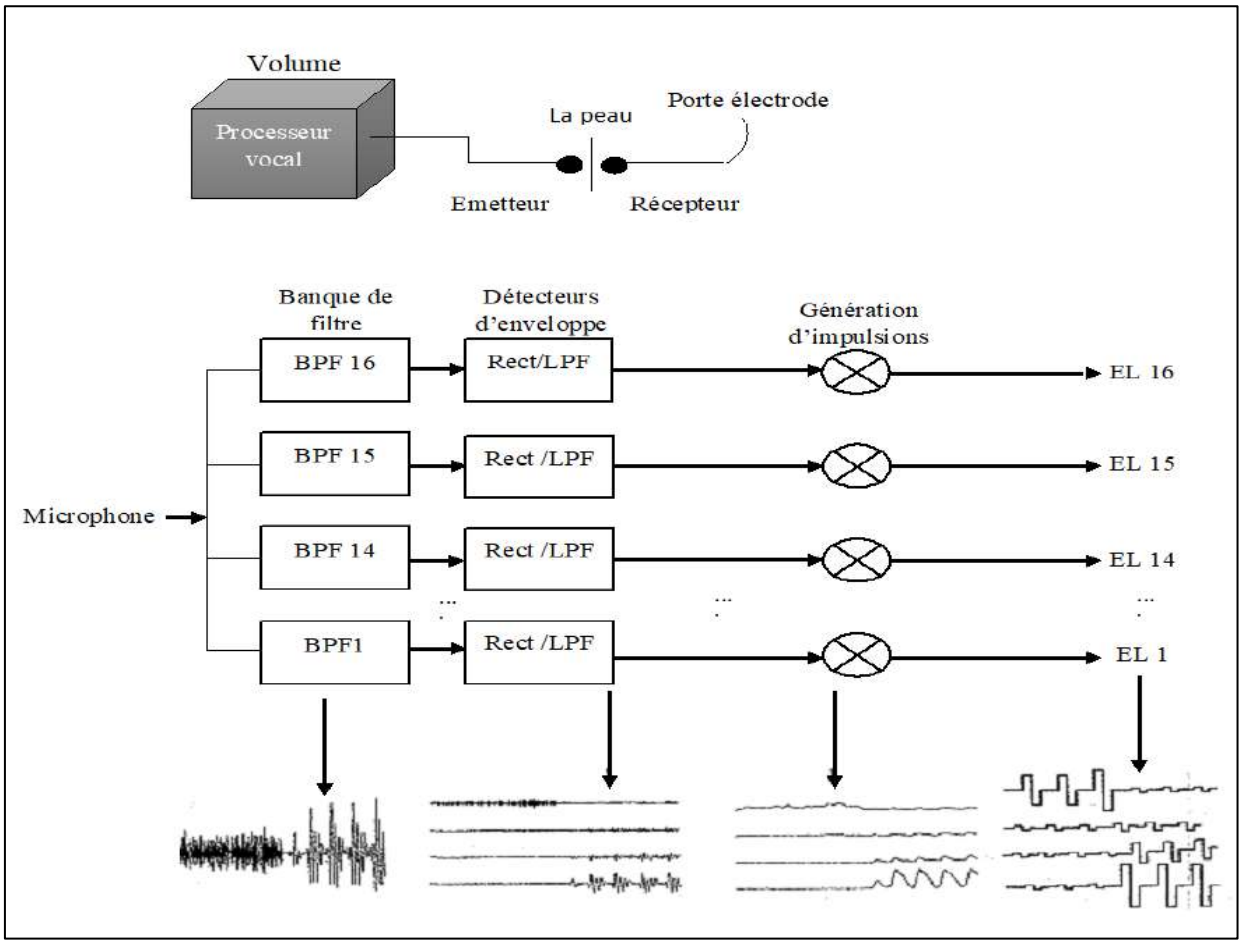
Ensuite, la détection des maximas est effectuée sur les amplitudes des canaux pour détecter les maximas spectraux et les amplitudes des canaux sont comparées à une valeur de base et sont détecté comme maxima spectraux.

Le nombre de maximums spectraux varie dans le temps en fonction de la composition spectrale du signal d'entrée ils peuvent varier de cinq à dix. Les amplitudes de canal supérieures à la valeur de base sont utilisées pour stimuler les électrodes correspondantes dans un ordre tonotopique, ainsi les électrodes correspondant aux maximas spectraux sont stimulées dans l'ordre de base à apex.

Dans chaque cycle de stimulation n'importe où de cinq à dix électrodes seront stimulées en fonction du signal d'entrée en raison du nombre variable d'électrodes stimulées dans chaque cycle, la fréquence d'impulsion varie d'un cycle à l'autre.

La fréquence des pulses utilisé pour stimuler les électrodes varie de façon adaptative et est habituellement agitée autour de 250 impulsions par seconde.

La stratégie SPEAK a été utilisée dans le processeur d'implant cochléaire « Nucleus Spectra 22 ».



FigureIII.2 Une représentation schématique de la stratégie spectral PEAK. [19]

III.5 Simulation de la stratégie SPEAK par Matlab

III.5.1 Initialisation de la variable d'environnement

C'est un script pour ajouter explicitement les répertoires pertinents de GMT dans le chemin Matlab pour éviter les collisions.

La variable d'environnement GMTROOT doit être définie comme suit :

```
 6 -    global GMTROOT
 7
 8 -    if isempty(GMTROOT)
 9 -        GMTROOT = getenv('GMTROOT');
10 -        if isempty(GMTROOT)
11     %           error('Environment variable GMTROOT needs to be set!');
12 -            GMTROOT = cd;
13 -        end
14 -    end
```

Figure III.3 Initialisation de La variable d'environnement GMTROOT.

III.5.2 Initialisation des chemins de classes

Ajouter suffisamment de chemin pour exécuter les codes :

```
20 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Agc']);
21 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'NoiseReduction']);
22 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'CsViewer']);
23 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Demo']);
24 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Electrodogram']);
25 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Elementwise']);
26 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Filterbank']);
27 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Framework']);
28 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Frontend']);
29 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Generators']);
30 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Mapping']);
31 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Mixer']);
32 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Plotting']);
33 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'PostFilterbank']);
34 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Sounds']);
35 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Strategies'])
36 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Synthesis']);
37 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Validation']);
38 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'Vocoder']);
39 -    addpath([GMTROOT, filesep, 'WinBuf']);
```

FigureIII.4 Insertion des chemins d'accès pour l'exécution des codes.

III.6 Création de la stratégie de stimulation

strat = FftStrategy();

FftStrategy définit certains attributs de base d'une stratégie de codage FFT à partager entre toutes ces étapes de traitement.

La classe FftStrategy elle-même n'implémente aucune fonctionnalité de traitement de signal, mais fournit d'abord et avant tout une structure de base pour gérer le flux de signal entre les étapes de traitement arbitraires qui seront ajoutées par la suite.

III.7 Identification de l'entré

Un fichier de son .wav est nécessaire pour faire fonctionner le programme, le taux d'échantillonnage n'est pas important parce que le fichier est reéchantillonné au taux d'échantillonnage du processeur de la parole AB dans les premières étapes du traitement. Nous allons utiliser le fichier :

AzBio_3sent .wav

Pour définir ce fichier comme entré on a fait l'instruction :

Strat.wavFile ='AzBio_3sent .wav '

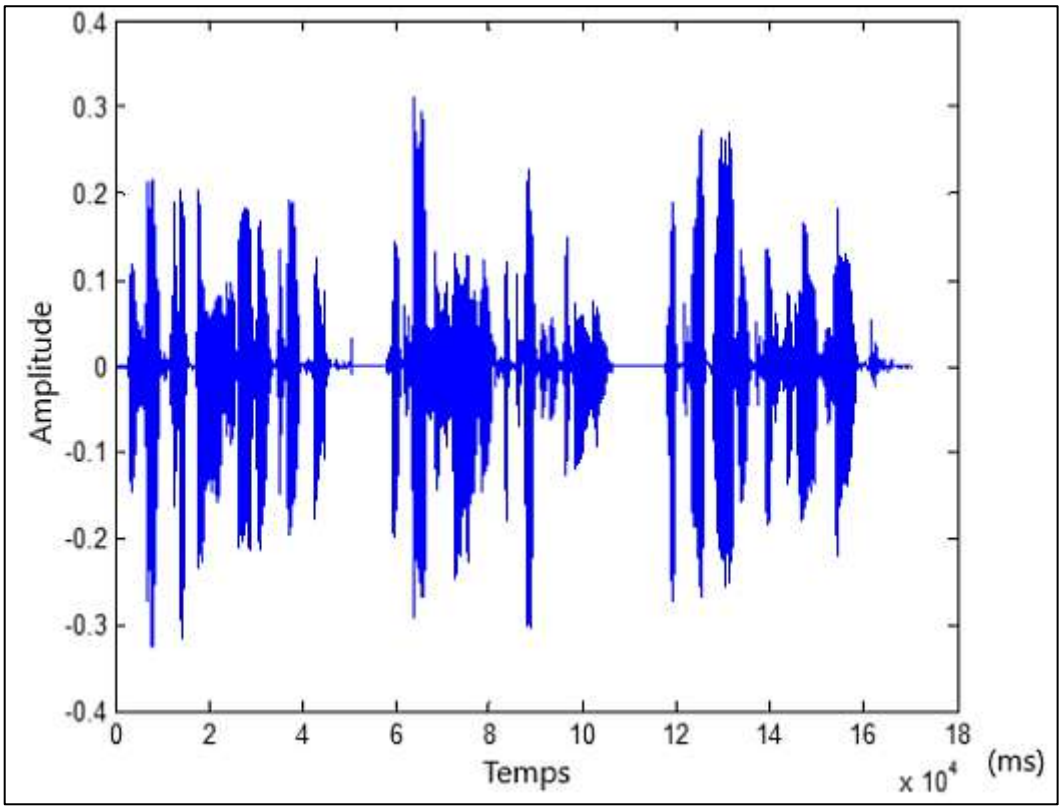


Figure III.5 Diagramme de courbe sonore.

La figure précédente donne la représentation temporelle du fichier audio.

III.8 Les blocs de traitement

Le GMT suit une approche orientée objet dans sa structure de bloc de base. Par convention, chaque bloc se compose d'au moins deux scripts : ExampleUnit.m et exampleFunc.m.

ExampleUnit.m contient la définition réelle de la classe, y compris les attributs de la classe, la méthode du constructeur et une implémentation spécifique de la méthode run() définie par l'interface ProcUnit héritée.

En règle générale, une stratégie de codage englobe un certain nombre de blocs de traitement différents. Notez que les blocs n'ont pas besoin d'être instanciés dans l'ordre d'exécution.

Un bloc de traitement spécifique (ou, unité) est ajouté à une stratégie de codage en instanciant un objet de la classe respective, qui doit être une sous-classe de la classe ProcUnit.

III.8.1 Proc unit

ProcUnit lui-même définit l'interface globale et la logique signal-flux interagissant avec l'objet de stratégie de codage parent. Toutes les fonctionnalités spécifiques sont implémentées dans ses sous-classes, dont un certain nombre sont utilisées dans demo1_SpecRes.m. Comme paramètres, la poignée de l'objet stratégie contenant (ici : strat) et une chaîne d'étiquettes pour

le bloc ('SRC') doit être fourni lors de l'instanciation d'un bloc de traitement. D'autres paramètres peuvent être nécessaires en fonction du bloc de traitement spécifique à instancier. Dans le script, les blocs suivants sont ajoutés :

```
%% Create instances of ProcUnits and add them to strategy
src = ReadWavUnit(strat, 'SRC');   % loads strat.wavFile
mix = AudioMixerUnit(strat, 'MIX', 1, 65, 'rms', 111.6);

pre = HarmonyPreemphasisUnit(strat, 'PRE');
agc = DualLoopTdAgcUnit(strat, 'AGC');
wb = WinBufUnit(strat, 'WB');
fftfb = FftFilterbankUnit(strat, 'FFT');

env = HilbertEnvelopeUnit(strat, 'ENV');
spl = SpecPeakLocatorUnit(strat, 'SPL');
csw = CurrentSteeringWeightsUnit(strat, 'CSW');
csynth = CarrierSynthesisUnit(strat, 'CSYNTH');

map = F120MappingUnit(strat, 'MAP');

plotter = PlotF120ElectrodogramUnit(strat, 'PLT');
```

Figure III.6 Addition des blocs dans le script demo1_SpecRes. m.

III.9 Description de chaque bloc

Pour instancier les blocs de traitements il faut que :

- ❖ Leurs paramètres ont été définis.
- ❖ Leurs interconnexions ont été établies.
- ❖ Que tous les signaux d'entrée requis ont été définis.

Il est possible d'exécuter toute la stratégie de codage en appelant.

III.9.1 Définir les paramètres de chaque bloc

Le tableau suivant donne les paramètres d'initialisation de la stratégie de codage simulée dans ce mémoire :

TableauIII.1 Tableau descriptif des paramètres.

Nom	Description	Valeur par défaut	Propriété de
nChan	Nombre de canaux d'analyse	15	Stratégie
fs	Fréquence d'échantillonnage	17400 Hz	Stratégie
pulseWidth	Durée d'une seule phase de stimulation	18 µs	Stratégie
nFft	FFT longueur	256	Fft Stratégie
nHop	Taille du houblon	20	Fft Stratégie
windowType	Fenêtre d'analyse pour FFT	blackHann	Fft Stratégie
startBin	Première case FFT considérée dans le banc de filtres	6	Fft Stratégie
nBinLims	Nombre de bins alloués dans le canal respectif	[2, 2, 1, 2, 2, 2, 3, 4, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 56]	Fft Stratégie

III.9.2 Read Wav Unit

Dans Read Wav Unit (‘SRC’), le fichier wav d’entrée est lu et rééchantillonné au taux d’échantillonnage du processeur vocal CI. La sortie est le fichier wav d’entrée rééchantillonné.

III.9.3 Audio Mixer Unit

Dans Audio Mixer Unit (‘MIX’), un certain nombre de signaux d’entrée sont mis à l’échelle à un niveau cible souhaité et ajoutés, permettant de nombreuses options concernant le retard d’apparition et le comportement d’emballage.

III.9.4 Harmony Preemphasis Unit

Dans Harmony Preemphasis Unit (‘PRE’), le signal d’entrée est filtré passe-haut, avec des caractéristiques de filtre correspondant au filtre de préaccentuation appliqué aux entrées audio (microphones et auxiliaires) du processeur vocal Harmony.

III.9.5 Dual Loop TdAgc Unit:

Le Dual Loop TdAgc Unit « AGC » met en œuvre un algorithme de contrôle de gain adaptatif (AGC) en double boucle à large bande. Les signaux au-dessus d'un certain seuil d'entrée, sont compressés avec un taux de compression élevé et une vitesse lente (en maintenant le facteur de crête de la parole naturel), sauf lorsqu'une augmentation brusque du niveau du signal déclenche la boucle rapide conçue pour protéger l'utilisateur de l'IC contre l'inconfort soudain lié à l'intensité sonore.

Les sorties sont le signal audio comprimé et le gain appliqué.

III.9.6 Win Buf Unit

Dans Win Buf Unit ('WB'), le signal d'entrée échantillonné est mis en mémoire tampon dans les images selon la longueur FFT et la taille de saut définie dans l'objet FftStrategy parent et chaque image est multipliée par une fenêtre de domaine temporel.

Différentes fonctions de fenêtre sont disponibles et la sortie est une matrice contenant les trames de signal du domaine temporel fenêtré.

III.9.7 Fft Filter bank Unit

Dans Fft Filter bank Unit ('FFT'), la FFT des tampons de signal fenêtrés est calculée pour chaque période. Par conséquent, sa sortie est une représentation FFT (STFT) à court terme du signal d'origine.

Seul le contenu des fréquences positives nFFt/2 est fourni (en raison de la symétrie FFT pour les signaux à valeur réelle).

III.9.8 Hilbert Envelope Unit

Dans Hilbert Envelope Unit ('ENV'), l'enveloppe de Hilbert pour un certain nombre de canaux est extraite au milieu de chaque trame de signal par sommation des bins FFT à court terme, Le nombre de canaux est déterminé par nChan, la table d'allocation par nBinLims, et le bin le plus bas pris en compte dans la table d'allocation par startBin, tous ces éléments sont définis comme des attributs dans la classe FftStrategy

III.9.9 SpecPeak Locator Unit

SpecPeak Locator Unit ('SPL') prend les coefficients STFT en entrée et estime la fréquence de crête dominante pour chaque canal et l'emplacement de l'électrode correspondante le long de l'axe cochléaire.

III.9.10 Current Steering Weights Unit

Dans le bloc Current Steering Weights Unit ('CSW'), les poids de direction du courant pour les paires d'électrodes sont déterminés. Les estimations de la position de la cochlée en fonction de la fréquence sont utilisées en entrée de ce bloc. La sortie est constituée des poids actuels pour toutes les électrodes.

III.9.11 Carrier Synthesis Unit

Contrairement aux autres blocs jusqu'à présent, Carrier Synthesis Unit ('CSYNTH') fonctionne au taux de télémétrie avant, c'est-à-dire le taux correspondant à un cycle complet de stimulation de l'implant sur tous les canaux. Le taux de FT est spécifique au patient et au programme, et est déterminé par des paramètres tels que la largeur d'impulsion de stimulation et le nombre d'électrodes actives. Pour les canaux de basse fréquence, la porteuse est modulée en ondes carrées avec un taux déterminé par les estimations de fréquence de crête actuelles dans les canaux respectifs, fournissant ainsi un indice de structure temporelle fine correspondant. Afin que les blocs suivants puissent associer les signaux échantillonnés à la fréquence FT à ceux échantillonnés à la fréquence de trame audio, un vecteur d'index est également généré par ce bloc, mettant en correspondance les indices de trame FT avec les indices de trame audio correspondants.

III.9.12 F120Unité de traitement

Dans F120MappingUnit ('MAP'), le signal porteur de chaque canal est modulé avec l'enveloppe de Hilbert correspondante. Les pondérations de courant sont appliquées pour déterminer comment répartir le niveau de stimulation résultant entre les deux électrodes constituant ce canal. Enfin, les amplitudes réelles du courant de stimulation (en μA) sont déterminées pour chaque électrode en fonction d'un certain nombre de paramètres de mappage spécifiques à l'électrode, notamment le seuil de stimulation électrique (T) et les niveaux sonores les plus confortables, la plage dynamique d'entrée et un gain supplémentaire, la sortie de ce bloc est une paire de niveaux de courant de stimulation pour chaque canal, échantillonnée à la fréquence FT. Dans le système d'IC réel, ces vecteurs (d'amplitudes de courant par paire) sont transmis au récepteur RF implanté, où la logique de l'implant génère les formes d'onde de courant analogiques sur la base de modèles de forme d'impulsion et de modèles de synchronisation stockés.

III.10 Définir les connexions entre les blocs

Avant d'exécuter une stratégie de codage complète, il est nécessaire que l'entrée(s) d'un bloc qui n'est pas lui-même une source de signal soit connectée au port de sortie d'un autre bloc, ou réglée manuellement à l'avance. Il est possible de définir l'entrée désirée sur un bloc en appelant le paramètre d'un bloc comme suit :

block.setInput(input_port_nr, input_data);

Après qu'un bloc a été ajouté à un objet de stratégie de codage de la manière décrite ci-dessus, ses ports d'entrée et de sortie de signal peuvent et doivent généralement être connectés aux ports d'autres blocs. En appelant strat.connect(…) Dans le script Matlab, les connexions entre les blocs de traitement sont définies comme suit :

block_src peuvent être la chaîne d'étiquettes de bloc de traitement contenues dans la même stratégie de codage.

```
27      %% connect ProcUnits (using object handles)
28 -    strat.connect(src, mix);
29 -    strat.connect(mix, pre);
30
31 -    strat.connect(pre, agc);
32 -    strat.connect(agc, wb);
33 -    strat.connect(wb, fftfb);
34
35 -    strat.connect(fftfb, env);
36 -    strat.connect(fftfb, spl);
37 -    strat.connect(spl, csynth);
38 -    strat.connect(spl, 2, csw);
39
40 -    strat.connect(env, map);
41 -    strat.connect(csw, map, 2);
42 -    strat.connect(csynth, map, 3);
43 -    strat.connect(csynth, 2, map, 4);
44
```

Figure III.7 Création des liens entre les blocs.

Des flèches de couleurs différentes indiquent qu'il y a un croisement entre deux lignes. Pour éviter les confusions dans l'organigramme du signal, différentes couleurs sont utilisées pour les flèches respectives.

Les unités et les connexions au sein d'une stratégie doivent former un graphique acyclique dirigé, c'est-à-dire que les boucles dans le réseau de connexions (couvrant un nombre quelconque d'unités) ne sont pas autorisées.

III.11 Exécution de la stratégie

III.11.1 strat.run ( );

La méthode run() de la stratégie exécutera à son tour la méthode run() de chaque bloc de traitement qu'elle contient et transmettra toutes les sorties générées selon les connexions prédéfinies entre les unités.

```
50      %% run strategy
51 -    strat.run();
```

Dans de nombreux blocs de traitement fournis avec le GMT, la méthode run() va simplement collecter les entrées du bloc, puis appeler la fonction exampleFunc(…) qui implémente la fonctionnalité réelle et spécifique de ce bloc.

III.11.2 L'ordre d'exécution :

L'ordre d'exécution ne peut pas être librement défini ou contrôlé par l'utilisateur, mais l'ordre dans lequel des unités sont instanciées peut influencer l'ordre d'exécution (parmi les unités de même profondeur dans le graphique de connexion) dans une certaine mesure.
L'ordre d'exécution approprié entre les unités est déterminé automatiquement par la stratégie de codage basée sur la structure de connexion, assurant que toutes les entrées d'un bloc (fournies par des connexions au sein de la stratégie) sont calculés et rendus disponibles avant d'appeler la méthode run() du bloc. La structure acyclique des connexions garantit qu'un tel ordre peut toujours être déterminé.

III.12 Outils de visualisation

III.12.1 csViewer

csViewer représente les entrées et les sorties définies des blocs de la chaîne de traitement et la relation des uns avec les autres. Le flux de signaux est représenté par des flèches. Les flèches de couleurs différentes indiquent les voies qui se chevauchent dans la chaîne de processus. Lorsque csViewer est appelé avant l'exécution de la stratégie, la figure est mise à jour pendant l'exécution du script en marquant les étapes terminées en gras lorsque le paramètre listen est défini sur la figure III.8 est générée avec csViewer.

```
45      % create "online" viewer
46 -    %(updates view dynamically, slows down strategy execution)
47 -    hFig = csViewer(strat, [], 1);
```

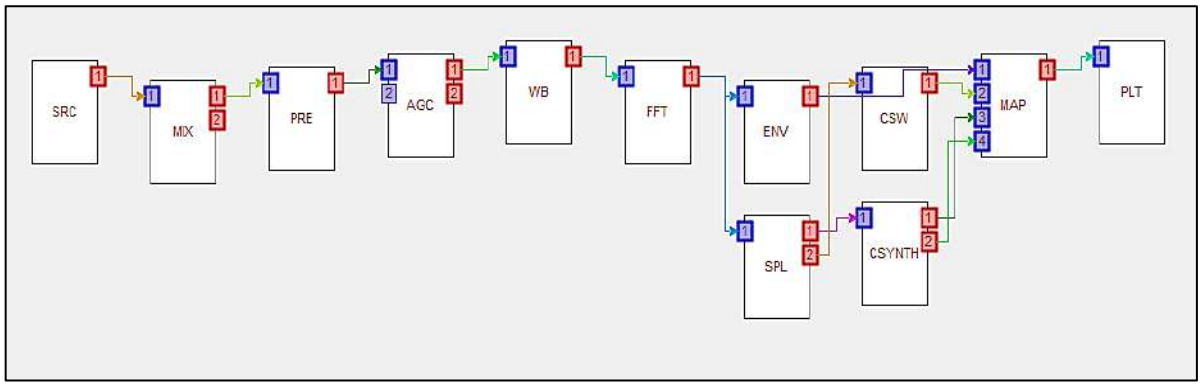


Figure III.8 Schéma des blocs de simulation**.**

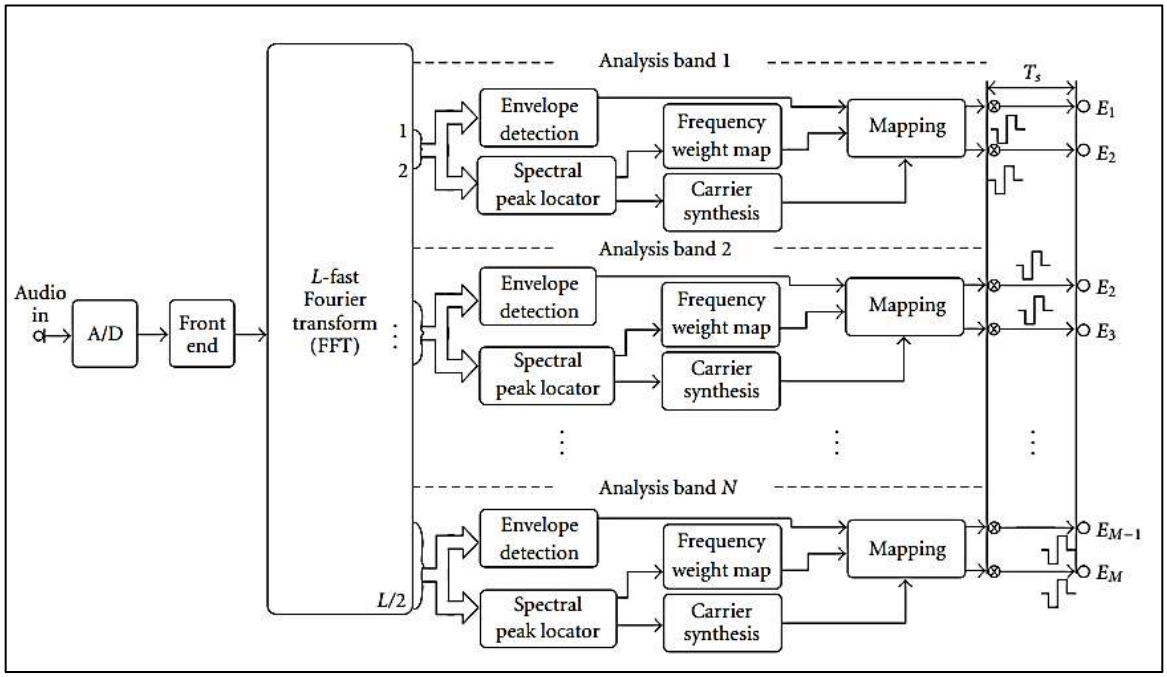


Figure III.9 Schéma fonctionnel illustrant la stratégie SpecRes.[18]

III.13 Résultat de simulation

III.13.1 Forme d'onde et spectrogramme du son original

Après l'identification de signal d'entrée, le traitement se fait sur une partie de ce signal

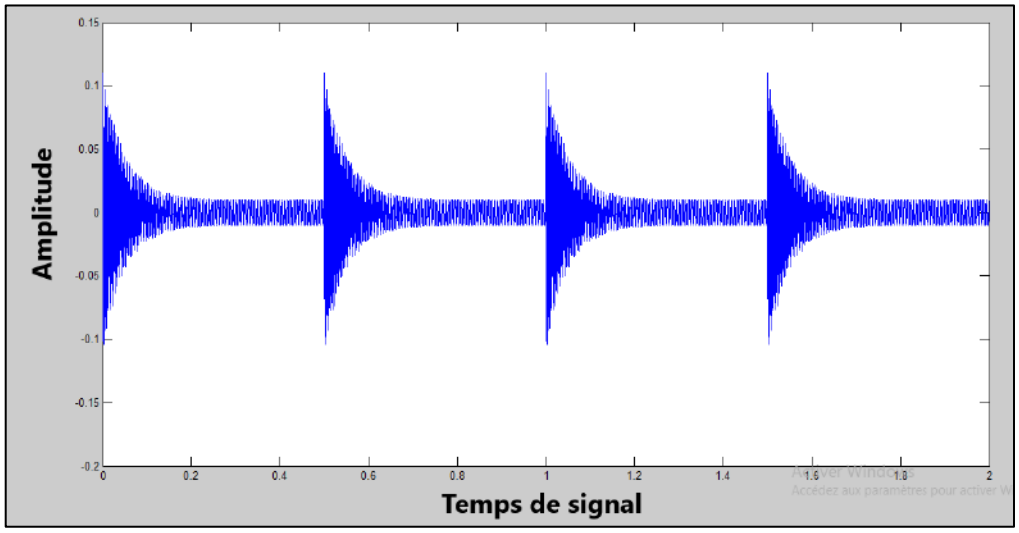


Figure III.10 Forme d'onde du son original.

En effet, la parole consiste en vibrations produites dans voie vocale. Les vibrations elles-mêmes peuvent être représentées par des formes d'ondes vocales, comme le montre la figure avec l'axe horizontal représente le temps en seconde et l'axe vertical représente les amplitudes.

Cependant, il n'est pas possible de lire les phonèmes sous forme d'onde, mais si nous analysons la forme d'onde en ses composantes de fréquence, nous obtenons un spectrogramme qui peut être déchiffré.

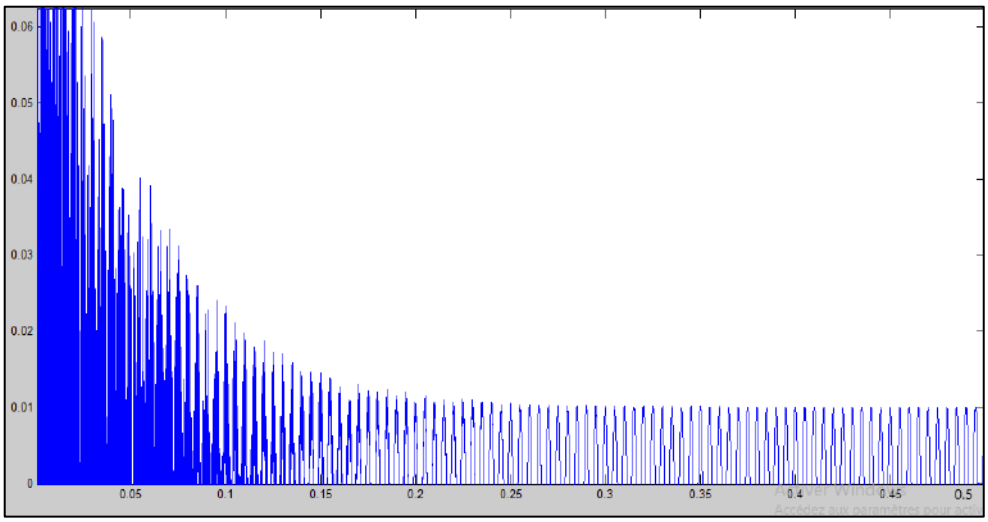


Figure III.11 Partie zoomée de la forme d'onde de signal original**.**

III.13.2 Le spectrogramme de son

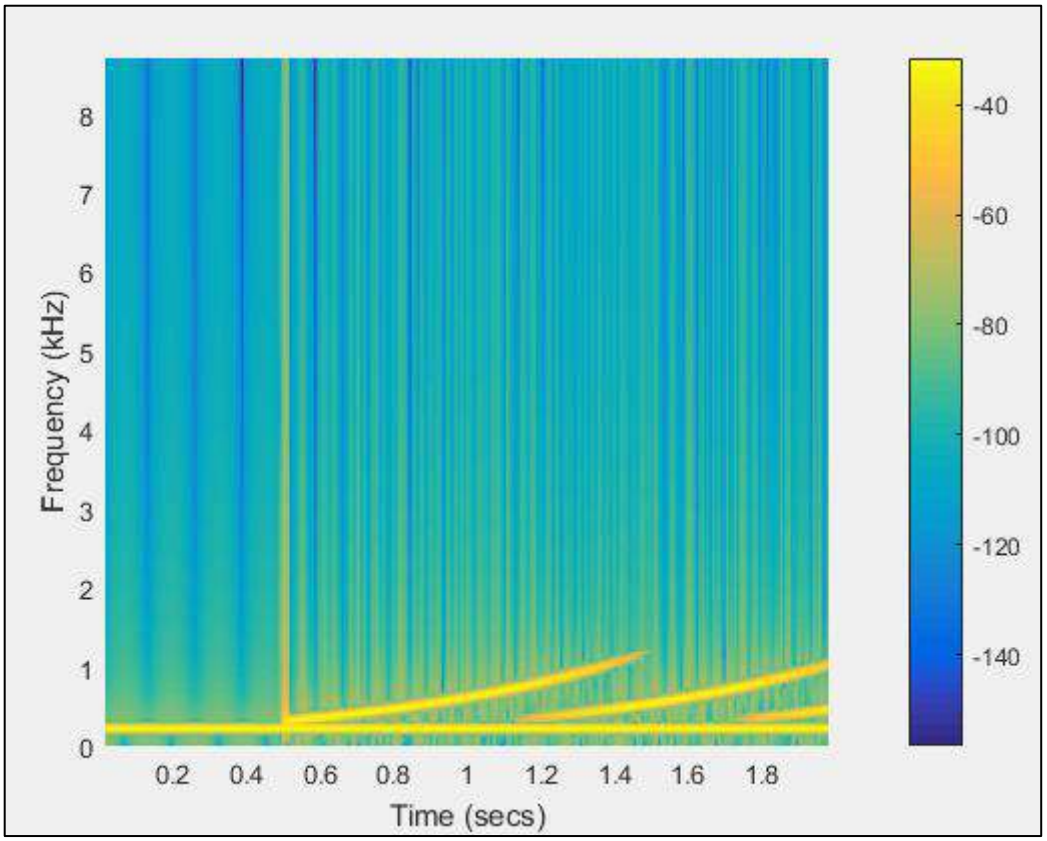


Figure III.12 Spectrogramme du signal d'entrée.

Le spectrogramme représenté à la figure montre la fréquence de la forme d'onde utilisée. L'axe vertical représente les fréquences jusqu'à 1500 Hz, l'axe horizontal montre le temps positif vers la droite, et les couleurs représentent les pics acoustiques les plus importants pour une donnée périodique, avec le rouge représentant les énergies les plus élevées, puis par ordre décroissant d'importance, orange, jaune, vert.

III.13.3 Transformée de Fourier Rapide

La transformée de Fourier rapide est un outil de calcul qui facilite l'analyse des signaux tels que l'analyse du spectre de puissance et la simulation.

Après avoir introduit le signal et obtenu la courbe correspondante dans la figure III.10, la transformer de fourrier rapide sera calculé et tracé par le bloc FFT.

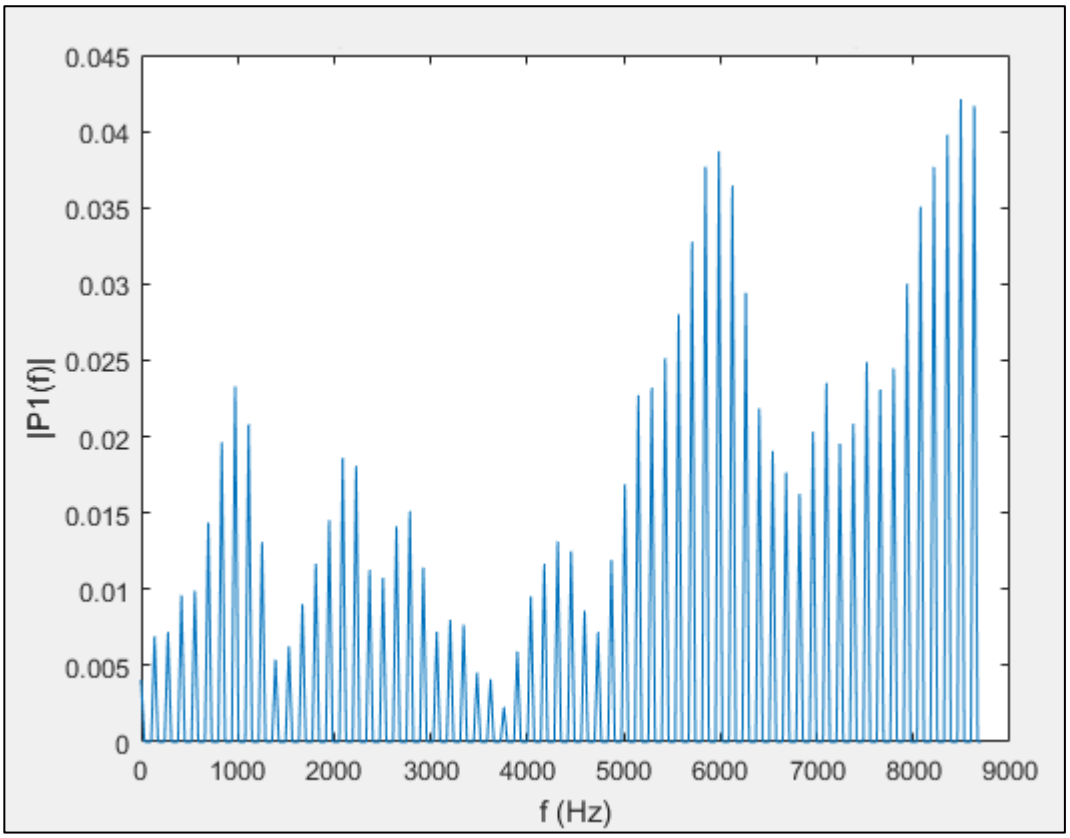


Figure III .13 Le FFT de signal sonore.

L'axe horizontal représente le nombre de point, ce nombre est obtenus par la loi de Shannon.
L'axe vertical représente les valeurs de FFT correspondant au signal.

III.13.4 Extraction de l'enveloppe

L'extraction de l'enveloppe se fait après la division de spectre FFT en sous bandes, le nombre de sous bande dépend au nombre des électrodes.
L'enveloppe est calculée par le bloc ENV à partir des valeurs maximales de chaque sous bandes.

III.13.4 Plot F120 Electrodogram Unit

PlotF120ElectrodogramUnit ('PLT') peut être ajouté à la chaîne de processus comme un bloc de traitement en le connectant à la sortie d'un F120MappingUnit. Elle crée une figure montrant un électrodogramme, c'est à dire l'excitation sur chaque électrode à travers le temps. L'axe vertical représente l'amplitude du courant émis par l'électrode respective. Notez que, pour des raisons de simplicité et de généralité, seules l'amplitude (positive) le début de chaque impulsion biphasique sont représentées pour chaque trame de stimulation, mais pas son parcours temporel complet dans la trame.

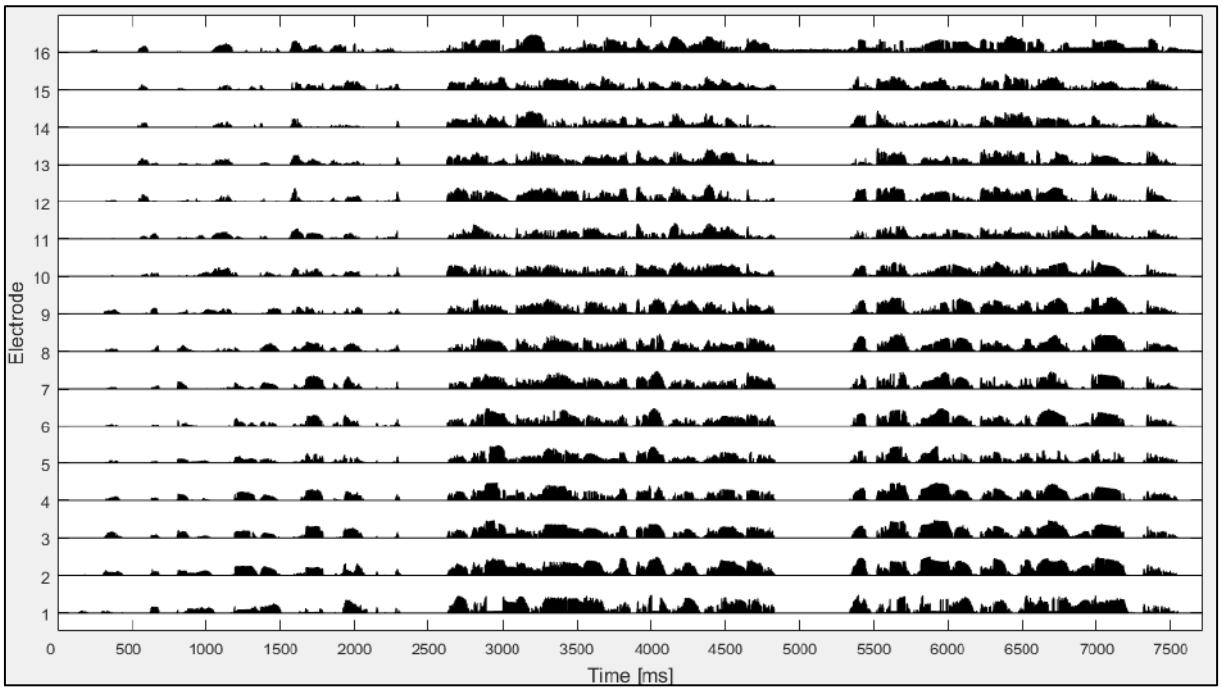


Figure III.14 L'électrodogramme de la stratégie de codage SpecRes (SPEAK).

La figure III.14 représente l'électrodogramme du son d'entrée traité avec l'implémentation de la stratégie SpecRes avec GMT.

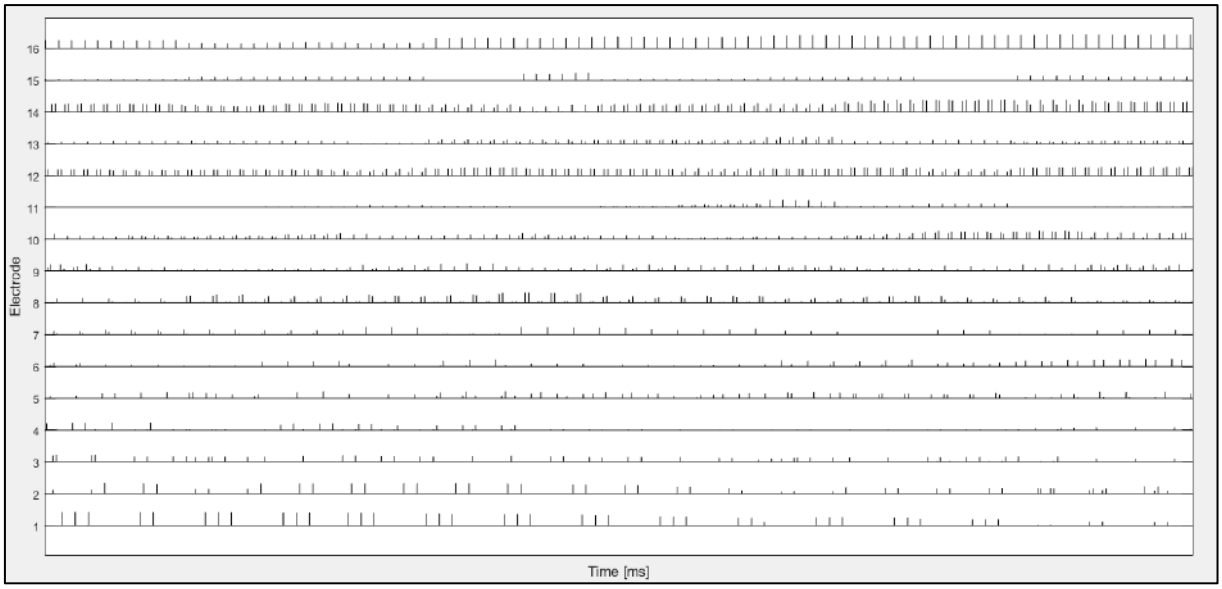


Figure III.15 Partie de l'électrodogramme zoomé situé entre 3000ms et 3500 ms.

III.14 Conclusion

Au cours de ce chapitre nous avons soigneusement expliqué la simulation en utilisant la stratégie SPEAK et nous avons atteint notre objectif principal.

Nous avons réalisé le codage à partir du logiciel Matlab, et nous avons obtenus les résultats et les graphs de simulation de chaque étape, avec une explication et une interprétation des graphs.

Conclusion générale

Conclusion générale

Grâce à les implants cochléaires, le problème de surdité est résolu et la qualité de vie s'améliore pour les personnes qui portent l'implant cochléaire.

Les systèmes d'implant cochléaire (IC) peuvent offrir de nombreux avantages tels que l'écoute de la parole, des sons environnants et de la musique. De nombreux implantés cochléaires utilisent leur système de manière tellement efficace qu'ils peuvent comprendre la parole sans lecture labiale et avoir des conversations au téléphone (fixe et mobile).

Les implants cochléaires utilisent plusieurs stratégies de codage parmi eux CIS, ACE et SPEAK, ces stratégies de traitement de l'information acoustique s'améliorent continuellement afin de fournir des informations acoustiques de plus en plus naturelles.

Les différents fabricants proposent de nombreuses possibilités de réglages des paramètres de stimulation. Ainsi, le nombre d'électrodes stimulées, la vitesse ou la fréquence de stimulation, le type de stimulation électrique utilisé (pulsatile ou analogique) peuvent être choisis de façon personnalisée pour chaque patient. Différentes catégories de stratégies de codages ont été développées.

Nous sommes choisis la stratégie SPEAK, les résultats obtenus par cette stratégie montrent que les sujets porteurs d'un implant cochléaire sont capable de percevoir plusieurs hauteurs distinctes entre deux électrodes lorsqu'elles sont stimulées simultanément.

L'objective de ce projet est de faire une représentation générale des implants cochléaires avec les différentes stratégies de codage et choisir l'une de ces stratégies et simulé par Matlab et nous avons atteint ce objective.

En conclusion, nos travaux ont permis de mieux comprendre la relation entre l'implant cochléaire et le système auditif. En premier lieu, nous avons démontré le problème de surdités et ces causes ensuite nous avons présenté l'implant cochléaire qui est la seule solution de ce problème avec ses propriétés (fonctionnement, constitutions, stratégie de codage …) et finalement nous réalisons la simulation de la stratégie SPEAK.

Bibliographie

[1] Victor Adenis .Influence des stratégies de stimulation électrique des implants cochléaires sur les réponses neuronales du cortex auditif du cobaye. Université Paris-Saclay. Introduction générale sur l'organisation des systèmes sensoriels.151p. Thèse de doctorat : Sciences de la vie et de la santé :2018.

[2] https://www.cotral.fr/blog/prevention-risques-auditifs/le-fonctionnement-de-l-oreille-humaine.html#: ~:text=L'oreille%20est%20un%20orga ne,%C3%A0%20 l'%C3%A9quilibre%20du%20corps.

[3] eduscol.education.fr/ - Ministère de l'Éducation nationale et de la Jeunesse - Septembre 2019

[4] https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=cochlee-savoir-sur-cette-partieoreille #:~:text=La%20cochl% C3%A9e%20est%2 0la%20pa rtie,vont %20produire%20un%20message%20nerveux

[5] https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=cochlee-savoir-sur-cette-partie-oreille

[6] https://www.laboratoires-unisson.com/faq/audition/quest-ce-que-la-surdite-de-perception.html

[7] https://www.oticonmedical.com/fr/hearing-and-hearing-loss#:~:text =Lorsqu'une %20partie%20du% 20chemin,perception%20et%20la%20surdit%C3%A9%20mixte.

[8] dR.chialinée diabin .le son medicine spécialiste en bio physique médicale unite des exploration ORL.EHU 1 er Novembre 1954, ORAN

[9] Florent Delcros. Les ondes sonores et leurs impacts sur la sante. Sciences pharmaceutiques. 2016. ffhal-01732071f

[10] https://destinationsante.com/implant-cochleaire-une-histoire-francaise.html

[11] http://fr.ap-hm.fr/site/orl-pediatrique/pathologies/implants-cochleaires

[12] Stéphane Gallégo et Lionel Collet .L'implant cochléaire : comment et pourquoi cela marche ?. March 2010.

[13] http://fr.ap-hm.fr/site/orl-pediatrique/pathologies/implants-cochleaires

[14] ALLANI Zhor et BELHDJER karima .étude et simulation de la stratégie de stimulation ACE pour les implants cochléaires :type des implants cochléaire université. 60 P. Tèse de Master :Systèmes intélligents et communications .Dr.YAHIA FARES DE MEDEA :2014.

[15] https://www.polycliniquedeloreille.com/conseils-sante/quest-ce-quun-implant-cochleaire

[16] ALLANI Zhor et BELHDJER karima . étude et simulation de la stratégie de stimulation ACE pour les implants cochléaires :test psychophysique . 60 P. Tèse de Master :Systèmes intélligents et communications .Dr.YAHIA FARES DE MEDEA :2014.

[17] ALLANI Zhor et BELHDJER karima . étude et simulation de la stratégie de stimulation ACE pour les implants cochléaires :réglage de l'implant cochléaire . 60 P. Tèse de Master :Systèmes intélligents et communications .Dr.YAHIA FARES DE MEDEA :2014.

[18] https://www.audioprothesiste-marseille.com/systemes-dimplants/implants-cochleaires-22#:~:text=Ce%20dispositif%20repose%20sur%20le,sons%20capt%C3%A9s%20par%20un%20microphone.

[19] Philipos C.loizou .mimicking the human ear.IEEE signal processing magazin . septembre 1998.

[20] Victor Adenis. Influence des stratégies de stimulation électrique des implants cochléaires sur les réponses neuronales du cortex auditif du cobaye..Université Paris-Saclay.fonctionnement de l'implant.150p

[21] kais GADHOUMI. mise en œuvre d'un algorithme de traitement de la parole basée sur la quantification vectorielle pour une prothèse cochléaire .les stratégie de simulation . sherbrooke (Québec)Canada.avril 2001. 79 P

[22] https://fr.mathworks.com/company/newsroom/mathworks-announces-release-2016a-of-the-matlab-and-simulink-product-families.html

[23] Generic MATLAB Toolbox v1.1Software User manual. AB ERC – For internal use only

[24] Kalyan S. Kasturi. SIGNAL PROCESSING STRATEGIES FOR BETTER MELODY RECOGNITION AND IMPROVED SPEECH UNDERSTANDING IN NOISE FOR COCHLEAR IMPLANTS. SPEAK Stratégy .
THE UNIVERSITY OF TEXAS AT DALLAS Décembre 2006. 165 p