REPUBLIQUEALGERIENNEDEMOCRATIQUEETPOPU
LAIREMINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LARECHERCHESCIENTIFIQUE

Université Dr Yahia Fares De MEDEA



Faculté de technologie
Mémoire de fin d'études de master

Département : Génie électrique
Spécialité: Systèmes Des Télécommunications
Projet de Fin d'Etudes

THEME

# Conception d'un vocodeur pour implants cochléaires basé sur une porteuse d'enveloppe gaussienne


**Proposé et dirigé par:**

- **Mr.**ESSAID BILAL

**Préparé et présenté par :**

- **Melle.**LADJELATE NIHAD
- **Melle.**OULDKHAOUA WISSEM


**Promotion 2023**

# Remerciement

Merci à dieu le tout puissant et le tout miséricordieux pour nous avoir donné la santé, la volonté et le courage sans les quels ce travail n'aurait pas été réalisé.
Nous souhaitant adresser nos remerciements les plus sincères aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire.
Ces remerciements vont tout d'abord au corps professoral et administratif du département de **génie électrique** pour la richesse et la qualité de leurs enseignements et qui déploient de grands efforts pour assurer à leurs étudiants une formation actualisée.
Nous tenons à remercier sincèrement **Mr.ESSAID BILAL** qui, en tant qu'encadrant de mémoire, il a toujours montré l'écoute et la disponibilité tout au long de la réalisation de ce mémoire, ainsi pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'il a bien voulu nous consacrer pour que ce mémoire voit le jour.
Je tiens également à remercier les membres du jury, pour l'honneur qu'ils j'accordé, en acceptant de juger mon travail.
On n'oublie pas nos parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience.
Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours encouragés au cours de la réalisation de ce mémoire.



***Merci à toutes et à tous.***

# Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

À celle qui est toujours à côté de mon cœur, à celle qui m'apprit le vrai Sens de la vie, à celle qui n'a hésité aucun moment à m'encouragée **ma chère mère**.

À celui qui m'a toujours appris comment réfléchir avant d'agir, à celui qui m'a soutenu tout au long de ma vie scolaire, à celui qui n'a jamais épargné un effort pour mon bien, **mon cher père**.

À mes sœurs : '**Feriel** et **Khadidja'** à mes frères'**Yasser** et **Yacine'**Leur soutien moral.

À mon fiancé '**Tarek'**qui m'encouragée toute la durée de cette mémoire

À ma moitié qui je l'aime trop ma binôme '**Ladjelate nihad'**.
À tous mes amis les plus sincères.

À tous les enseignants et étudiants de département électrique. Atous mes collègues Et bien sûr a Mes deux famille « **Ouldkhaoua** et **Chaibi** » et à tous ceux que me connaît.



***OULDKHAOUA WISSEM***

# Dédicace

Grace à Dieu le tout puissant, j'ai achevé la réalisation de ce modeste travail que je tien très chaleureusement à le dédier à :

**Ma mère** pour son amour, son soutien, et ses précieux conseils, Tu as toujours été pour moi une source d'inspiration et de bonheur.

**Mon père** pour ses conseils, sa rigueur dans mon éducation, son amour du travail bien fait, son honnêteté, et tous les sacrifices consentis pour mon éducation.

Merci pour ce que vous avez fait pour moi, Que dieu vous procure bonne santé et longue vie.

À Mon chère frère '**Sidali'** et mes précieuses sœurs '**Ahlem et Fahima'** et son mari **'Halim'** qui ont fourni aide et soutien moral indéfectible tout au long de ce travail.

À ma chérie qui je l'aime trop ma binôme '**Ouldkhaoua wissem'**.

Un dédicace tout particulier à ma super promotion de Master système de télécommunication un par un. Et à Mes deux familles « **Ladjelate** et **Taraoui** » et à toutes les personnes que j'aime.



***LADJELATE NIHAD***

**ملخص:**

تقدم هذه الأطروحة دراسة متعمقة للمفاهيم الأساسية المتعلقة بالسمع ، وغرسات القوقعة الصناعية والمشفرات الصوتية ، بهدف تحسين فهمنا في هذا المجال. تدرس الأطروحة الآليات الفسيولوجية للسمع ، وغرسات القوقعة الصناعية كحل للصمم ، والمشفرات الصوتية المستخدمة لمحاكاة هذه الغرسات ، مع التركيز على إستراتيجية التحفيز ACE.يتم إيلاء اهتمام خاص لمحاكاة مشفر صوتي باستخدام ناقل محاط بموجة غاوسية ، والتي تختلف عن الطرق التقليدية باستخدام إشارة جيبية أو ضوضاء. يتيح لنا هذا النهج المبتكر تعميق فهمنا لمبادئ التحفيز وتأثيرها على الإدراك الصوتي لدى متلقي غرسة القوقعة الصناعية

الكلمات المفتاحية : غرسات القوقعة الصناعية ، مشفر صوتي ، إستراتيجية تحفيز، حاملة مغلفة بموجة غاوسية

**Résumé :**

Ce mémoire présente une étude approfondie des concepts clés liés à l'audition, aux implants cochléaires et aux vocodeurs, avec pour objectif d'améliorer notre compréhension dans ce domaine. Le mémoire examine les mécanismes physiologiques de l'audition, les implants cochléaires en tant que solution pour la surdité, ainsi que les vocodeurs utilisés pour simuler ces implants, en mettant l'accent sur la stratégie de stimulation ACE. Une attention particulière est accordée à la simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse enveloppée par une onde gaussienne, ce qui diffère des méthodes conventionnelles utilisant une sinusoïde ou un signal de bruit. Cette approche novatrice permet d'approfondir notre compréhension des principes de stimulation et de leur influence sur la perception sonore chez les porteurs d'implants cochléaires.

**MOT CLÉS :** Implants Cochléaires, Vocodeurs, Stratégie De Stimulation ACE, Une Porteuse Enveloppée Par Une Onde Gaussienne

**Abstract :**

This memory is presents an in-depth study of key concepts related to hearing, cochlear implants and vocoders, with the aim of improving our understanding in this field. The thesis examines the physiological mechanisms of hearing, cochlear implants as a solution for deafness, and the vocoders used to simulate these implants, with an emphasis on the ACE stimulation strategy. Particular attention is given to the simulation of avocoder using a carrier enveloped by a Gaussian wave, which differs from conventional methods using a sinusoid or a noise signal. This innovative approach allows us to deep en our understanding of the principles of stimulation and their influence on sound perception in cochlear implant recipients.

**KEYWORDS:** COCHLEAR IMPLANTS, VOCODERS, ACE STIMULATION STRATEGY, A CARRIER ENVELOPED BY A GAUSSIANWAVE

# *Sommaire*

# Sommaire

**Liste des figures** ..... **I**

**Liste des acronymes** ..... **III**

**Introduction générale** ..... 01

**Chapitre I: L'oreille, la surdité et les implants cochléaires.**

**I.1. Introduction** ..... 02

**I.2. Le son** ..... 02

I.2.1. Son pur ..... 02

I.2.2. Son musical ..... 02

I.2.3. Bruit ..... 02

**I.3. Structure de l'oreille** ..... 03

I.3.1. L'oreille externe ..... 04

I.3.2. L'oreille moyenne ..... 04

I.3.3. L'oreille interne ..... 04

**I.4. L'organe de Corti** ..... 06

**I.5. Propagation des ondes sonores** ..... 07

**I.6. La Perte Auditive** ..... 10

I.6.1. L'audiogramme ..... 10

I.6.2. Surdité de Transmission ..... 11

I.6.3. Surdité Neurosensorielle ..... 11

I.6.4. Surdité Mixte ..... 11

I.6.5. Surdité Rétro-cochléaire ..... 12

**I.7. Les Implants Cochléaires** ..... 12

**I.8. Les composants de l'implant cochléaire** ..... 13

I.8.1. La partie externe (ou processeur externe) ..... 13

I.8.2. La partie interne ..... 13

**I.9. Le fonctionnement de l'implant cochléaire** ..... 14

**I.10. Les limites de l'implant cochléaire** ..... 16

**I.11. Conclusion** ..... 17

**Chapitre II: Les stratégies de stimulation cochléaires et les vocodeurs.**

**II.1. Introduction** ..... 18

**II.2. Les stratégies de codage de l'implant** ..... 18

**II.2.1 Stratégies d'extraction des formants** ..... 18

II.2.1.1 La stratégie Multi-peak ou MPEAK ..... 19

II.2.1.2 La stratégie SMSP (Spectral Maxima Sound Processor) ..... 20

**II.2.2. Stratégies favorisant la représentation fréquentielle** ..... 20

II.2.2.1. La stratégie SPEAK (Spectral Peak Strategy) ..... 20

**II.2.3. Stratégies favorisant la représentation temporelle** ..... 21

II.2.3.1. La stratégie CIS (Continuous Interleaved Sampling) ..... 21

II.2.3.2. La stratégie ACE (Advanced combination encoder ) ..... 22

II.2.3.3. La stratégie SAS (Simultaneus Analogue Stimulation) ..... 23

**II.2.4. La stratégie «hybrid »** ..... 23

II.2.4.1. PPS (Paired Pulsatile Stimulation) ..... 23

**II.2.5. Stratégie basé sur l'extraction de caractéristique de la parole .....**24

II.2.5.1. Le«wearable speech processor »de Nucleus.....24

II.2.5.2Le MSP « Mini Speech Processor» .....25

**II.3. Les Vocodeurs des implants cochléaires .....**26

**II.4. Conclusion.....** 27

**Chapitre III: Simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne**

**III.1. Introduction.....**29

**III.2. Présentation du logiciel de simulation.....** 29

**III.3. Présentation de la théorie du vocodeur simulée.....**30

III.3.1 Le vocodeur GET .....30

III.3.2. Théorie de GET .....30

III.3.3. Les vocodeurs conventionnels.....32

**III.4. Simulation du vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne.....**33

III.4.1. Chargement d'un signal d'entrée.....34

III.4.2. Génération des filtres passe-bandes.....34

III.4.3. L'extraction d'enveloppe.....36

III.4.4. La compression.....38

III.4.5. Mapping.....39

III.4.6. Génération de l'enveloppe gaussienne .....41

III.4.7. Modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse sinusoïdale.....42

III.4.8. Modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse bruit .....46

**III.5. Conclusion .....** 48

**Conclusion générale**..... 49

**Références bibliographiques**.....51

# Liste Des Figures

## Chapitre I. L'oreille, la surdité et les implants cochléaires

Figure I.1: Différence entre un son pur, musical et bruit……..3

Figure I.2 : Anatomie d'oreille…….....4

Figure I.3 : L'oreille interne……....5

Figure I.4 : Composantes du nerfvestibulo-cochleaire……..6

Figure I.5 : Grossissement de l'organe de Corti…….7

Figure I.6 : Evénements conduisant à la stimulation des récepteurs auditifs……...7

Figure I.7 : Tonotopie passive d'après Békésy (prix Nobel en 1961) …….9

Figure I.8 : Audiogramme……10

Figure I.9 : Les composants de L'implant cochléaire……..14

Figure I.10 : Avantages d'implant cochléaire……...17

## Chapitre II. Les stratégies de stimulation cochléaires et les vocodeurs

Figure II.1 : Schéma bloc de la Stratégie multi-pics (MPEAK)……...…20

Figure II.2 : Schéma bloc de la Stratégie SPEAK…….....21

Figure II.3 : Schéma bloc de la stratégie CIS…….....22

Figure II.4 : schémas bloc de la stratégie ACE…….....23

Figure II.5 : Organigramme de la stratégie de stimulation hybride….....24

Figure II.6 : Algorithme basé sur l'extraction de caractéristique de la parole……...25

Figure II.7 : Test de la parole dans le calme avec différentes stratégies……...26

Figure II.8 : Schéma de Principe d'un vocodeur d'implants cochléaires…….....…27

**Chapitre III: Simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne**

Figure III.1 : la forme d'onde d'une impulsion de tonalité de forme gaussienne……32

Figure III.2 : Le schéma bloc d'un vocodeur conventionnel……33

Figure III.3 : vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne……34

Figure III.4 : Le signal d'entrée……...……35

Figure III.5 : Les trois signaux d'analyse……..…36

Figure III.6 : Les trois signaux d'extraction d'enveloppe……38

Figure III.7 : Electrodogramme de la stratégie ACE……40

Figure III.8 : Electrodogramme agrandide la stratégie ACE……41

Figure III.9 : l'enveloppe Gaussienne……..42

Figure III.10 : Le train d'impulsions Gaussiennes……...43

Figure III.11 : La porteuse sinusoidale……44

Figure III.12 : La porteuse sinusoïdale d'enveloppe Gaussienne……45

Figure III.13 : signal vocodé en utilisantune porteuse sinusoïdale d'enveloppe……46

Figure III.14 : signal vocodé en utilisantune porteuse bruit d'enveloppe Gaussienne……...47

## Liste des Acronymes :

**ACE** : Advenced Combination Encoder

**CCE** : Cellules Ciliées Externes

**CCI** : Cellules Ciliées Internes

**CIS** : Continuous Interleaved Sampling

**dB** : décibel

**FFT**: Fast Fourier Transform

**GET** : Gaussian-Enveloped-Tone

**Hz** : Hertz

**IC** : Implant Cochléaire

**MPEAK** : Multi-Peak

**MSP** : Mini Speech Processor

**PPS** : Paired Pulsatile Stimulation

**pps** : pulses per second

**SMSP** : Spectral Maxima Sound Processor

**SPEAK** : Spectral Peak Strategy

**SAS** : Simultaneus Analogue Stimulation

**WSP** : Wearable Sspeech Processor

# *Introduction Générale*

## Introduction générale

Depuis plusieurs années L'implant cochléaire a été développé et commercialisé avec un succès indéniable, Où il a changé la vie de milliers de personnes souffrant de surdité sévère.
Le principe du fonctionnement de l'implant consiste à capter un signal sonore et à le transmettre sous forme d'impulsions au nerf auditif par l'intermédiaire des électrodes, suite à une stimulation électrique suivant la stratégie de codage. Plusieurs stratégies de codage existent, qui sont différer par des cadences de stimulation, extraction de pics.... où les stratégies les plus utilisées dans les implants commercialisés utilisent un banc de filtres pour l'extraction des signaux de stimulation. [1]

La conception d'un vocodeur pour implants cochléaires basé sur une porteuse d'enveloppe gaussienne constitue l'un des domaines de recherche importants dans le domaine de l'audiologie et de la technologie des implants cochléaires. Ce vocodeur vise à améliorer la qualité de la perception auditive chez les personnes connues de surdité profonde ou sévère, en fournissant une représentation précise des signaux sonore.

Nous avons décomposé ce mémoire sur trois chapitres organisés comme suit :

Dans le premier chapitre de ce mémoire, nous concentrons sur l'oreille, la surdité et les implants cochléaires. Notre objectif est d'explorer les concepts fondamentaux liés à l'audition, de mettre en évidence le rôle essentiel de l'oreille dans la perception du son, et d'examiner les différents types de pertes auditives auxquelles les individus peuvent être confrontés. De plus, nous présentons les implants cochléaires en tant que solution technologique prometteuse pour les personnes souffrant de surdité profonde ou sévère.

Dans le deuxième chapitre, nous concentrerons sur les stratégies de stimulation cochléaires et les vocodeurs utilisés dans les implants cochléaires. Nous examinerons différentes stratégies de codage telles que la stratégie Multi-peak (MPEAK), la stratégie Spectral Maxima Sound Processor (SMSP), la stratégie Spectral Peak (SPEAK), la stratégie Continuous InterleavedSampling (CIS), la stratégie Advanced Combination Encoder (ACE), la stratégie Simultaneous Analogue Stimulation (SAS) et la stratégie "hybrid". Nous aborderons également les vocodeurs utilisés dans les implants cochléaires, qui sont des dispositifs essentiels pour traduire les signaux sonores en signaux électriques compréhensibles par le cerveau.

Dans le troisième chapitre, nous concentrerons sur la simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne. Nous présenterons la théorie et les algorithmes du vocodeur, en expliquant en détail le vocodeur GET (Gaussian Envelope Transform) et la théorie qui le sous-tend. Nous décrirons également la partie simulatrice, en présentant les différentes étapes de génération du signal d'entrée, des filtres passe-bande, de l'extraction d'enveloppe, de la compression, du mapping, de la génération des impulsions de stimulation de la stratégie ACE, de la génération de l'enveloppe gaussienne et de la modulation de cette enveloppe avec une porteuse.

Enfin, nous allons clôturer ce mémoire avec une conclusion générale.

# Chapitre 01

## *L'oreille, la surdité et les implants cochléaires*

## I.1. Introduction

L'audition est un sens essentiel qui joue un rôle fondamental dans la communication et l'interaction humaine. Cependant, de nombreuses personnes dans le monde souffrent de différents degrés de surdité, ce qui a un impact significatif sur leur qualité de vie. Heureusement, les avancées technologiques dans le domaine de l'audiologie ont permis le développement d'une solution révolutionnaire : les implants cochléaires.

Ce chapitre se penche sur l'audition et l'oreille en tant que système complexe, en mettant l'accent sur les mécanismes sous-jacents de l'audition, les causes de la surdité et nous nous concentrerons sur les implants cochléaires, des dispositifs médicaux innovants qui offrent une solution prometteuse aux personnes atteintes de surdité sévère à profonde. Nous examinerons le fonctionnement de ces implants, Nous discuterons également des avantages et des limites des implants cochléaires.

## I.2. Le son [2]

Le son peut être défini comme représentant la partie audible du spectre des vibrations acoustiques, de même que la lumière se définit comme la partie visible du spectre des vibrations électromagnétiques. L'audition prend essentiellement en compte deux paramètres des vibrations acoustiques: la fréquence ou nombre de vibrations par seconde (Hertz = Hz) qui définit les sons aigus et graves, et l'intensité ou amplitude de la vibration (décibel = dB) qui définit les sons forts ou faibles.

**I.2.1. Son pur:** la vibration est caractérisée par une seule fréquence. (p=période, t=temps, i=intensité)

**I.2.2. Son musical:** à la même fréquence fondamentale que le son pur ci-dessus s'ajoutent des harmoniques (fréquences plus aiguës, multiples entiers de la fréquence fondamentale) qui caractérisent le timbre de l'instrument ou de la voix.

**I.2.3. Bruit:** pas de fréquence caractéristique.

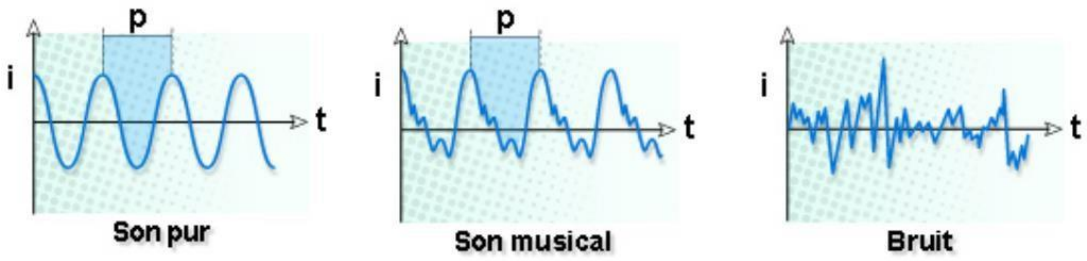



**Figure I.1 :** Différence entre un son pur, musical et bruit

L'oreille humaine perçoit des fréquences comprises entre 20 Hz (fréquence la plus grave) et 20000 Hz (fréquence perçue la plus aiguë) mais elle est surtout sensible aux fréquences de 1000 à 4000 Hz Par anthropomorphisme, nous qualifions d'infrasons toute fréquence inférieure à 20 Hz. De même, nous qualifions d'ultrasons tout ce qui est au-delà de 20 kHz. Le seuil auditif, c'est-à-dire le point où le silence est rompu par un bruit audible est de 0 dB chez le jeune adulte. Un son devient gênant à 120 dB et il devient douloureux à 140 dB environ.

## I.3. Structure de l'oreille : [3]

L'oreille est un organe pair et symétrique ; l'organe de l'audition et de l'équilibration Elle est formée de 03 parties :

### I.3.1. L'oreille externe.

### I.3.2. L'oreille moyenne.

### I.3.3.L'oreille interne.

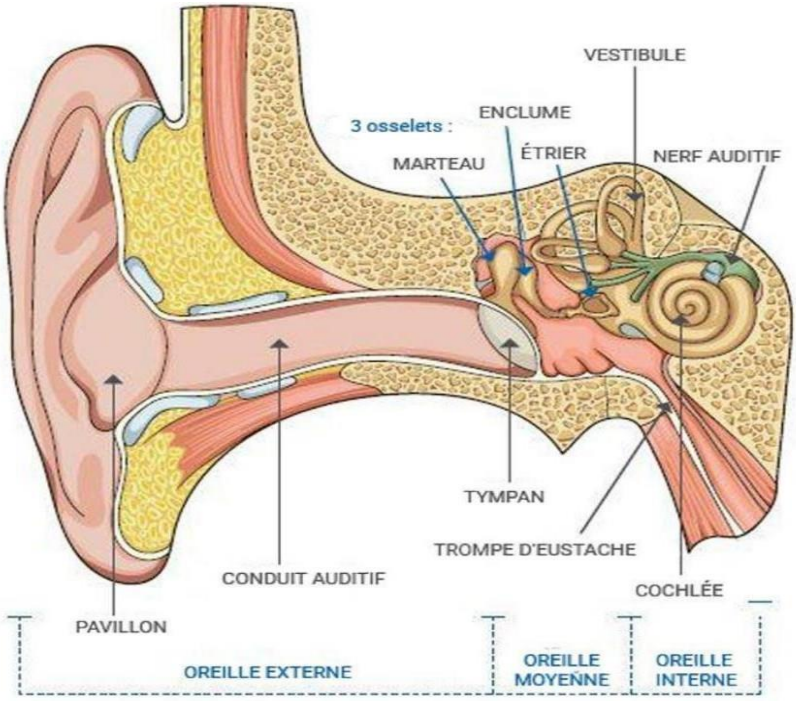



**Figure I.2 :** Anatomie de l'oreille **[3]**

**I.3.1. L'oreille externe :** se comporte comme une antenne acoustique : le pavillon (associé au volume crânien) diffracte les ondes, le conduit auditif externe joue un rôle de résonateur.

**I.3.2. L'oreille moyenne :** transmet l'énergie acoustique du tympan à l'oreille interne, en réalisant une adaptation d'impédance entre un milieu aérien et un milieu liquidien.C'est un amplificateur de pression, de cette manière elle « récupère » l'énergie acoustique disponible dans le milieu aérien et augmente l'amplitude des stimuli mécano-acoustiques dans l'oreille interne.

**I.3.3. L'oreille interne :** est formée d'un système complexe de canaux. Du point de vue structural, elle comprend deux parties principales : le labyrinthe osseux qui contient le labyrinthe membraneux. [1]

Le labyrinthe osseux est une série de cavités creusées dans le rocher de l'os temporal. On peut le subdiviser en 3 régions : Les canaux semi-circulaires et le vestibule, qui contiennent tous deux les récepteurs de l'équilibre, et la cochlée, qui renferment les récepteurs de l'audition (Figure I.3).

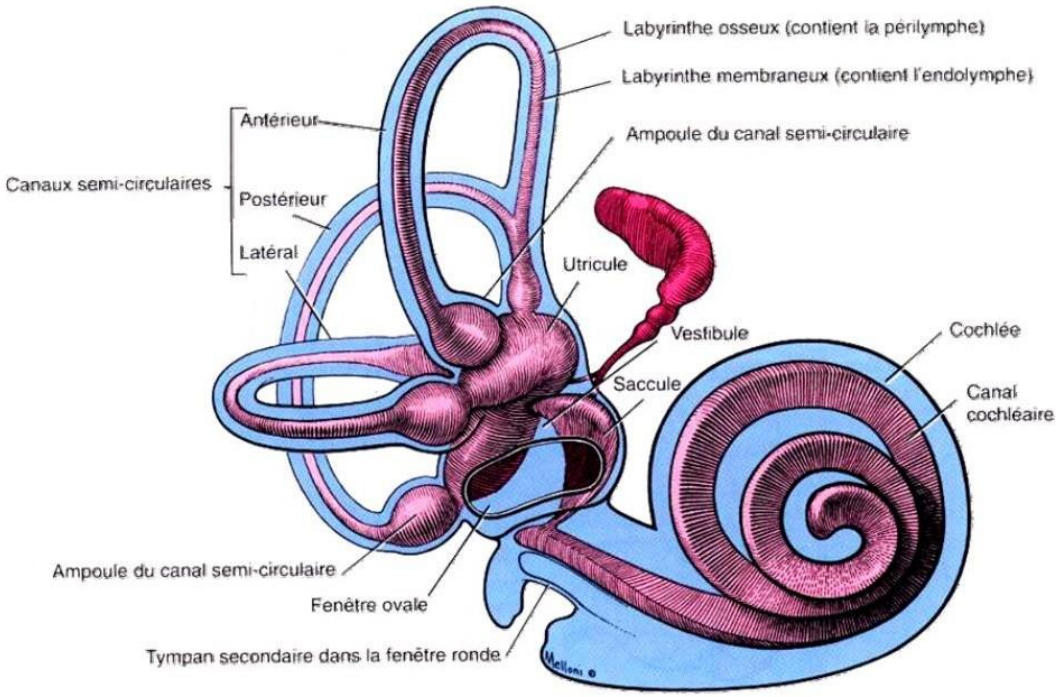



**Figure I.3 :** L'oreille interne **[2]**

La cochlée est un canal osseux en forme de spirale qui effectue 3 tours autour d'un pilier osseux central. Le tube cochléaire apparaît divisé en trois canaux, la rampe vestibulaire, la rampe tympanique et la rampe médiane ou canal cochléaire qui garde la même disposition spatiale le long de l'enroulement. La rampe vestibulaire débouche sur la fenêtre ovale et la rampe tympanique débouche sur la fenêtre ronde. Ces deux rampes sont remplies de périlymphe chimiquement semblable au liquide cérébrospinal. Le canal cochléaire contient un liquide appelé l'endolymphe, dont la composition chimique est semblable à celle du liquide intracellulaire.

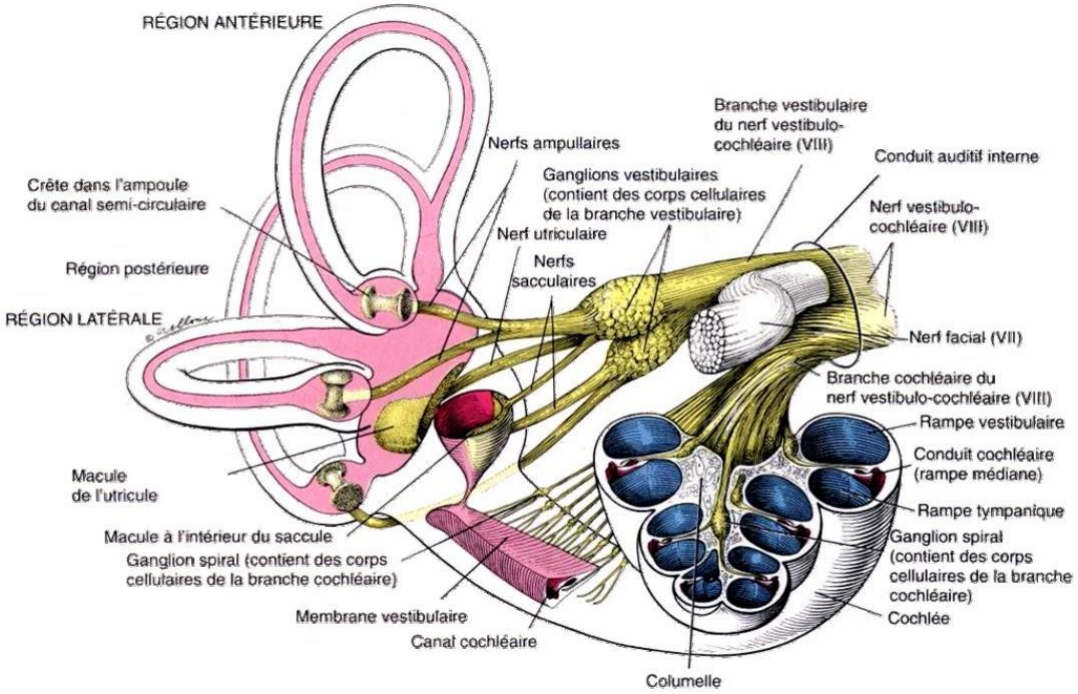



**Figure I.4 :** Composantes du nerf vestibulo-cochleaire **[2]**

## I.4. L'organe de Corti :[2]

L'organe de Corti, l'organe de l'audition, repose sur la membrane basilaire. C'est un organe spiralé formé d'un feuillet enroulé de cellules épithéliales, qui comprend des cellules de soutien et 16000 cellules ciliées environ, les récepteurs sensoriels de l'audition. Il existe deux groupes de cellules ciliées. Les cellules ciliées internes se trouvent en position médiale, sur une seule rangée, et s'étendent sur toute la longueur de la cochlée. Les cellules ciliées externes sont disposées sur plusieurs rangées. L'extrémité apicale des cellules ciliées est pourvue de longs prolongements ciliaires qui pénètrent dans l'endolymphe du canal cochléaire. La base des cellules fait synapse avec les fibres de la branche cochléaire du nerf vestibulo-cochléaire (nerf crânien VIII). Une membrane gélatineuse fragile et souple, la membrane tectoriale, se projettent au dessus des cellules sensorielles ciliées de l'organe de Corti avec lesquelles elles entrent en contact.

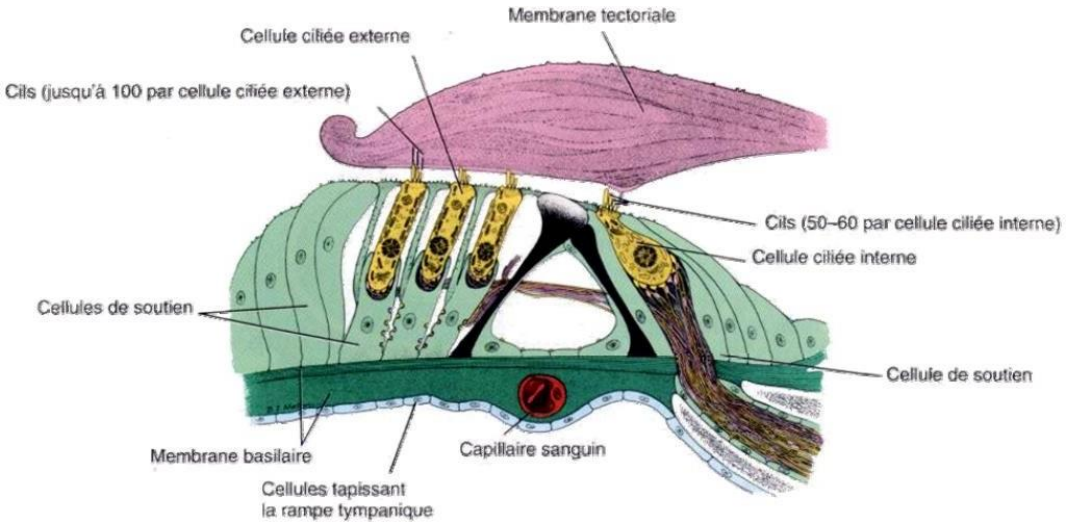



**Figure I.5 :** Grossissement de l'organe de Corti**[2]**

## I.5. Propagation des ondes sonores : [2]

Cette figure présente le processus par lequel les récepteurs auditifs sont stimulés, en décrivant les étapes clés des événements intégrés dans la perception du son.

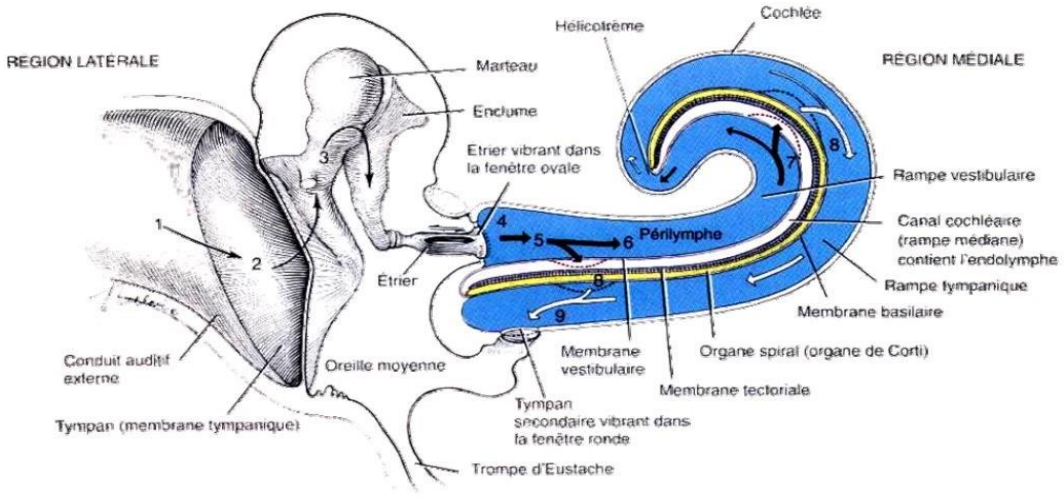



**Figure I.6:**Événements conduisant à la stimulation des récepteurs auditifs **[2]**

1. Le pavillon dirige les ondes sonores dans le conduit auditif externe.
2. Lorsque les ondes sonores frappent la membrane tympanique (tympan), la compression et la décompression en alternance de l'air font vibrer la membrane d'avant en arrière.

L'amplitude du mouvement de la membrane est toujours très faible et dépend de la fréquence et de la force des ondes sonores qui la frappent. La membrane vibre lentement sous l'effet de sons de faible fréquence et elle vibre rapidement en réponse à des sons de haute fréquence.

3. La région centrale de la membrane tympanique est reliée au marteau qui se met à vibrer. Les variations sont ensuite transférées à l'enclume puis à l'étrier.
4. Le mouvement d'avant en arrière de l'étrier pousse la membrane de la fenêtre ovale vers l'intérieur et vers l'extérieur.
5. Le mouvement de la fenêtre ovale engendre des ondes hydrauliques dans la périlymphe de la cochlée.
6. Lorsqu'elle bombe vers l'intérieur, la fenêtre ovale provoque le déplacement de la périlymphe de la rampe vestibulaire, les ondes hydrauliques se propagent le long de cette rampe jusqu'au liquide de la rampe tympanique et finalement vers la fenêtre ronde, ce qui la fait bomber, vers l'extérieur, du côté de l'oreille moyenne.
7. Comme les ondes hydrauliques déforment les parois de la rampe vestibulaire et de la rampe tympanique, elles provoquent également le déplacement de la membrane vestibulaire d'avant en arrière. Par conséquent la pression dans l'endolymphe à l'intérieur du canal cochléaire augmente et diminue.
8. Les variations de pression de l'endolymphe déplacent légèrement la membrane basilaire de l'organe de Corti. Le fonctionnement de l'organe de Corti, pour un son de faible intensité peut schématiquement se résumer en 5 phases:
    - Les vibrations sonores transmises à la périlymphe font onduler la membrane basilaire vers le haut et le bas. La tonotopie passive mobilise la membrane basilaire de la base (sons aigus) à l'apex (sons graves) de la cochlée (figure I.7).
    - Les stéréocils CCE, implantés dans la membrane tectoriale sont déplacés horizontalement: lorsque la membrane basilaire s'élève, les cils sont basculés vers l'extérieur et la CCE est dépolarisée (entrée des ions K+).
    - Les CCE excitées (dépolarisées) se contractent (électromotilité). Du fait du

couplage étroit entre CCE, membrane basilaire et lame réticulaire, ce mécanisme actif fournit de l'énergie amplifiant la vibration initiale ; en même temps il joue un rôle de filtre sélectif (tonotopie active).

- La CCI est excitée, probablement par un contact direct avec la bande de Hensen de la membrane tectoriale.
- La synapse entre CCI et fibre du nerf auditif est activée et un message est envoyé au cerveau.

9. Les changements de pression dans la rampe tympanique repoussent la fenêtre ronde vers l'oreille moyenne.

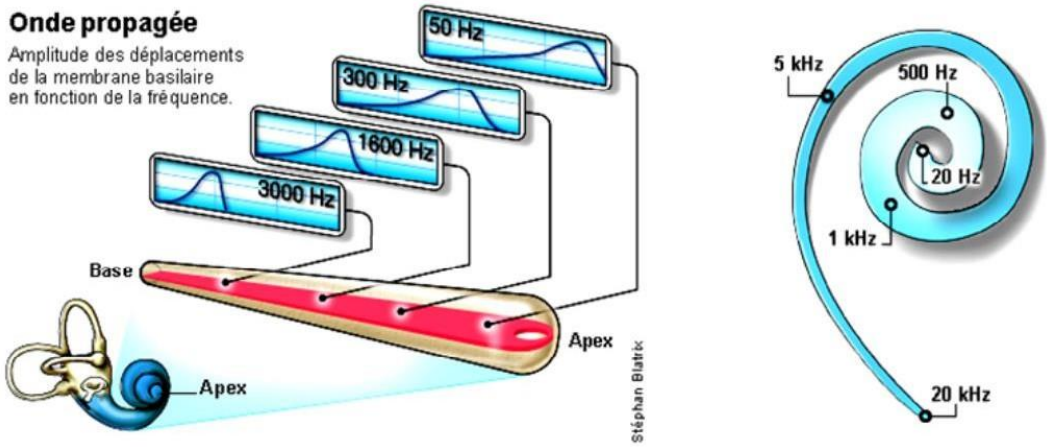



**Figure I.7 :** Tonotopie passive d'après Békésy (prix Nobel en 1961) **[2]**

Les ondes sonores de fréquences variées entraînent certaines régions de la membrane basilaire à vibrer plus que d'autre. La membrane basilaire est plus étroite mais plus rigide à la base de la cochlée, les sons de haute fréquence induisent des vibrations maximales dans cette région. Vers l'apex de la cochlée, la membrane basilaire est plus large mais plus flexible, les sons de basse fréquence entraînent une vibration maximale de la membrane basilaire dans cette région.

L'intensité du son est déterminée par l'intensité des ondes sonores. Les ondes sonores très intenses causent une plus grande vibration de la membrane basilaire, ce qui entraîne une augmentation de la fréquence des influx nerveux qui atteignent l'encéphale. Il est possible qu'un plus grand nombre de cellules ciliées soient également stimulées par des sons plus forts.

## I.6. La Perte Auditive : [4]

### I.6.1. L'audiogramme:

Un audiogramme est un graphique qui illustre les capacités auditives d'une personne, c'est la mesure de la perte auditive pour chaque oreille. Dans l'audiogramme ci-dessous, les chiffres de la partie supérieure représentent les fréquences allant de 125 à 8000 Hz.

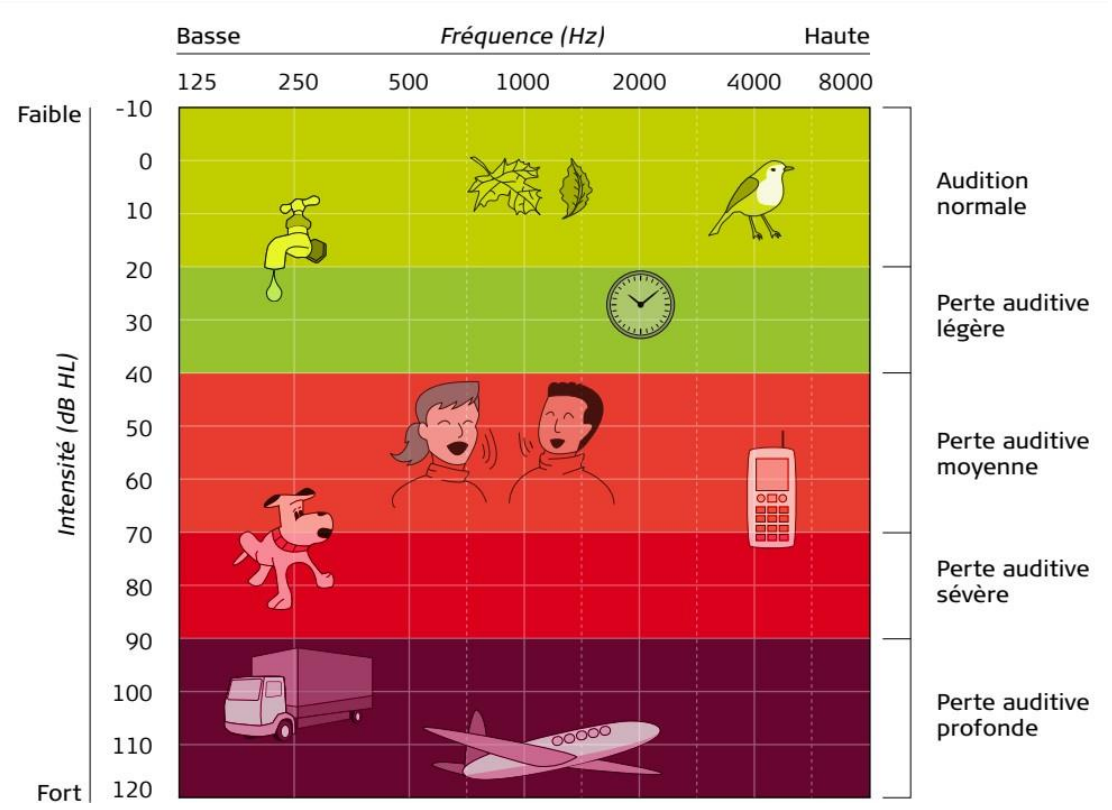



**Figure I.8 :** Audiogramme **[4]**

La fréquence est exprimée en cycles par seconde, ou Hertz. Plus la fréquence est élevée, plus le son est aigu. Par exemple, le son d'un robinet qui goutte est aux alentours de 250 Hertz (Hz), tandis que le son aigu d'une sonnerie de téléphone est d'environ 8000 Hz.

Le volume des sons (intensité) est mesuré en unités appelées décibel. Le zéro décibel (0 dB) ne veut pas dire « pas de son ».Il est juste très faible. Le niveau de la voix conversationnelle est autour de 55 dB. Un son à 120 dB est extrêmement fort, aussi fort que lorsque vous êtes à 25 m d'un avion en phase de décollage. Les chiffres, à la verticale de l'audiogramme, représentent

des intensités en décibel.

Lors d'une audiométrie (test de l'audition), l'audiologiste fait entendre au sujet des sons d'une fréquence donnée. Pour chaque fréquence testée, le volume le plus faible que la personne peut entendre est indiqué sur l'audiogramme à la fréquence et à l'intensité correspondante. On l'appelle le « Seuil Auditif ». Votre audiogramme est une « image » de votre audition. Il indique de combien votre audition varie de la norme, et s'il y a une perte auditive, son degré, son type et l'origine de cette perte.

### I.6.2. Surdité de Transmission:

Tout problème concernant l'oreille externe ou l'oreille moyenne qui empêche la transmission correcte du son vers l'oreille interne est appelé surdité de transmission. Ces surdités sont en général légères ou moyennes, entraînant des pertes allant de 10 à 70 décibels. Dans certains cas, les surdités de transmission sont temporaires. Selon l'origine du problème, le recours à la médication ou à la chirurgie peut aider. Les surdités de transmission peuvent être aussi corrigées par des aides auditives ou un implant d'oreille moyenne.

### I.6.3. Surdité Neurosensorielle :

La surdité neurosensorielle est due à une perte des cellules sensorielles (cellules ciliées) dans la cochlée et elle est généralement permanente. Cette surdité peut être légère, moyenne, sévère ou profonde. Les surdités neurosensorielles légères à sévères peuvent être corrigées par des aides auditives ou un implant d'oreille moyenne. Les pertes auditives sévères à profondes peuvent être améliorées avec un implant cochléaire.

### I.6.4. Surdité Mixte :

Une surdité mixte est une combinaison d'une perte auditive de transmission et d'une perte auditive neurosensorielle. Elle est due à des problèmes présents au niveau de l'oreille moyenne et de l'oreille interne. Les options de traitement sont la médication, la chirurgie, les aides auditives ou l'implant d'oreille moyenne.

### I.6.5. Surdité Rétro-cochléaire :

L'absence de nerf auditif ou un nerf auditif endommagé peut entraîner une surdité rétro-cochléaire. Pour ces cas, la surdité rétro-cochléaire est une surdité profonde et permanente. Les aides auditives et les implants cochléaires ne sont d'aucune utilité car le nerf ne peut plus transmettre l'information auditive au cerveau. Dans certains cas, un implant du tronc cérébral peut améliorer la situation.

## I.7. Les Implants Cochléaires: [5]

- **L'invention:**

L'implant cochléaire est une prothèse qui est implantée dans l'oreille interne et qui a pour rôle de réhabiliter l'audition. Les premières recherches ont été menées en 1957 par André Djourno et Charles Eyriès à Paris. Ils ont eu l'idée de stimuler électriquement l'oreille interne d'un patient atteint de surdité bilatérale en utilisant un couple de bobines, dont l'une était connectée à une électrode placée contre une des branches du nerf acoustique. Ce fut le premier implant cochléaire. Les travaux ont ensuite été repris par W. House aux États-Unis, qui a positionné l'électrode de manière plus stable dans la fenêtre ronde.

Les résultats de ces essais furent satisfaisants : les patients purent percevoir le rythme de la parole même si celle-ci n'était pas intelligible. Néanmoins, cela permettait aux personnes présentant une surdité profonde de recouvrer des capacités de perception auditive, notamment à travers la perception du rythme. De plus, elles développaient une meilleure lecture labiale.

Dans les débuts des années 70, Michelson et Merzenich, puis Macleod et Chouard , et enfin Meyer un peu plus tard, travaillèrent sur le développement d'appareils multi-électrodes permettant l'accès à une discrimination verbale sans l'aide de la lecture labiale. Le but était alors d'implanter plusieurs électrodes suffisamment espacées (pour éviter la stimulation d'une électrode sur une autre), afin d'augmenter la discrimination fréquentielle et donc de permettre la discrimination de la hauteur. Entre 1969 et 1976, il y eut donc les premiers essais avec l'implantation de 4 puis 6 et enfin 8 électrodes positionnées de façon isolée.

La mise au point industrielle de l'implant cochléaire multi-électrodes s'étala entre 1977 et 1997. Mais dans les premiers temps, les premiers appareils étaient volumineux et lourds. L'objectif

fut donc de réduire la taille de l'implant et de simplifier la mise en place des 8 puis des 12 électrodes dans la cochlée pour que sa diffusion soit plus grande.

Aux Etats-Unis dans les années 80, des recherches sur les stratégies de codage permirent d'affiner le traitement du signal. En 1983, les Australiens et Autrichiens mirent au point un appareil qui tenait dans la main. Le traitement de signal s'élargit de plus en plus au niveau spectral, il pouvait dorénavant comporter le 2ème formant des voyelles. En 1992, il comportait déjà une grande partie du spectre fréquentiel de la parole.

## I.8. Les composants de l'implant cochléaire :

L'implant cochléaire se compose de deux parties :

### I.8.1. La partie externe (ou processeur externe):

Elle a la forme d'un contour d'oreille, un peu plus volumineux qu'une aide auditive conventionnelle. La partie externe comprend le microphone, le processeur vocal (ou système de traitement du signal), la source d'énergie (batterie ou piles), et une antenne reliée par un câble. Cette antenne est fixée en arrière de l'oreille et transmet les informations traitées par le processeur à travers la peau, grâce à un aimant.

### I.8.2. La partie interne:

Elle est insérée sous la peau derrière l'oreille lors d'une chirurgie qui nécessite une anesthésie générale. Cette partie comprend :

− Un récepteur sous-cutané, il est placé au niveau de l'os mastoïdien et reçoit les informations par l'antenne qu'il transfère alors au faisceau d'électrodes.

− Le faisceau d'électrodes (de 12 à 22 électrodes selon les modèles) réunies sur un porte-électrodes inséré dans la rampe tympanique de la cochlée.

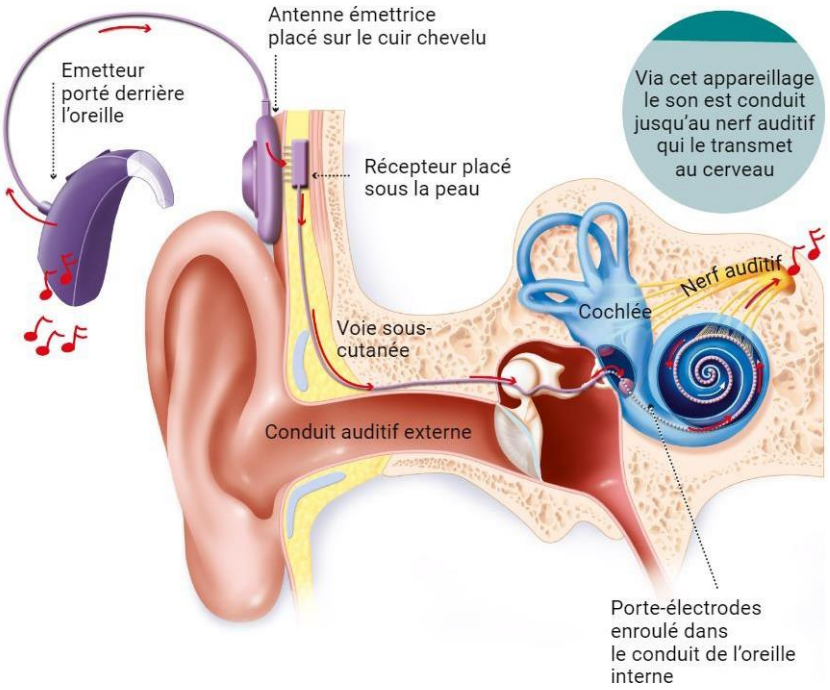



**Figure I.9 :** Les composants de L'implant cochléaire

## I.9. Le fonctionnement de l'implant cochléaire :[6]

Les implants cochléaires (IC) permettent aux personnes d'entendre et de comprendre les sons même si leurs cellules ciliées sont endommagées dans l'oreille interne et si leur surdité est sévère ou profonde.

L'implant cochléaire supplée la fonction d'une cochlée détruite en transformant le signal acoustique en un signal électrique qui va stimuler directement le nerf auditif.

Voici une description des étapes du fonctionnement d'un implant:

- Le message sonore est capté par un microphone miniaturisé placé au niveau du pavillon de l'oreille sur un support qui ressemble à une simple prothèse auditive (ou contour d'oreille).
- Le son est transmis à un microprocesseur contenu dans un boîtier de la taille d'un paquet de cigarettes. Dans ce processeur, le son subit un codage aboutissant à la transformation du message sonore en message électrique. Le codage c'est la transformation du signal acoustique en signal électrique. L'implant ne restitue pas

l'ensemble des fréquences audibles sur l'ensemble des intensités. Il est nécessaire d'éliminer tous les sons nuisibles ou inutiles et de ne garder que ceux qui peuvent servir efficacement à la restitution de l'environnement sonore et de la parole. Pour cela, une première étape d'amplification-compression-filtrage est nécessaire. Alors qu'une oreille normale a une dynamique de 120 dB, une oreille sourde stimulée a une dynamique de 5 à 40 dB. Le but de la compression par l'implant est de permettre d'entendre les sons faibles et de tolérer les sons forts.

- Le processeur de son convertit le signal électrique en un code spécifique déterminé comme étant le plus approprié pour la compréhension du son et de la parole.
- Après ce traitement, le signal codé électriquement est renvoyé à une antenne plaquée dans les cheveux de la région rétro-auriculaire. Cette antenne adhère de façon électromagnétique à un récepteur implanté dans l'os temporal et le message est transmis à ce récepteur par onde radio à travers la peau.
- Le récepteur-stimulateur décode les signaux et envoie des trains d'ondes électriques aux faisceaux d'électrodes.
- Les contacts des électrodes stimulent directement les fibres nerveuses dans la cochlée sans utiliser les cellules ciliées endommagées. La stimulation nerveuse peut se faire soit par des ondes sinusoïdales, soit par des impulsions (pulses). Dans les systèmes multi-canaux intra-cochléaires, les signaux codant pour les fréquences graves sont délivrés aux électrodes de l'apex et les signaux codant pour les fréquences aiguës aux électrodes de la base: c'est le principe de la tonotopie cochléaire.
- La stimulation des fibres nerveuses provoque des impulsions électriques transmises au cerveau où elles sont interprétées en tant que son. L'ensemble du processus (de la réception des sons jusqu'à leur traitement par le cerveau) se déroule si rapidement que l'utilisateur entend les sons instantanément.

## I.10. Les limites de l'implant cochléaire [7]

Il est à noter que certaines situations demeurent problématiques avec l'implant. Bien que ce soit un appareil très perfectionné, il ne peut prioriser la parole par rapport au bruit. Ainsi, le bruit ambiant (musique, plusieurs personnes qui parlent, etc.) se mélange avec la voix de la personne que l'on veut entendre. Cela augmente la difficulté à comprendre le message.

- **L'implant permet-il d'entendre dans toutes les situations ? Permet–il de bien comprendre dans le bruit ou les situations de groupe ?**

  Les gens rapportent qu'ils ont plus de difficulté à suivre une conversation dans des situations bruyantes que dans le silence. Ils doivent alors utiliser davantage les indices visuels (lecture labiale, gestes naturels) pour comprendre. Des ajustements particuliers sont possibles en programmation pour tenter de faciliter l'écoute dans le bruit, mais les résultats demeurent plus limités dans cette situation.

- **L'implant permet-il d'écouter la musique ?**

  Les performances observées sont variables. Certains adultes apprécient ce qu'ils entendent lorsqu'ils écoutent de la musique, alors que pour d'autres, la musique apparaît comme un ensemble de bruits. Par ailleurs, certains peuvent identifier les instruments de musique ou suivre le rythme, mais sont incapables de reconnaître les paroles d'une chanson. D'autres peuvent reconnaître des mots et/ou des phrases complètes d'une chanson connue et parfois même, inconnue.

- **L'implant facilite-t-il l'écoute de la télévision ?**

  Certaines personnes peuvent comprendre des mots et/ou des phrases sans lecture labiale ou sous-titrage. Cependant, dès qu'il y a du bruit de fond ou de la musique dans une émission, la parole devient beaucoup plus difficile à comprendre. De plus, il est très ardu de comprendre les émissions traduites parce que l'on ne peut pas se servir de la lecture labiale. Par conséquent, la majorité des personnes ont recours à des aides techniques (ex: système qui envoie directement le son de la télévision à l'implant) et/ou au sous-titrage pour l'écoute de la télévision.

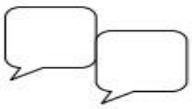
| | Sans appareil auditif | Avec appareil auditif | Avec implant cochléaire |
|---|---|---|---|
| Bruits Entendus  | Seuls les bruits forts et la voix criée proche   | Bruits d'intensité moyenne (Casseroles, moteur de voiture, etc.)  | Même les sons faibles (Sonneries, écoulement d'eau, chants des oiseaux, etc.)  |
| Compréhension de la parole  | Quasiment aucune  | Incomplète, seulement avec lecture sur les lèvres  | Complète pour un dialogue à 1 m dans une pièce calme, même au téléphone pour certains patients  |

**Figure I.10 :** Avantages d'implant cochléaire

## I.11. Conclusion

Ce chapitre a exploré l'audition, l'oreille, la surdité et les implants cochléaires, mettant en évidence l'importance cruciale de la compréhension de ces sujets pour améliorer la vie des personnes atteintes de surdité.

Il est important de reconnaître que les implants cochléaires ne sont pas une solution miracle pour tous les types de surdité. Ils ont leurs limites et ne conviennent pas à tous les individus.

# Chapitre 02

# *Les stratégies de stimulation cochléaires et les vocodeurs*

## II.1. Introduction

Les implants cochléaires ont révolutionné la vie des personnes atteintes de surdité profonde en leur offrant une possibilité de perception auditive. Ces dispositifs médicaux implantables sont conçus pour stimuler directement les fibres nerveuses de l'oreille interne, permettant ainsi une transmission des informations auditives au cerveau. Cependant, la complexité de la tâche de traduction des signaux sonores en stimuli électriques compréhensibles représente un défi majeur pour les chercheurs et les cliniciens.

Dans ce chapitre, nous nous intéressons aux stratégies de stimulation et de codage de signal utilisées dans les implants cochléaires. Ces stratégies visent à optimiser la perception des sons et à améliorer la qualité de vie des utilisateurs d'implants cochléaires.

## II.2. Les strategies de codage de l’implant

Les microprocesseurs utilisent différents modes de codage pour induire une sensation sonore permettant de discriminer au mieux la parole audible. L'évolution des stratégies de codage a été possible grâce aux progrès technologiques au niveau des microprocesseurs utilisés. Elle a permis des progrès, jugés spectaculaires par les patients qui ont eu l'occasion d'utiliser successivement différentes stratégies, surtout sur la qualité de restitution du message sonore.**[5]**

### II.2.1 Strategies d’extraction des formants [6]

Les formants sont des zones fréquentielles dont l'itensité est renforcée. Chaque voyelle est reconnaissable par l'amplification d'harmoniques déterminés du son laryngé, appelés formants. La composition formantique de chaque voyelle est indépendante de la hauteur du son fondamental. Ainsi, que l'on soit un homme, une femme ou un enfant, on prononce les mêmes voyelles.

La zone formantique de F1 est située entre 250 et 750 Hz. La zone formantique de F2 se situe entre 750 et 2500 Hz. C'est surtout ce deuxième formant qui est nécessaire pour l'intelligibilité du langage, et en particulier dans la zone située autour de 2000 Hz.

Le 3ème formant et les autres formants :

- 3ème formant des voyelles : Le troisième formant est beaucoup moins caractéristique de la voyelle que le premier et le deuxième, car sa hauteur fréquentielle varie peu pour la majorité des voyelles.
- Nasalité des voyelles : La nasalité des voyelles est marquée selon DELATTRE par la faible énergie du 1er formant et la présence de formants de nasalité : FN1 à 250 Hz, FN2 à 1000 Hz, FN3 à 2000 Hz.
- Formants des consonnes : La nasalité consonantique se manifeste par l'existence de formants de nasalité supérieurs autour de 1000 Hz et 2500 Hz qui occupent la tenue de la consonne.

Concernant les stratégies d'extraction des formants on distingue :

### II.2.1.1. La stratégie Multi-peak ou MPEAK:

Le processeur réalise une extraction des estimations des formants. Puis, il utilise 3 bandes de filtres pour transmettre des informations supplémentaires entre 2000 et 8000 Hz. La fréquence de stimulation est fixe.

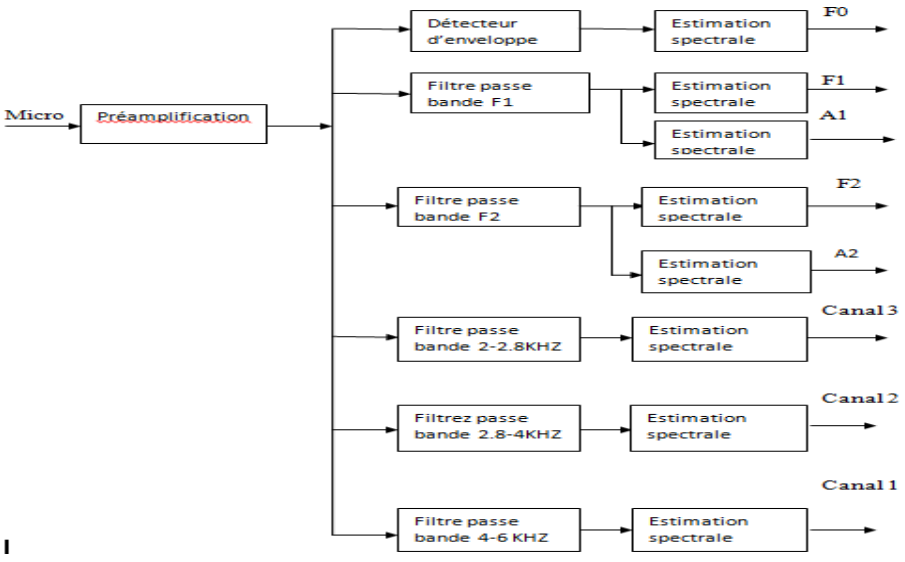



**Figure II.1 :** Schéma bloc de la Stratégie multi-pics (MPEAK)

### II.2.1.2. La stratégie SMSP (Spectral Maxima Sound Processor) :

A chaque cycle de traitement, le processeur sélectionne les 6 bandes d'amplitude maximale et adresse l'information aux 6 électrodes correspondantes. Cette stratégie n'est plus utilisée. D'autres stratégies formantiques utilisaient un rapport d'énergie du premier formant sur le deuxième formant pour caractériser chaque voyelle, à la fréquence de stimulation fixe de 250 Hz, mais elles sont abandonnées.

### II.2.2. Strategies favorisant la représentationfréquentielle[6]

#### II.2.2.1. La stratégie SPEAK (Spectral Peak Strategy) :

Il y a décomposition du signal en 20 bandes de filtrage et simultanément à l'analyse du formant, le rythme de stimulation est déterminé. Son principe est de stimuler un certain nombre d'électrodes où les énergies sont les plus élevées. Le nombre réel de maximas (1 à 10) est déterminé par le niveau du signal et de sa composition spectrale, ainsi que le réglage propre à chaque patient. En principe, 6 maximas sont sélectionnés par le régleur d'implant. La bande passante est dépendante du nombre d'électrodes utilisables. Ainsi, si on peut utiliser 20 électrodes, la bande passante sera comprise entre 250 et 10800 Hz; mais si seulement 16 électrodes sont disponibles, la bande passante ne sera comprise qu'entre 250 et 5700 Hz.

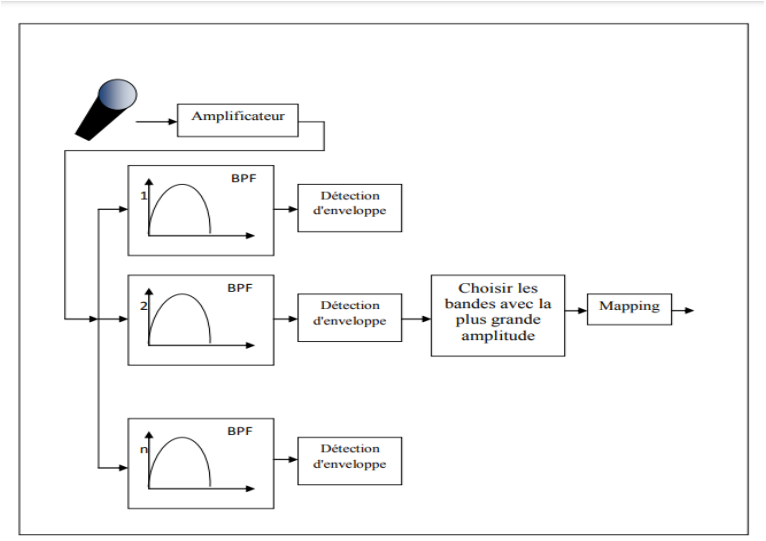



**Figure II.2 :** schéma bloc de la stratégie SPEAK

### II.2.3. Strategies favorisant la représentation temporelle

#### II.2.3.1.La stratégie CIS (Continuous Interleaved Sampling) : [6]

C'est la stratégie la plus rapide (Actuellement, on peut aller jusqu'à 18000 échantillons par seconde). Les électrodes sont stimulées séquentiellement, c'est à dire les unes après les autres, ce qui évite les interférences. Son originalité est que l'information spectrale n'est pas dominante et on a un bon profil de la structure temporelle.

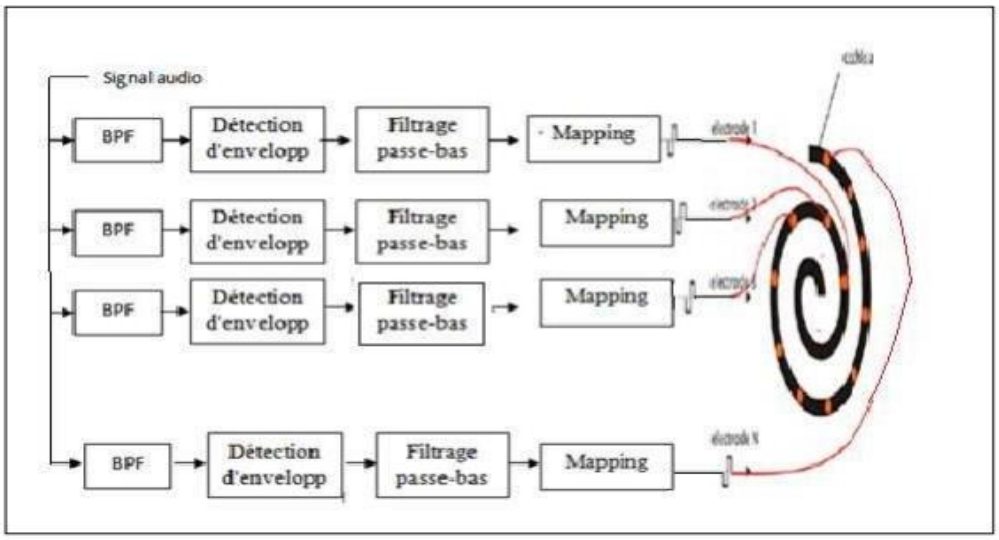



**Figure II.3 :** Schéma bloc de la stratégie CIS

#### II.2.3.2. La stratégie ACE (Advanced combination encoder) : [8]

La stratégie ACE découpe elle aussi le signal acoustique mais en vingt-deux bandes de fréquences et en sélectionne six à vingt pics. Cependant elle diffère de SPEAK par une stimulation séquentielle (les électrodes sont activées les unes après les autres) et à une cadence plus élevée. La stratégie d'ACE utilisé dans l'implant Nucleus. Ce système utilise des 22 électrodes implantées qui peuvent être activées pour générer les 22 canaux fixes. Le signal est traité en 22 bandes de fréquences pour chaque trame enregistrée du son. Après que les informations d'enveloppe pour chaque bande de fréquence sont extraites 8 à 10 BPF 1 BPF 2 Amplificateur BPF n Détection d'enveloppe Détection d'enveloppe Détection d'enveloppe Choisir les bandes avec la plus grande amplitude Mapping Chapitre II implant cochléaire et

stratégie 30 (fixé par l'audiologiste) des bandes de fréquences avec les plus grandes amplitudes seront stimulés. Les électrodes correspondant aux canaux sélectionnés sont ensuite activées. Ainsi, dans la stratégie de l'ACE, un canal est généré par une électrode implantée et le spectre d'origine est reproduit par 8-10 les canaux fixes. Un schéma de la stratégie est représenté sur la Figure II.8.

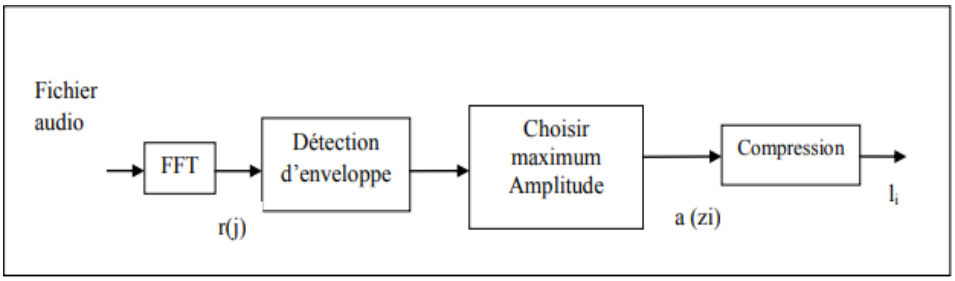



**Figure II.4** : schémas bloc de la stratégie ACE

### II.2.3.3. La stratégie SAS (Simultaneus Analogue Stimulation) : [6]

Une oreille en bon état de fonctionnement traite les sons simultanément dans l'ensemble de la cochlée. Pour imiter cette conception naturelle, l'implant peut fournir des informations auditives simultanément à divers endroits de la cochlée.Ainsi, SAS convertit par traitement numérique les sons en ondes analogiques sinusoïdales parvenant simultanément aux diverses électrodes. L'information est délivrée sur 8 canaux et les impulsions sont bipolaires.

## II.2.4. La stratégie «hybrid »:

### II.2.4.1. PPS (Paired Pulsatile Stimulation) : [6]

Cette stratégie ressemble à celle du CIS, à la différence que les impulsions sont envoyées dans 2 canaux simultanément afin d'augmenter la vitesse d'impulsion à la seconde. C'est donc une stratégie partiellement simultanée qui combine la stimulation séquentielle et la stimulation simultanée.

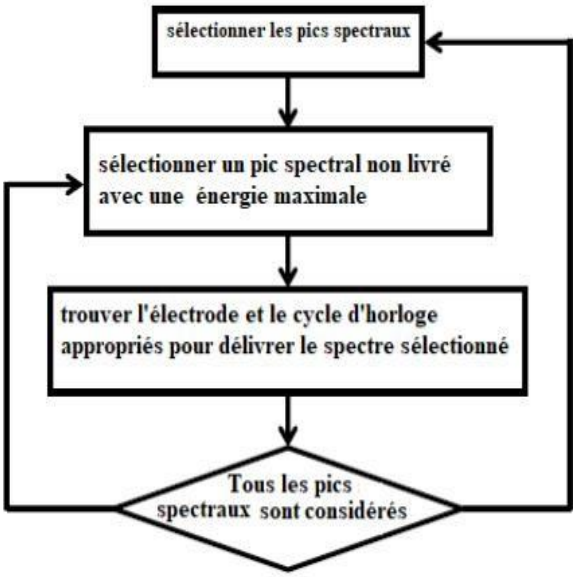



**Figure II.5 :** Organigramme de la stratégie de stimulation hybride

### II.2.5. Stratégie basé sur l'extraction de caractéristique de la parole:

#### II.2.5.1.Le WSP «wearable speech processor »de Nucleus : [8]

Les algorithmes basés sur les caractéristiques de la parole vont chercher à déterminer Différents paramètres du signal tels que la fréquence fondamentale (Fo), la fréquence du premier et deuxième formant (F1 et F2) ainsi que leurs amplitudes (A1, et A2) respectives tel que le démontre la figure II.10.

Le WSP est le premier analyseur conçu pour extraire les caractéristiques fréquentielles de la parole. Cet algorithme utilise un amplificateur à gain contrôlé (AGC) pour compresser dynamiquement le signal sonore. La fréquence fondamentale est extraite par un détecteur d'enveloppe composé d'une redresseuse double alternance suivit d'un filtre passe-bas à 270Hz. Les premiers et deuxièmes formants sont extraits via des filtres passe-bande et des détecteurs de maximum.

Les différents paramètres sont numérisés puis expédiés à l'implant qui s'occupe de stimuler la cochlée.

La majeure partie de l'analyseur de parole est analogique.

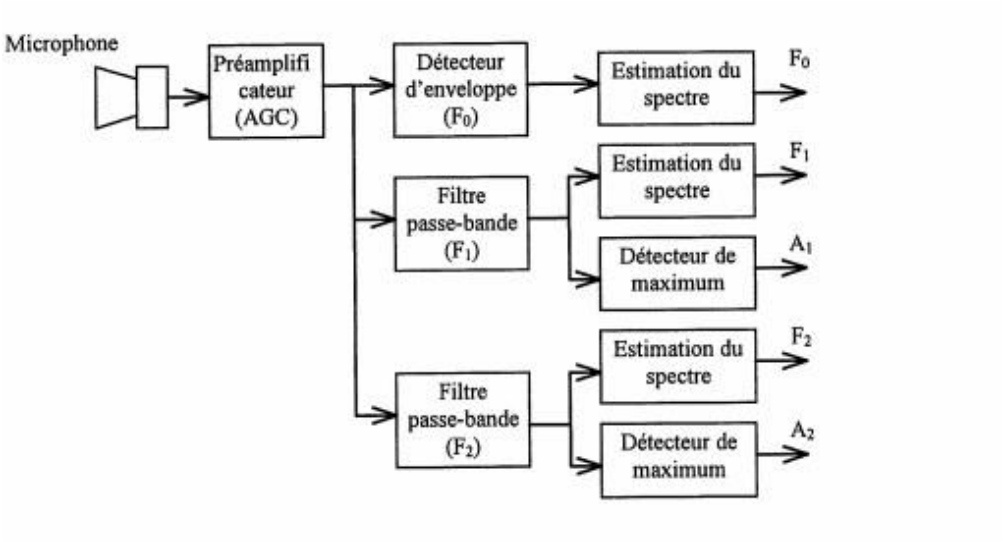



**Figure II.6 :** Algorithme basé sur l'extraction de caractéristique de la parole

### II.2.5.2.Le MSP « Mini Speech Processor» : [9]

Le « Mini Speech Processor» de Nucleus est une version numérique du WSP. Il est un des premiers analyseurs basés sur un DSP. Le MSP a été utilisé pour simuler numériquement l'algorithme du SMSP. Une transformée de Fourier est effectuée sur le signal sonore et génère 65 amplitudes également espacées de 0 à 6 KHz. Seuls les composantes impaires sont conservées et la première valeur générée par la transformée est éliminée. Des 31 bandes de fréquences restantes, 16 sont utilisés pour déterminer les électrodes qui seront activés. La partie basse du spectre estime huit bandes également espacées en regroupant les données produites par la transformée. La partie haute regroupe huit bandes de façon logarithmique afin d'être près des bandes de fréquences du SMSP. Sur les 16 bandes, les six ayant les plus hautes amplitudes seront sélectionnées pour effectuer une stimulation sur leurs électrodes correspondantes. Le rafraîchissement des stimulations s'effectue à une fréquence de 400 Hz. Des essais cliniques ont été effectués pour comparer le SMSP. Le SMSP utilisé choisissait les six filtres ayant l'énergie la plus élevée alors que le MSP utilisait quatre électrodes sélectionnées à chaque impulsion glottale. Dans ce cas, les résultats démontrent que SMSP est meilleure que le MSP.

La figure suivante montre une comparaison entre les différentes stratégies de codage testées dans le calme :

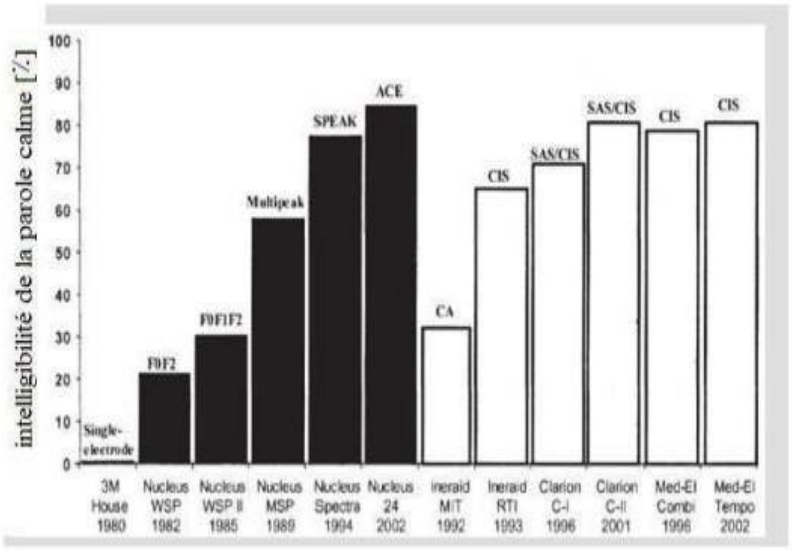



**Figure II.7 :** Test de la parole dans le calme avec différentes stratégies

## II.3. Les Vocodeurs des implants cochléaires:[10]

Un Vocodeur est un appareil électronique utilisé pour analyser et synthétiser la parole. Il est couramment utilisé dans la synthèse de la parole et la reconnaissance vocale pour des applications telles que la robotique et les logiciels de reconnaissance vocale. Récemment, les chercheur sont exploré l'utilisation de Vocodeurs pour simuler l'expérience des implants cochléaires.

L'objectif de l'utilisation de ces Vocodeurs pour simuler l'expérience des implants cochléaires est de fournir une expérience proche de la réalité pour les personnes sourde soumalent en dantes, afin de mieux comprendre les sensations additives qu'elles pourraient ressentir avec un implant cochléaire réel. Cela permet également aux chercheurs de développer et d'améliorer les algorithmes de traitement du signal utilisés dans les implants cochléaires.

La figure suivante présente un exemple d’un vocodeur d’implants cochléaires:

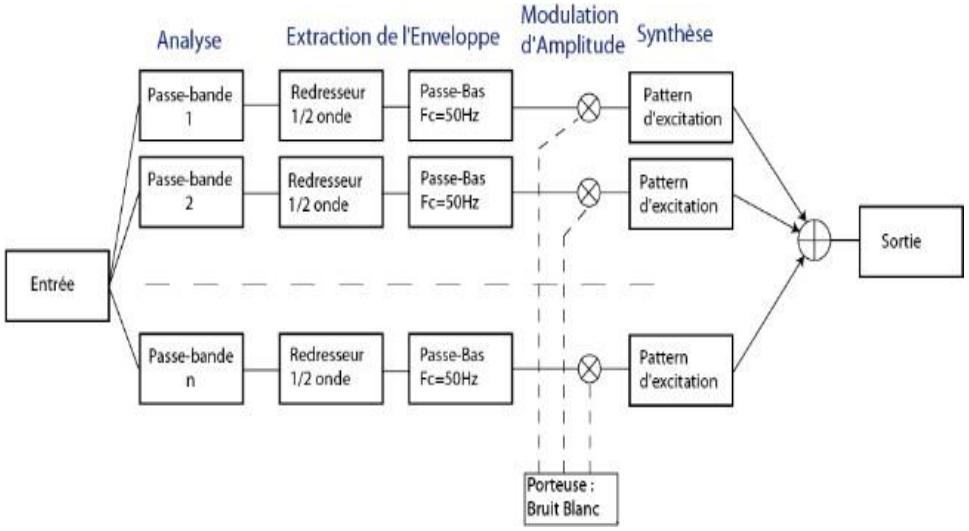



**Figure II.8:** Schéma de Principe d'un vocodeur d'implants cochléaires

- Il est important de noter que la porteuse utilisée dans les vocodeurs d'implants est généralement une sinusoïde ou sous forme d'un bruits blanc, comme le montre la figure précédente.

## II.4. Conclusion

En conclusion de ce chapitre, nous avons exploré différentes stratégies de stimulation utilisées dans les implants cochléaires, qui ont révolutionné la vie des personnes atteintes de surdité profonde. Ces stratégies visent à optimiser la perception des sons et à améliorer la qualité de vie des utilisateurs d'implants cochléaires.

Nous avons également abordé les différentes stratégies de stimulation électrique, telles que la stimulation pulsée et la stimulation continue, ainsi que les stratégies de codage de signal, telles que le codage temporel et le codage fréquentiel. Chacune de ces stratégies a ses avantages et ses limites, et le choix de la stratégie optimale dépend des besoins et des préférences de chaque individu.

En conclusion, les stratégies de stimulation utilisées dans les implants cochléaires offrent une lueur d'espoir aux personnes atteintes de surditéprofonde. Grâce aux avancées technologiques et à une meilleure compréhension des mécanismes de l'audition, ces stratégies permettent aux utilisateurs d'implants cochléaires de bénéficier d'une perception auditive améliorée, leur offrant ainsi la possibilité de communiquer, de participer pleinement à leur environnement sonore et d'améliorer leur qualité de vie.

Cependant, il est important de noter que la recherche dans ce domaine est en constante évolution. Les chercheurs continuent d'explorer de nouvelles stratégies de stimulation, d'améliorer les techniques de codage de signal et de développer des dispositifs plus performants pour répondre aux besoins individuels des utilisateurs d'implants cochléaires.

# *Chapitre 03*

## *Simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne*

## Introduction :

Les implants cochléaires actuels diffèrent sur de nombreux points tels que la conception des électrodes (placement, nombre et configuration), type de stimulation et type de traitement du signal utilisé pour le codage de la parole. Cependant, les éléments principaux sont partagés par l'ensemble des systèmes.

La stratégie ACE ‘N de M’est une approche utilisée dans de nombreux implants cochléaires. Elle fonctionne en estimant en continu les signaux de sortie des 20 à 22 bandes de fréquences et en accéléré ceux qui ont l'amplitude la plus élevée. Dans ce chapitre, nous présentons notre travail qui consiste en la simulation de cette stratégie.

## Présentation du logiciel de simulation : [11]

MATLAB « Matrix Laboratory » est un langage de programmation de quatrième génération et un environnement d'analyse numérique.il permet de faire du calcul matriciel, de développer et d'exécuter des algorithmes, de créer des interfaces utilisateur (IU) et de visualiser des données.

L’environnement informatique numérique multi paradigme permet aux développeurs d'interagir avec des programmes développés dans différents langages et d'exploiter les atouts uniques de chacun de ces derniers à différentes fins.

Les ingénieurs et les scientifiques utilisent MATLAB dans de nombreux domaines, tels que le traitement des images et des signaux, les communications, les systèmes de contrôle du secteur industriel, la conception de réseaux intelligents, la robotique et la finance computationnelle.

**CleveMoler**, alors professeur de science informatique à l'Université du Nouveau-Mexique, a créé MATLAB dans les années 1970 pour aider ses étudiants. C'est l'ingénieur **Jack Little** qui a identifié le potentiel commercial de MATLAB en 1983. **C. Moler, J. Little** et **Steve Bangart** ont créé MathWorks en 1984 et réécrit MATLAB en C.

**Présentation de la théorie du vocodeur simulée :[12]**

**III.3.1.Le vocodeur GET :**

Un vocodeur GET (Gaussian-Enveloped-Tone) est un type de vocodeur utilisé pour l'analyse et la synthèse des signaux audio. Le vocodeur GET utilise des fonctions gaussiennes pour modéliser et représenter les caractéristiques temporelles etspectrales des signaux audio.

**Théorie de GET :**

Une fonction gaussienne est symétrique dans le domaine temporel :

$$g_{env}(t) = ae^{-\left(\frac{(t-t0)2}{2\sigma 2}\right)} \qquad \textbf{(III.1)}$$

Où $a$ détermine l'amplitude maximale de la fonction, $t_0$ la position temporelle de l'amplitude maximale et $\sigma$ la durée effective Ou $\mathbf{D} = \sqrt{2}\sigma$, à laquelle l'amplitude est réduite de 6.82 dB par rapport à l'amplitude maximale.

Sa transformée de Fourier vaut :

$$G(f) = \sqrt{2}a\sigma . e^{-2\pi (\sigma f) 2} \cdot e^{-j2\pi f t_0} \qquad \textbf{(III.2)}$$

La forme de son spectre d'amplitude est également une fonction gaussienne avec une bande passante efficace entre les fréquences de coupure inférieures de 6,82 dB.

La durée effective **(D)** et la largeur de bande passante effective **(B)** peuvent être échangées

$$D.B = 1 \qquad \textbf{(III.3)}$$

Ce qui signifie que l'augmentation de la durée réduira la bande passante et réciproquement.

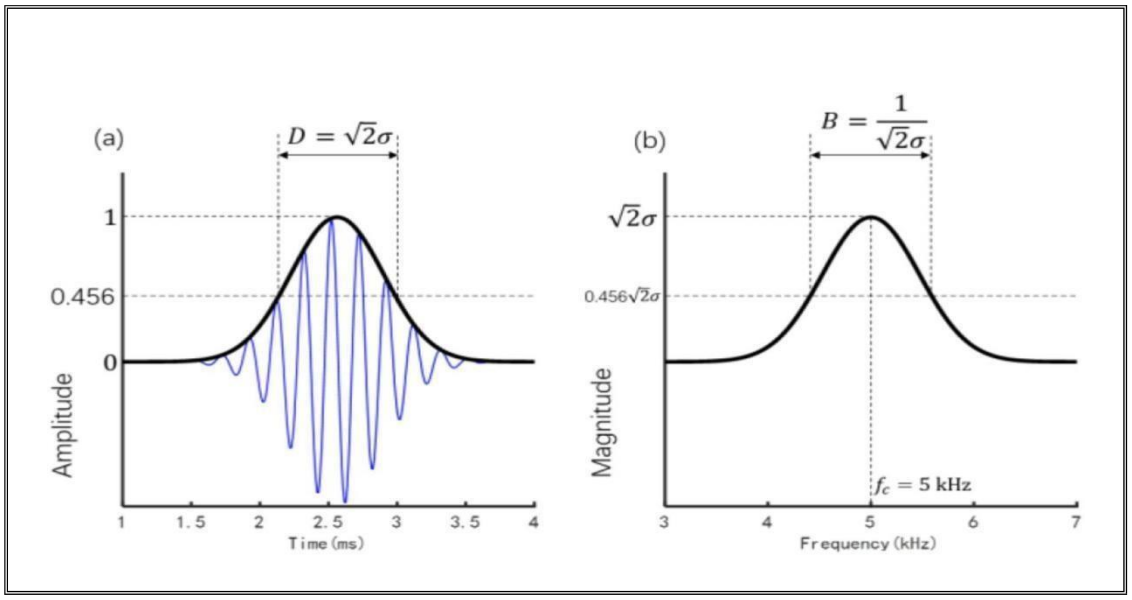
La simulation acoustique d'une impulsion électrique unique dans un canal de fréquence peut être générée en multipliant la fonction gaussienne ci-dessus par une porteuse sinusoïdale :

$$s(t) = g_{env}(t) \cdot \sin(2\pi fct + \varphi 0)$$
$$= ae - \pi (t - t0) 2/2\sigma 2 \cdot \sin(2\pi fct + \varphi 0) \qquad \textbf{(III.4)}$$

Où **s(t)** a la même durée effective et la même largeur de bande effective que $g_{env}$ **(**$t$**),** à l'exception du changement de la fréquence centrale de **0** à $f_c$, et $\varphi_0$ est une phase initiale.

La figure**(III.1)** illustre à la fois :

- La forme d'onde **(a)**.
- Le spectre **(b)** d'une impulsion unique à enveloppe gaussienne d'amplitude unitaire (c'est-à-dire $\boldsymbol{a}$ **= 1** dans (**III.4**)).




**FigureIII.1 :** La forme d'onde d'une impulsion de tonalité de forme gaussienne

La figure **(III.1)** présente :

- Une impulsion unique d'amplitude unitaire avec une enveloppe de forme gaussienne (ligne noire) dans les domaines temporel **(a)** et fréquentiel **(b)**.
- La fréquence porteuse est de 5 kHz (la forme d'onde bleue dans le panneau de gauche et la fréquence avec une amplitude maximale dans le panneau de droit).
- Le $\sigma$ est égal à $3/fc$ = 0,6 ms dans (1), ce qui produit une durée de 0,85 ms et une largeur de bande effective de 1,2 kHz.
- le point de coupure de 6,82 dB (correspondant à $D = \sqrt{2}\sigma$) avec une amplitude de 0,456 dans la figure (**III.1)** a été dérivé en remplaçant :

$$t = t1 = D/2 + t0 = \frac{\sqrt{2}}{2}\sigma + t_0 \text{en} \quad \textbf{(III.1)}$$

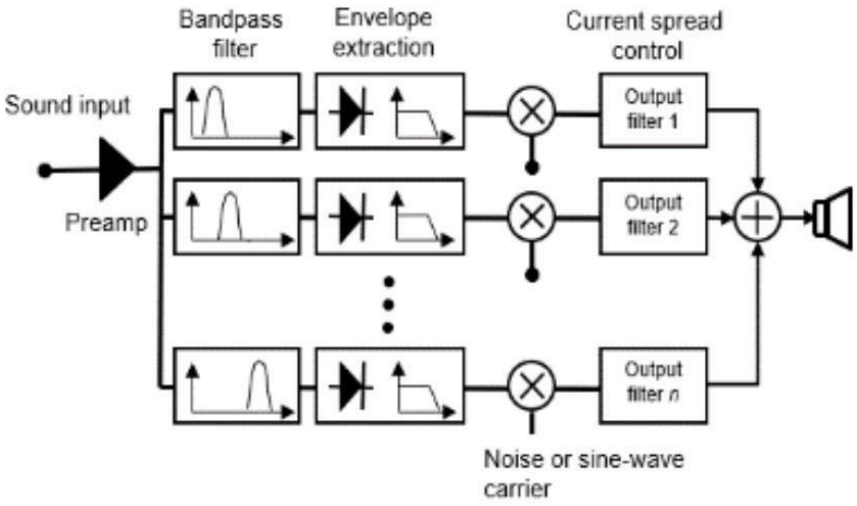
On trouve :

$$g(t_1) = a^{-\frac{1}{2\sigma^2}\left(\frac{\sqrt{2}}{2}\sigma\right)^2} = e^{-\pi/4} \approx 0{,}456 \qquad \textbf{(III.5)}$$

**les vocodeurs conventionnnels :**

Pour simuler l'implant cochléaire, l'algorithme de traitement passe par les étapes suivantes, illustrées dans le schéma ci-dessous :

La simulation acoustique conventionnelle des implants cochléaires (CI) utilise généralement soit du bruit, soit des vocodeurs avec porteuses inusoïdaux comme nous montrent la figure III.2.




**FigureIII.2 :** Le schéma bloc d'un vocodeur conventionnel

La figure (**III.2**) présente :

Le vocodeur conventionnel qu'utilise soit du bruit, soit des vocodeurs à onde sinusoïdale pour simuler l'implant cochléaire. Les filtres de sortie sont utilisé pour contrôler la propagation du courant dans les différentes bandes de fréquences, mais il ne peut pas simuler de

fonctionnalités de séparation temporelle telles que l'horloge pulsatile et l'enveloppe temporellement séparée.

**Simulation du vocodeur utilisant une porte use d'enveloppe gaussienne :[12]**

Le vocodeur simulé remplace les porteuses continues conventionnelles par des porteuses Gaussienne simpulsionnelles. Il mesure la perception des voyelles et des consonnes en utilisant des porteuses Gaussiennes non entrelacés avec une fréquence de stimulation de 100 pps (pulses per second).

Des tests d'intelligibilité des phrases sont réalisés avec ce vocodeur en utilisant la stratégie d'encodage de combinaison avancée (ACE) avec une fréquence d'impulsion par défaut de 900 pps.

La figure (**III.3**) illustre le schéma bloc du vocodeur simulé.

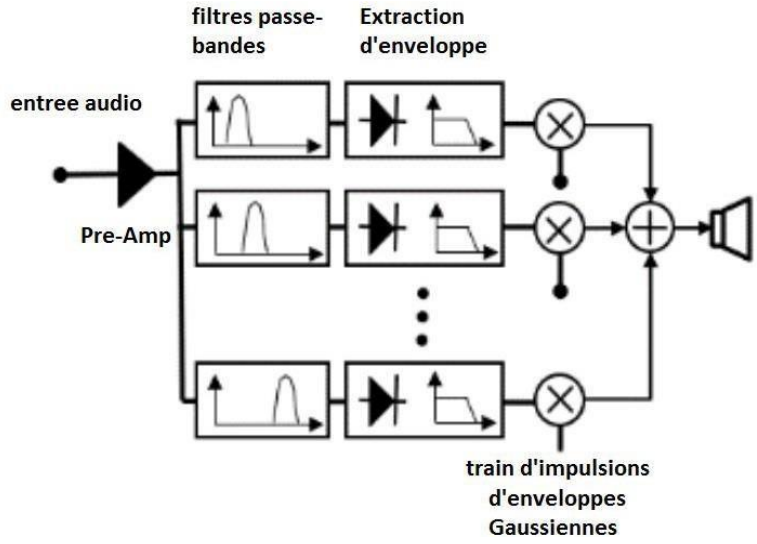



**Figure III.3 :** Vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne

### III.4.1.Chargement d'un signal d'entrée :

Ce code Matlab permet de charger le fichier audio, qui sera utilisé dans nos simulations :

```
[x,fs]=audioread('nom.wav');
t = (0:length(x)-1)/fs;
plot(t,x)
title('signal d''entrée')
xlabel('Temps en second')
```

```
ylabel('Amplitude')
```

La représentation temporelle du signal audio utilisé dans notre simulation est donne dans la figure (**III.4**) suivante qui représente le signal d'entrée d'origine du vocodeur:

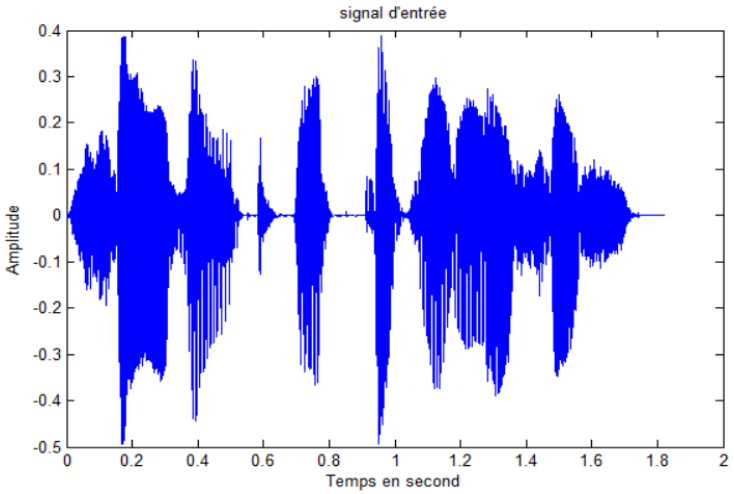



**Figure III.4 :** Le signal d'entrée

**Génération des filtres passe-bandes :**

La génération des filtres passe-bande est une étape clé dans le traitement du signal audio pour les implants cochléaires, permettant une stimulation électrique spécifique en fonction des différentes fréquences du signal audio.

Le code suivant permet d'effectuer cette étape

```
%%  banc de filtres FIR en quadrature implémenté avec FFT

u = buffer(x, 128, 128 - 18, []);

v = u .* repmat(hanning(128), 1, size(u,2));     % fenetrage de hanning

u = fft(v);     % Effectuer (FFT) pour obtenir une matrice T-F

subplot(311);

plot(real(u(1,:)));

title('Sortie filtre passe-bande 1')

subplot(312);

plot(real(u(11,:)));
```

```
title('Sortie filtre passe-bande 11')

subplot(313);

plot(real(u(22,:)));

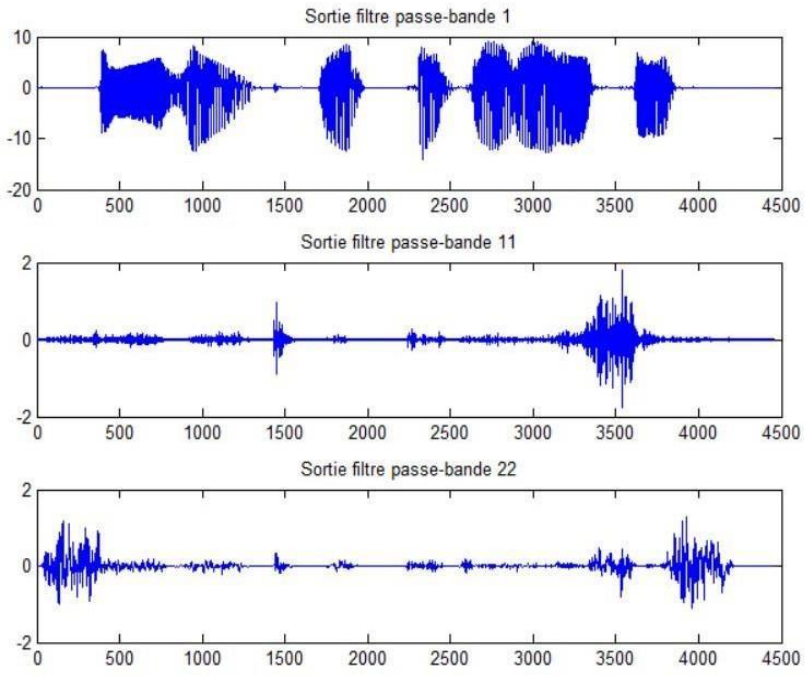
title('Sortie filtre passe-bande 22')
```

- **Résultat :**

Le code précédent effectue deux étapes importantes :

Le pré-traitement du signal audio et la transformation du signal en matrice fréquence-temps à l'aide d'un banc de filtres FIR en quadrature implémenté avec FFT.

Il effectue des étapes cruciales pour la préparation du signal audio avant son analyse ultérieure. Il met à l'échelle le signal, le soumet à une pré-accentuation pour améliorer les hautes fréquences, puis le transforme en une représentation fréquence-temps à l'aide du banc de filtres.




**FigureIII.5 :** Les trois signaux d'analyse

**l'extraction d'enveloppe :**

Dans ce code, on fait l'étape d'extraction d'enveloppe pour trois bandes différentes : bande**'1'**, bande**'11'** et bande**'22'**. Voici comment cela est réalisé :

```
v = u .* conj(u);        % Puissance

env = sqrt(u);             % amplitude

subplot(311);

plot(env(1,:));

title('Extraction d''enveloppe bande 1')

subplot(312);

plot(env(11,:));

title('Extraction d''enveloppe bande 11')

subplot(313);

plot(env(22,:));

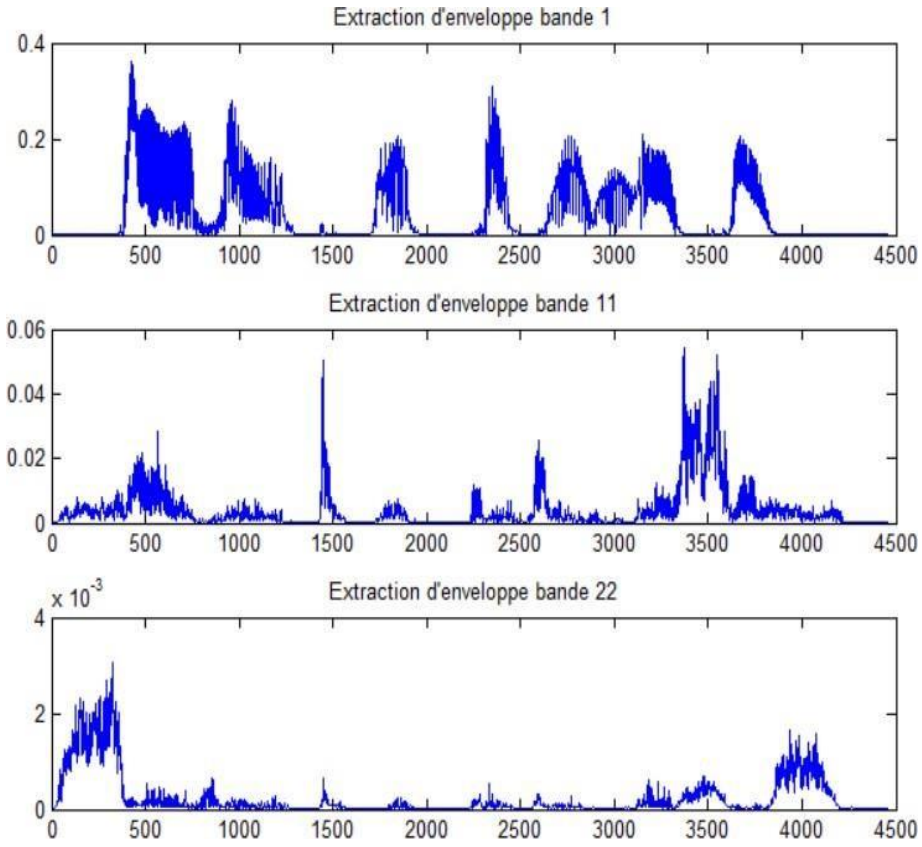
title('Extraction d''enveloppe bande 22')
```

- **Résultat :**

Le rôle de l'extraction de l'enveloppe est de capturer les variations d'amplitude du signal dans des bandes de fréquences spécifiques pour les électrodes.

Tout d'abord il commence par calculer la puissance de chaque bin fréquentiel en effectuant le produit élément par élément de la matrice **'u'** avec sa conjuguée complexe **'conj(u)'.** Cela permet d'obtenir le carré de la magnitude de chaque bin.

Finalement, il prend la racine carrée **'sqrt'** de ces valeurs sommées pour obtenir les amplitudes correspondantes, représentant ainsi l'enveloppe de chaque électrode, comme nous a montré dans la figure (**III.6**).




**FigureIII.6 :** Les trois signaux d'extraction d'enveloppe

**La compression:**

La compression est utilisée après l'extraction d'enveloppe pour ajuster la plage dynamique des valeurs extrêmes et amplifier les valeurs plus faibles. Alors que La fonction **'logarithmic_compression'** effectue une compression logarithmique sur les valeurs d'amplitude u en utilisant les paramètres contenus dans la structure p. Voici comment le processus de compression est effectué :

```
%% compression
BaseLevel=0.0156;
SaturationLevel= 0.5859;
lgf_alpha=415.9948;

% v:  ampliyude dans la plage de 0 à 1 (proportion of dynamic range).
% sub: les valeurs qui étaient en dessous du seuil de base .
```

```
  % sat:les valeurs qui étaient au-dessus du seuil de saturation .
  % Mettre à l'échelle l'entrée entre BaseLevel et SaturationLevel :
  r = (env - BaseLevel)/(SaturationLevel -BaseLevel);
  % Trouver toutes les entrées qui sont au-dessus du seuil de saturation
   %(c'est-à-dire r > 1)et les ramener à SaturationLevel :
  sat = r > 1; % Il s'agit d'une matrice logique de même taille que r.
  r(sat) = 1;
  %Trouver toutes les entrées qui sont en dessous du seuil de base
%(c'est-à-dire r < 0)
  % et les déplacer temporairement vers le seuil de base (BaseLevel) :
  sub = r < 0; % Il s'agit d'une matrice logique de même taille que r.
  r(sub) = 0;
  % compression logarithmique:
  v = log(1 +lgf_alpha * r) / log(1 + lgf_alpha);
  % Gérer les valeurs qui étaient en dessous du seuil de base :
  v(sub) =  -1.0000e-10;
```

- **Discussion :**

Cette compression logarithmique permet de réduire les écarts de volume entre les parties fortes et faibles du signal. Les parties fortes sont moins compressées, tandis que les parties faibles subissent une compression plus importante. Cela peut améliorer la perception et la qualité du signal audio en réduisant les distorsions dynamiques et en améliorant la cohérence du volume. Dans ce code, la compression logarithmique est réalisée avec la formule suivante :

$$v = (1 + lgf_alpha * r)/log(lgf_alpha) \qquad \text{(III.6)}$$

- ‘ r’ représente le signal d'entrée mis à l'échelle entre 0 et 1 à l'aide des valeurs de ‘BaseLevel’ et ‘SaturationLevel’.
- ‘lgf_alpha’ est un facteur de forme de la courbe logarithmique qui contrôle la quantité de compression appliquée.

La formule effectue une transformation logarithmique sur les valeurs de "r", en ajoutant un terme lgf_alpha * r à 1 et en calculant le logarithme népérien du résultat. En divisant ensuite ce logarithme par log(1 + lgf_alpha), les valeurs sont ramenées dans la plage de 0 à 1.

Il faut noter qu’au littérature des les valeurs des paramètres$lgf_alpha \approx 416$, $BaseLevel = 0.0156$ et $SaturationLevel$=0.5859.

### Mapping

Le mapping ou la cartographie des canaux, est une étape essentielle dans le traitement des signaux électriques pour la stimulation auditive. Cette étape consiste à attribuer des canaux spécifiques à des électrodes implantées dans l'oreille interne en fonction des caractéristiques du signal audio.

Cette étape a été effectue en deux parties principales :

- La première partie, crée une séquence de canaux et d'amplitudes à partir de la matrice FTM (Filterbank Time Matrix).
- La deuxième partie, effectue le mapping de la séquence de canaux et de d'amplitudes à une séquence d'impulsions.

Finalement nous obtenons les signaux de stimulation électrique.

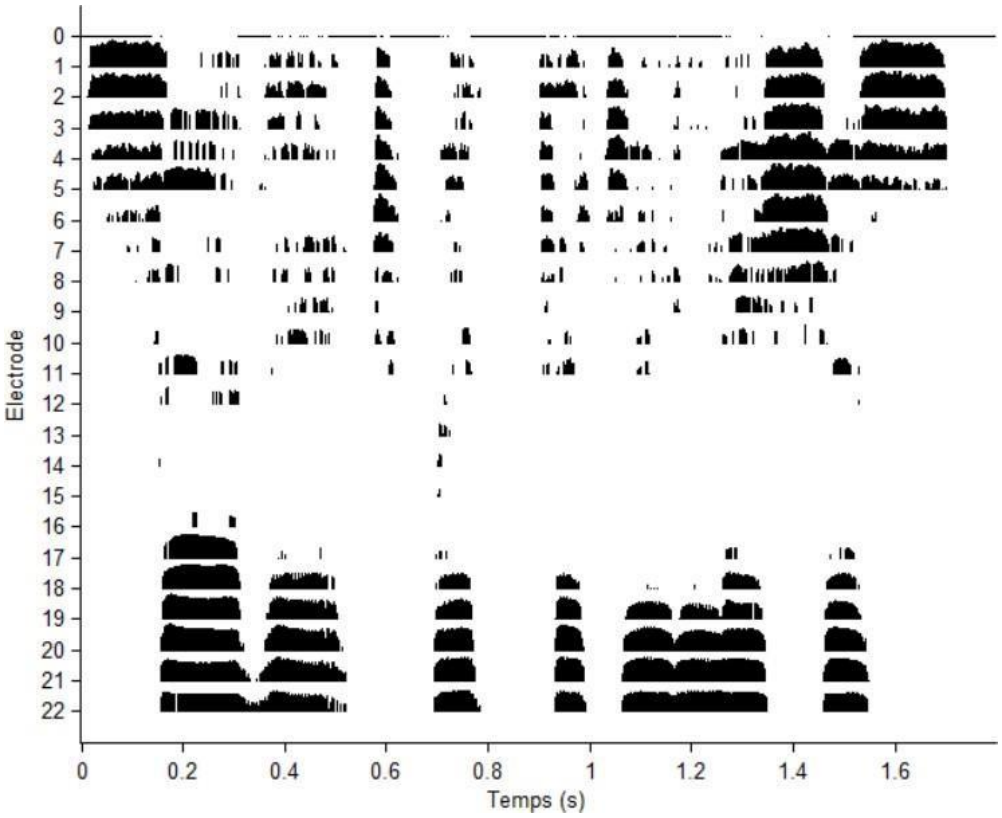



**Figure III.7 :** Electrodogramme de la stratégie ACE

La figure (**III.7**) présente un zoom des electro des 1, 2, 3 et 4 dans la plage de temps [0, 0.2] secondes.

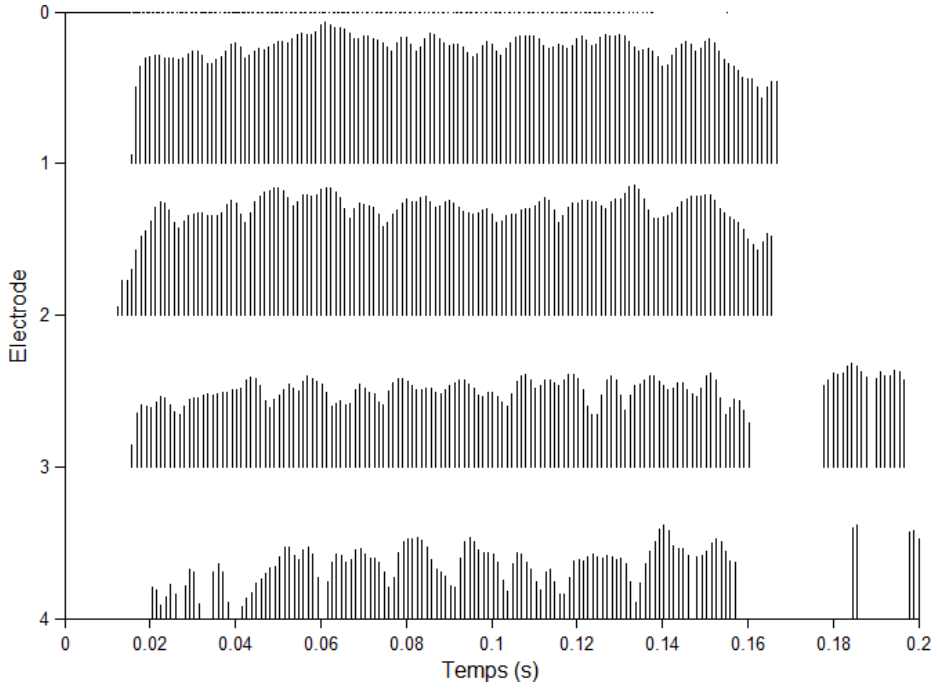



**Figure III.8 :** Electrodogramme agrandide la stratégie ACE

Comme premier pas dans notre propre travail, nous avons pris une stratégie ACE déjà existé puis nous avons généré les impulsions de stimulation de cette stratégie.

**Génération de l'enveloppe gaussienne: [13]**

La courbe de Gauss, découverte par **Carl Friedrich Gauss** est une distribution de probabilité continue qui est symétrique autour de sa moyenne**.**

Le code suivant nous permet de créer l'enveloppe gaussienne utilisée dans nos simulations.

```
t = -8:0.001:8;  % Vecteur de temps
D = 5;  % Largeur de la distribution gaussienne
GauEnv = exp(-pi*t.^2/D^2); % Calcul de l'enveloppe gaussienne
figure;
plot(t, GauEnv);
title('EnvelopeGaussienne');
xlabel('Temps');
```

```
ylabel('Amplitude');
```

La figure suivante montre la représentation temporelle de l'enveloppe Guassienne.

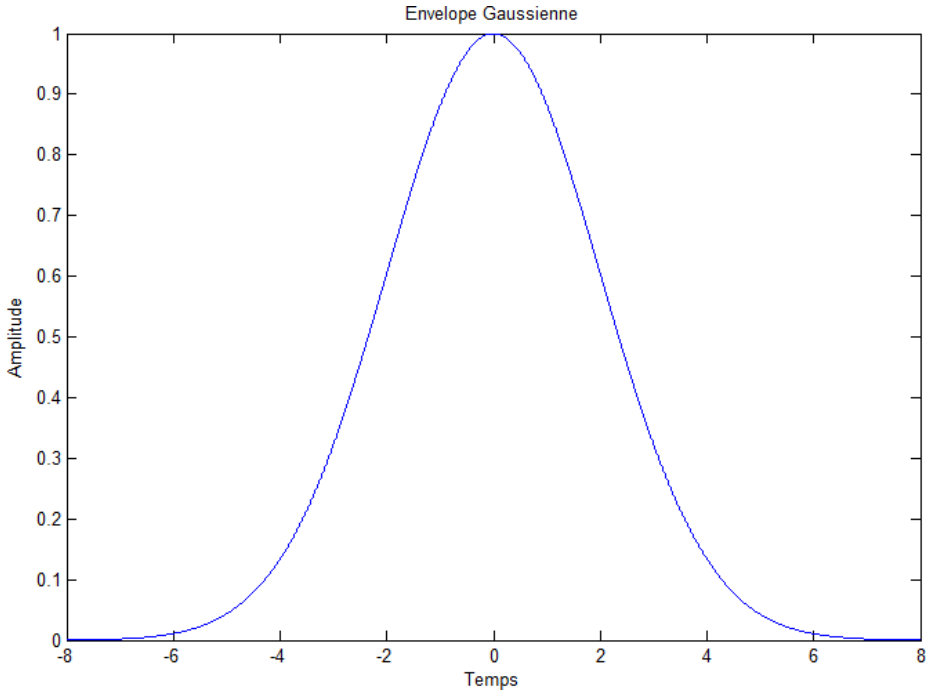



**Figure III.9 :**L'enveloppe Gaussienne

Nous avons généré une enveloppe gaussienne en utilisant la fonction exponentielle avec la formule « **exp(-pi*t.^2/D^2) »**,pour modéliser la décroissance de l'amplitude en fonction du temps.

La courbe figure (**III.9)** présente une forme en cloche symétrique autour de zéro.

**Modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse sinusoïdale :**

La modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse sinusoïdale peut être réalisée en multipliant l'enveloppe gaussienne par une fonction sinusoïdale. Cela permet de moduler l'amplitude du signal sinusoïdal, créant ainsi des variations périodiques.

Nous générons d'abord les sinusoïdes, ensuite nous les multiplions avec train d'impulsions Gaussiennes.

```
Voc_porteuse(n,:) = sin(2*pi*fc(n)*t);
VocEnv.*Voc_porteuse(n,:);
```

Avec n étant un nombre entier de 1 à 22, cela signifie le canal approprié pour l'électrode correspondante qui transmet des signaux de stimulation à une fréquence spécifique fc(n).

La figure(**III.10**) nous montre un train d'impulsions Gaussiennes :

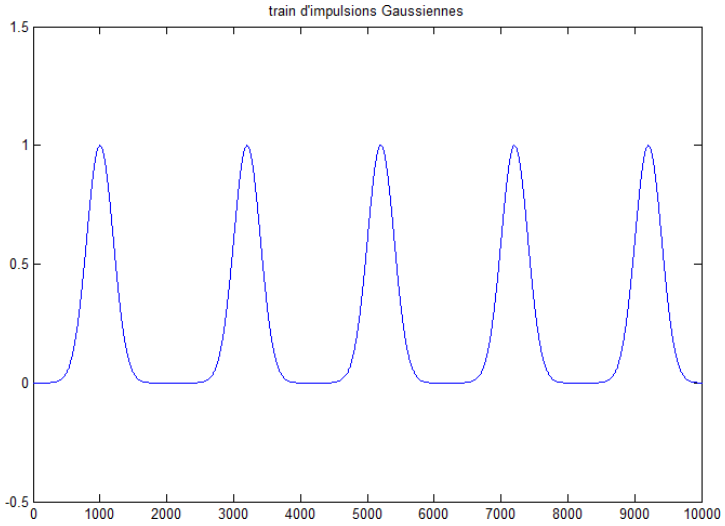



**Figure III.10 :** Le train d'impulsions Gaussiennes

La figure**(III.11)** nous montre la sinusoïde:

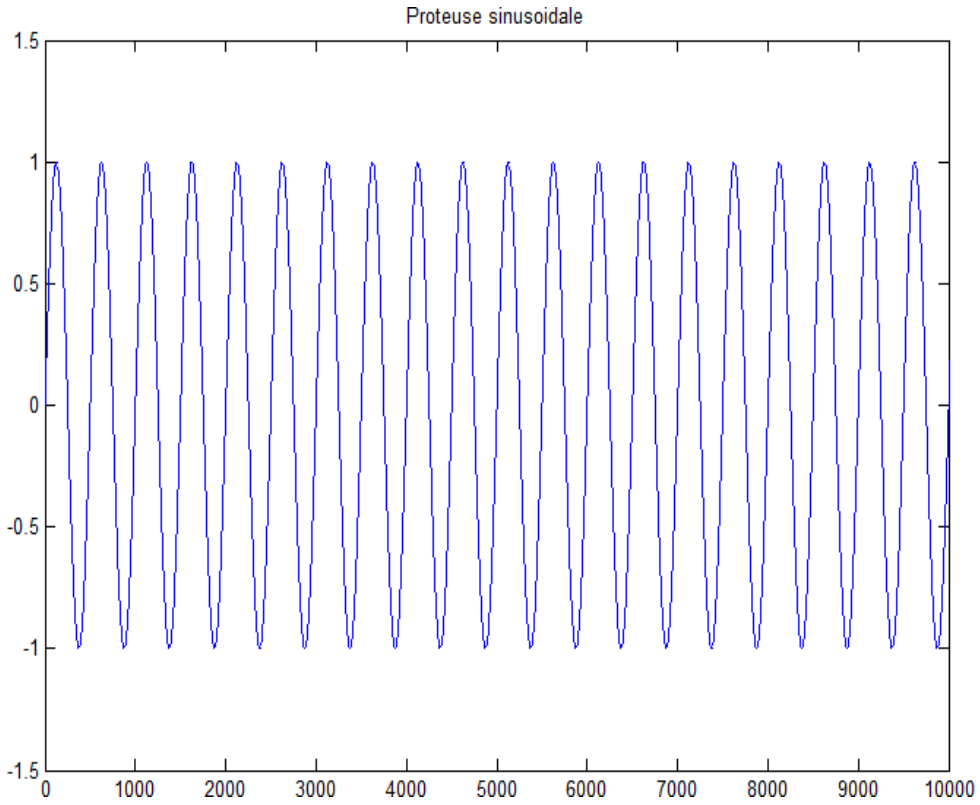



**Figure III.11 :** La porteuse sinusoïdale

(**III.12)** nous montre la porteuse sinusoïdale modulée par un train d'enveloppes Gaussiennes.

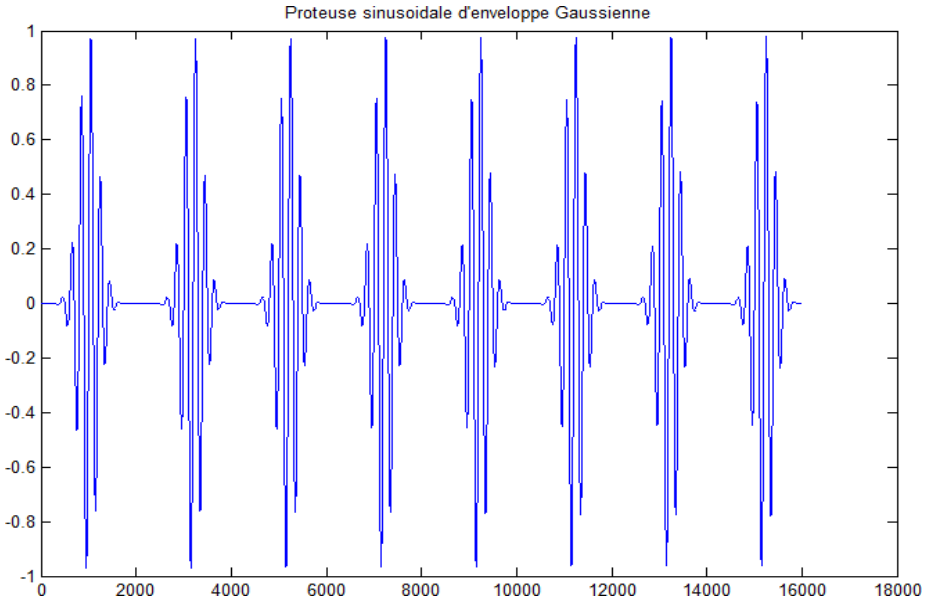



**Figure III.12 :** La porteuse sinusoïdale d'enveloppe Gaussienne

Le résultat donné par la figure (**III.13**) consiste en deux sous-graphiques.

Le premier sous-graphique intitulé "audio origine" représente le signal audio d'origine. Il affiche la forme d'on de du signal avec une plage d'amplitude limitée entre -0.5 et 0.5. Le deuxième sous-graphique intitulé "GET vocodé" représente le signal résultant de la modulation des signaux de stimulation avec une porteuse de tonalité gaussienne (GET). Il affiche également la forme d'onde du signal avec une plage d'amplitude limitée entre -0.5 et 0.5. Les deux signaux sont normalisés et peuvent être comparés visuellement comme on peut les entendre en utilisant la commande Matlab ***soundsc*** :

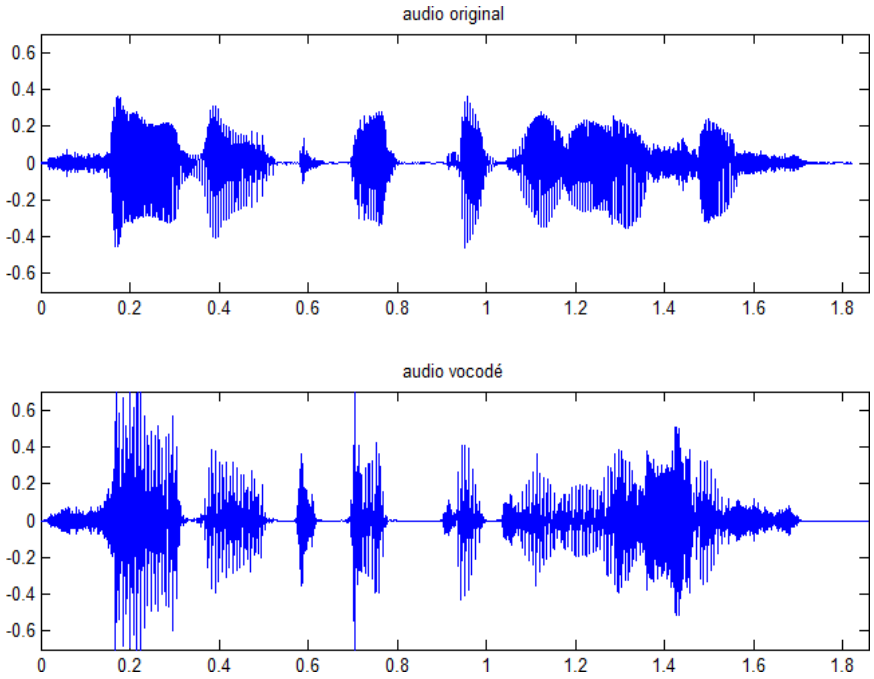



**Figure III.13 :** signal vocodé en utilisant une porteuse sinusoïdale d'enveloppe Gaussienne.

Il faut noter que nous pouvons entendre le signal vocodé sous matlab.

### Modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse bruit

Cette étape consiste à multiplier un signal bruité par un train d'impulsions gaussiennes. Les mêmes étapes sont suivies que dans le cas d'une porteuse sinusoïdale à enveloppe gaussienne, à l'exception de la sinusoïde qui est remplacée par le bruit. Ce dernier est généré en ajoutant de nombreux signaux sinusoïdaux avec une phase initiale aléatoire.

```
Voc_porteuse =0;

for i=1:n
```

```
Voc_porteuse = Voc_porteuse +sin(2*pi*f*t+rand(1)*2*pi);

end
```

Deux sous-graphes suivants nous montrent le signal audio d'origine, et le signal audio vocodé avec la méthode de modulation de l'enveloppe gaussienne avec une porteuse bruit. Les deux signaux sont normalisés et peuvent être comparés visuellement comme le montre la figure (**III.14**):

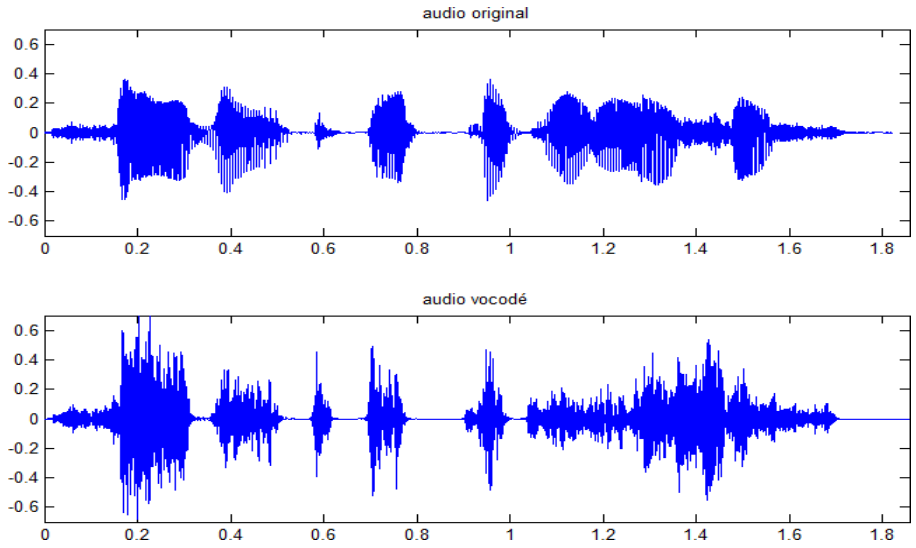



**Figure III.14 :** signal vocodé en utilisant une porteuse bruit d'enveloppe Gaussienne

La différence entre le signal original et le signal vocodé réside principalement dans le contenu spectral et la qualité sonore.

## Conclusion

En conclusion de ce chapitre, nous avons exploré la simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne. Nous avons examiné les principes fondamentaux du vocodeur et les avantages de l'utilisation d'une enveloppe gaussienne pour la porteuse. À travers nos expérimentations, nous avons pu constater que l'utilisation de cette technique permet d'obtenir une reproduction plus précise des signaux de parole, en particulier lorsqu'il s'agit de la modélisation des caractéristiques temporelles et spectrales de la voix humaine. Cette approche offre également une flexibilité accrue pour la modification et la manipulation des signaux vocaux, ouvrant ainsi de nouvelles possibilités dans le domaine du traitement de la parole et de la synthèse vocale. En résumé, la simulation d'un vocodeur utilisant une porteuse d'enveloppe gaussienne constitue une approche prometteuse et pertinente pour la modélisation et la reproduction de la voix humaine avec une grande fidélité et une meilleure adaptabilité.

# Conclusion Générale

**Conclusion général :**

L’implant cochléaire est une avancée majeure dans le traitement des surdités. Eprouver le bonheur d’un patient qui sort de son isolement total est très satisfaisant pour le médecin. Il se compose d’une partie externe, amovible au même titre qu’un appareillage traditionnel, et d’une partie interne qui est introduite au cours d’une intervention chirurgicale. L’anatomie de l’oreille, et en particulier celle de la cochlée, est déterminante vis-à-vis de notre perception auditive. Il est donc nécessaire pour comprendre l’audition de décrire, dans un premier temps, les organes et les mécanismes physiologiques mis en jeu dans ce processus très complexe ainsi que leur rôle respectif.

Ce mémoire a exploré le domaine des implants cochléaires et des stratégies de stimulation cochléaires, avec un accent particulier sur la conception d'un vocodeur basé sur une porteuse d'enveloppe gaussienne. Nous avons abordé les principes fondamentaux de l'audition, l'anatomie et la physiologie de l'oreille, ainsi que les différents types de pertes auditives et leur traitement par les implants cochléaires.

C'est dans ce contexte que la conception de stratégies de stimulation cochléaires et de vocodeurs joue un rôle crucial. Ces techniques de traitement du signal visent à améliorer la perception de la parole et des sons complexes en convertissant les signaux sonores en signaux électriques spécifiques adaptés aux électrodes de l'implant cochléaire.

Le vocodeur basé sur une porteuse d'enveloppe gaussienne que nous avons exploré dans ce mémoire représente une approche prometteuse pour améliorer la discrimination des fréquences et la perception de la parole chez les utilisateurs d'implants cochléaires. En utilisant une enveloppe gaussienne, ce vocodeur peut capturer de manière plus précise les caractéristiques temporelles et fréquentielles des signaux sonores complexes, offrant ainsi une meilleure représentation auditive.

Dans notre travail de simulation a consisté à étudier et à développer un vocodeur basé sur une porteuse d'enveloppe gaussienne pour les implants cochléaires. La stratégie de traitement du signal ACE été étudié et simulée, nous avons présenté les étapes clés de la simulation, de la décomposition du signal à la modulation de l'enveloppe gaussienne. Ce travail contribue à l'avancement de la recherche dans le domaine des technologies d'assistance auditive et ouvre la voie à de nouvelles améliorations pour les utilisateurs d'implants cochléaires.

En conclusion, ce mémoire a contribué à approfondir notre compréhension de l'oreille, de la surdité et des implants cochléaires. En explorant les concepts fondamentaux de l'audition et en examinant les stratégies de stimulation cochléaires et les vocodeurs, nous avons jeté les bases pour des avancées potentielles dans le domaine de la réhabilitation auditive. Les travaux futurs dans ce domaine sont essentiels pour continuer à améliorer la qualité de vie des personnes atteintes de surdité et pour repousser les limites de la technologie des implants cochléaires. Les processeurs et les stratégies de codage de dernière génération tel que l'ACE permettent d'obtenir des bons résultats chez les malentendants sauf dans le bruit qui diminue l'intelligibilité de la parole.

# *Référence Bibliographie*

**Bibliographies:**

[1] : HACHEMI Asmaa, HARABI Khaoula , " Implémentation D'un Banc De Filtre Dédié à Un Implant Cochléaire Sur Circuit FPGA". 76p, Mémoire De Fin D'études De Master, Université DR.YAHIA FARES de Médéa : 2019.

[2] : Thierry Gallopin, "Physiologie de l'audition -Audition_otoémissions-". Cours d'enseignement de Physiologie, ESPCI Paris - PSL (écoled'ingénieurs).

[3] : SAKHI.R.N, "Anatomie de l'Appareil de l'Audition".cours, facmed-univ-oran.dz

[4] : MED-EL, "Comprendre les Implants Cochléaires".Technical Document, Headquarters Fürstenweg 77a 6020 Innsbruck, Austria.

[5] : Emmanuèle.A-D, Stéphanie.B, "Le Renouvellement Du Processeur Vocal Chez L'adulte Implant Cochleaire". 133p, memoire pour le certificat de capacite d'orthophoniste, Universite Paris VI Pierre ET Marie Curie: 2013.

[6] :Khaoula HSSAINE, "L'implantationCochleaire: Experience Du Service D'oto-Rhino-Laryngologie Du Chu Mohammed VI (2007-2010)". 210p, Thése De Doctorat: Medecine, Universite CadiAyyad,Marrakech: 2011.

[7] :Résultats Attendus Avec "Un Implant Cochléaire :Avantages Et Limites", Document D'information.7p,Chudequebec: Centre Québécois D'expertise En Implant Cochléaire, Mai 2018.

[8] :Emmanuèle AMBERT-DAHAN EtStéphanie BOREL, Le Renouvellement Du Processeur VocalChezL'adulteImplanteCochleaire,Pdf,2009-2013.

[9] :HANTABLI.A , ATCHI.N , "Analyse De Signal DansL'implant Par L'utilisation D'un Banc De Filter RIF : Les Algorithmes De Stimulation Et Les Analyseurs De Paroles".111p, Mémoire De Fin D'étude :GenieÉlectrique ,UniversitéYahia Fares ,Medea :2013.

[10]:Chao-Min Wu, "Speech Encoding Strategy Modeling of Cochlear Implant", Laboratory of Biomedical System Modeling and Speech and Hearing Research.

[11] :La RédactionTechtarget, "Lemagit,Matlab", Mai 2018.

[12] :Meng, Qinglin, Huali.Z, Thomas.L, And Fan-Gang.Z, "Vocodeurs De Tonalités Pulsatiles A Enveloppe Gaussienne (GET) Pour La Simulation D'implant Cochléaire".3 Mar. 2022, Consulté Le 13 Juin 2023.

[13] :JVC, Juvénal, "Comprendre et ConstruireUneCourbe de Gauss En Python". Data Transition Numérique, 25 June 2022, www.data-transitionnumerique.com/courbe-gauss-python/, Consulté Le 13 Juin 2023.