الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE DR. YAHIA FARES DE MEDEA

FACULTE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE

Département du Génie Électrique et de l'Informatique



Projet de Fin d'Etudes

Présenté pour l'obtention du Diplôme
DeMaster enGénie Électrique

Spécialité : *Systèmes Intelligents et Communicants*

THEME

Etude et simulation de la stratégie de stimulation ACE pour les implants cochléaires

Proposé et dirigé par,

M.BOUCHERIT ISMAIL

Préparées et présentées par,

Melle.ALLANI Zhor

Melle.BELHDJER Karima

Remerciements

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 exprimons aussi nous remerciements à notre promoteur Mr BOUCHERIT ISMAILpour la confiance qu'il nous a témoignée et pour avoir proposé ce sujet et qui n'a cessé de nous guider et nous diriger.

Ainsi que tous les honorables membres de jury qui nous ont fait l'honneur d'examiner et critiquer ce travail, nous comptons beaucoup sur vos apports de tout genre pour parfaire ce mémoire.

Mes sincères remerciements iront aussi à tous nos enseignants de l'Université Dr Yahia FARES de Médéa pour la qualité de l'enseignement qu'ils ont bien voulu nous prodiguer durant nos études sans ceux ce travail n'aurait certainement jamais pu voir le jour.

Nous ne manquerons pas l'occasion de remercier très chaleureusement, tous eux et à toutes celles qui nous ont encouragés et aidés de près ou de loin pendant la réalisation de ce travail.

Merci à nos camarades et particulièrement à IMAD ,SIDEALI ,HANANE et à tout le monde pour l'honneur qu'ils ont fait en participant à cette soutenance, nous les saluons aimablement pour le respect qu'ils nous portent et qui restera gravé toujours dans notre mémoire.

Merci à toutes nos familles pour leur amour et leur soutien constant, ainsi que tout le personnel de l'administration.

Merci

Dédicaces

A 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 reconnaissance envers ce que vous avez fait d'incroyables pour moi

Que dieu le tout puissant, vous préserve et vous procure sante et longe vie afin que je puisse a mon tour vous combler

A mes très chers sœur et frères

WASSILA &IHAMZA & BILAL

Aucune dédicace ne serait exprimer assez profondément ce que je ressens envers vous

Je vous dirais tout simplement, un grand merci

Je vous aime

Ames très cher amis

NESSERINE& KARIMA &SOUMIA &KARIMA HANANE &FATIMA &IMAD & ZIRAK

En témoignage de l'amitié sincère qui nous a liées et des bons momen[illegible]
Passent ensemble

Je vous dédie ce travail en vous souhaitant un avenir radieu[illegible]t plein de bonne promesse

Zhor

Dédicaces

A mes très chers parents

Ce modeste travail est dédié à mes très chers parents et Grande père

pour leurs sacrifices pour moi avec acharnements

durant toute ma carrière.

Pour leur bien vaillance leurs effort Constants et leur encouragement qu'Allah mes gardes.

A mes très chers sœurs et frères

A ceux qu'ont supporté avec moi les aléas de la vie : me sœur….., et mes frères « amina »

A mes très chères familles

A tous mes oncles, et toute mes tantes.et mes cousins et mes cousines

Son oublié toute ma famille qui m'a aidé de près ou de loin même avec un mot encouragement qui m'a donnée de la morale.

Et mon binôme karima pour l'encouragement et l'aide jusqu'à la finition de notre travail et les belles journées que j'ai passées avec elle.

A mes très chers amis

A mes cher amis : « nawal,djamila,naziha,iman»

A tous ma promotion SIC et tous les étudiants de filière Electronique

A tous mes amis que j'aime et qui m'aiment

A tous ceux qui connait karima et me portent dans leurs cœurs

A tous ceux qui connait karima et me portent dans leurs cœurs

Karima

ملخص :

في إطار معالجة الصوت,لإعادة تأهيل السمع للأشخاص الصم بواسطة زرع قوقعة أذن,نقوم بدراسة ومحاكاة إستراتجية ACE،التي تعمل على توليد نبضات كهربائية متعاقبة و تحفيز العصب السمعي، هذه الاستراتيجية تمنع تحفيز قطبين في آن واحد مما يترتب عليه وجود تفاعلات و تداخلات بين القنوات.

كلمات مفتاحيه:محاكاة, زرع قوقعة,ACE

Abstract:

In the treating of the speech, to rehabilitate the hearing at the deaf people by cochlear implant, we do the realization and the simulation of the strategy ACE, this strategy works with successive electric pulses, which avoid the simultanums stimulation of two electrodes witch the reaction between channels.

Keywords: ACE, Cochlear implant, Simulink

Résumé :

Dans le cadre de traitement de la parole pour la réhabilitation d'audition chez les malentendants par le biais d'implant cochléaire, nous étudions et simulons la stratégie ACE, qui consiste a générer des impulsions électriques séquentielles pour stimuler le nerf auditif. Cette stratégie ne permet pas de stimuler deux électrodes simultanément à cause de la réaction et chevauchement entre les canaux.

Mots clés : ACE, Implant cochléaire, Simulation

Table des matières

LISTE DES FIGURES **1**

LISTE DES TABLEAUX ..... **II**

LISTE DES ACRONYME……..……**IV**

Introduction générale **1**

Chapitre I : SON ET AUDITION

I .1.Introduction **2**

I .2. Caractéristiques général physiques du signal sonore **2**

I.2.1. Types de signaux sonores 2

I.2.1.1. Le son pur 3

I.2.1.2. Les sons composés périodiques 3

I.3. Un mouvement périodique **4**

I.3.1. La fréquence 4

I.3.2. La longueur d'onde 5

I.3.3. La période 5

I.3.4. L'amplitude 6

I.3.5. Puissance acoustique 6

I.3.6. Pression acoustique 7

I.3.7. Intensité acoustique 7

I .4. Surdité **8**

I.4.1.Les type de surdité 8

I.4.1.1**.** La Surdité de transmission 8

I.4.1.2. La surdité de conduction 9

I.4.1.3. La surdité de perception 9

I.4.1.4. La surdité mixte 10

I.4.1.5. La surdité centrale 11

I .5. Les degrés de perte auditive **11**

I .6. Système auditive **11**

I.6.1**.** L'oreille externe 12

I.6.2. L'oreille moyenne 12

I.6.3. L'oreille interne 12

I .7. Caractéristiques général physiques du signal sonore 14

I .8. Conclusion **16**

Chapitre II : Implant cochléaire et stratégies

II .1. Introduction.....**17**

II .2. Les principaux types d'implants auditifs.....**17**

II.3. Implant cochléaire (IC) **17**

II .4. Les Composants d'Implant cochléaire **18**

II .4.1. Partie externe **19**

II .4.2. Partie interne **19**

II .5. Principe général de fonctionnement des implants cochléaires 20

II .6. Test psychophysique **21**

II .6.1. Seuil T **22**

II .6.2. Seuil C**……..**22

II .7. Le processus de réglage de l'implant cochléaire …….22

II .8. Identification des candidats à l'implantation cochléaire **23**

II .9. L'intervention chirurgical ……23

II .10. Les limites techniques de l'implant 24

II .11. Les types d'implant cochléaire ….....**24**

II .11.1. L'implant House/3M 25

II .11.2. L'implant Ineraid **25**

II .11.3. L'implant Clarion **25**

II .11.4. L'implant Nucleus **26**

II .11.5 L'implant de l 'Université de Sherbrooke huit canaux 26

II .11.6. L'implant à 16 canaux de l'Université de Sherbrooke **26**

II .12. Les stratégies de codage de l'implant cochléaire **27**

II .12.1. Le fonctionnement des stratégies de codage.....27

II .12.2. Les différentes stratégies de codage **28**

II .12.2.1. Les stratégies d'extraction de pics (ou N-of-M)…… ..28

II.2.1.2.1.1. La stratégie SPEAK (spectral peak) ……..28

II.2.1.2.1.2. La stratégie ACE…….. 29

II .12.2.2 Les stratégies d'extraction d'enveloppe …….....30

II.2.1.2.2.1 La CIS (Continuous Interleaved Sampling) 31

II.2.1.2.2.2 La FSP (Fine Structure Processing) 32

II.2.1.2.2.3. HiRes120 32

II .13. Les avantages et les inconvénients d'un implant cochléaire **34**

II .14. L'implant cochléaire dans deux situations auditives **35**

II .14.1. La perception acoustique avec un implant cochléaire…….....35

II .14.1.1. Généralités 35

II .14.1.2. Les particularités de la perception acoustique de la parole 36

II.14.1.2.1. La fréquence fondamentale 36

II.14.1.2.2. Les basses fréquences 36

II.14.1.2.3. La modulation temporelle **36**

II .14.2. L'implant cochléaire et le bruit.....37

II .14.2.1. Notions d'acoustique concernant l'intelligibilité de la parole dans le bruit……..…….37

II .14.2.2 La compréhension de la parole dans le bruit …….37

II.14.3. La réhabilitation de l'intelligibilité de la parole dans le bruit…….. 38

II .14.3.1. La binauralité 38

II .15. Conclusion **39**

Chapitre III : simulation de la stratégie ACE

III .1. Introduction **40**

III.2.La stratégie ACE **40**

III .3. Les étapes de la stratégie……..41

III.3.1. Prétraitement 41

III.3.2. Fenêtrage et Transformée de Fourier « FFT »....43

III.3.3 Diviser le spectre en M bande....43

III.3.4. choisir N amplitude des M bande....45

III.3.5. La Compression....46

III.3.6. Modulation d'amplitude....47

III .4 Simulation de l'ACE par un vocodeur…….48

III.4.1. PESQ....50

III .5. Simulation de la stratégie ACE……53

III.5.1. les étapes de la stratégie ACE par simulation……...54

III.5.1.1 Transformé de Fourier……..54

III.5.1..2 Détection d'enveloppe ……55

III.5.1.3. Modulation……...57

III .6. Conclusion **59**

LISTE DES FIGURES

Figure I.1. *Représentation graphique d'un son pur : une fonction sinusoïdale. On observe une périodicité flagrante avec une fréquence constante dans le temps. Un exemple de son presque pur est celui du diapason, en effet un son pur est introuvable dans la nature*.....3

Figure I.2. *Représentation graphique d'un signal complexe. La parole (ou bruit) est un exemple très concret de son complexe*.....3

Figure I.3. *Le son pur aigu représenté par la sinusoïde du haut a une fréquence élevée soit beaucoup de périodes en une seconde. A l'inverse le son pur grave représenté par la sinusoïde du bas a une fréquence faible soit très peu de périodes dans une unité de temps*.....4

Figure I.*4.Ce schéma illustre sur différentes courbes la distance entre deux points consécutifs d'un cycle complet soit la longueur d'onde de chacune d'elle*.....*5*

Figure I.5. *Longueur d'onde peut se mesurer à n'importe quel endroit de l'onde dans la mesure où elle prend en compte un cycle complet.*.....*6*

Figure I.6 *l'amplitude.*.....*6*

Figure I.7. *Présentation graphique de la surdité de transmission*.....9

Figure I.8. *Présentation graphique de la surdité de perception* 9

Figure I.9.*niveaux de surdité*.....*11*

Figure I.10 : *Schéma de l'appareil auditif humain*.....*11*

Figure I.11.*Schéma de l'oreille interne*.....*13*

Figure I.12.*Schéma de la cochlée*.....*13*

Figure I.13. *Organe de Corti*.....*14*

Figure I.14. *La transduction des cellules ciliée*s.....*15*

Figure II.1. *Composants IC*.....18

Figure II.2. *Fonctionnement d'IC*.....21

Figure II.3. *Schémas bloc se la stratégie SPEAK* 29

Figure II.4 .*schémas bloc se la stratégie ACE* 30

Figure II.5. *Schéma bloc de la stratégie CIS*.....32

Figure II.6. *Schéma bloc de la stratégie HiRes12*0.....*33*

Figure III.1. *Représentation des impulsions bi phasiques utilisées dans la stratégie ACE* *40*

Figure III.2. *Schéma fonctionnel d'ACE*.....41

Figure III.3.*exemple d'onde de parole*.....42

Figure III.4. *Spectrogramme d'onde de parole /a/*.....42

Figure III.5. *Transformée de Fourier trame de longueur 128*..... 43

Figure III.6. *L'amplitude de chaque canal*.....45

Figure III.7. *Choix de maximum amplitude* 45

Figure III.8. *Compression logarithmique utilisée dans la stratégie ACE*.....46

Figure.III.9.*modulation* 47

Figure III.10.*schéma d'algorithme vocodeur*.....48

Figure III.11.*signal audio utilisée*.....49

Figure III.12.*signal résultat*.....50

Figure III.13. *Signal SNR 0db*.....51

Figure III.14. *Spectrogramme SNR 0Db*.....52

Figure III.15. *Le signal vocodeur*.....52

Figure III.16. *Spectrogramme de signal vocodeur*.....52

Figure III.17. *PESQ dans le cas de parole bruitée par bruit ''babble''*.....54

Figure III.18. *Simulation de stratégie ACE*.....54

Figure III.19.*simulation de signal d'entre et FFT* 55

Figure III.20. *Enveloppe bande 1*.....55

Figure III.21.*Les 22 bandes d'enveloppe*.....56

Figure III.22.*simulation de choisir 8 amplitude*.....56

Figure III.23.*Fonctionne de compression*.....57

Figure III.24. *Block Modulation*.....57

Figure III.25. *Modulation de 1^{ere} canal*.....58

Figure III.26. *Modulation dans chaque canal*.....59

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.*1 Principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage disponible*.....*24*

Tableau II.2. *Bruit entendus et Compréhension de la parole*.....*35*

Tableau III.1**.***numéros de pics de FFT, fréquence centrale et les gains par filtre de bande M=22*.....*44*

Tableau III.2.*les fréquence centrale de chaque bande du vocodeur*.....*48*

Liste des Acronymes

LISTE DES ACRONYMES

ACE :Advanced Combination Encoder’’

ASK : Amplitude-Shift Keying

CA : Compresses Analog

CCE :Les cellules ciliées externes

CCI: Les cellules ciliées internes

CIS: Continuous Interleaved Sampling

dB :decibel

FDA: Food and Drug Administration

FFT: *Fast Fourier* Transform

FSK: Frequency Shift Keying

IC: Implant Cochléaire

PBF :Band Pass Filter

PESQ: Perceptual Evaluation of Speech Quality

SNR : Le rapport de signal sur bruit

SPL : Sound Pressure Level

Introduction générale

L'implant cochléaire est une prouesse technologique majeure du 20ème siècle notamment en matière de santé publique. Depuis son développement dans les années 50, il a permis aux personnes sourdes de sortir de l'isolement dans lequel ils étaient, en réhabilitant l'audition. La plupart des déficiences du system auditif affecte l'oreille interne (cochlée) et nécessite un implant cochléaire spécifique.il est basé sur la conversion du message vocal en impulsion électriques à la stimulation des cellules nerveuses. Cette prothèse est composée d'un module de traitement de la parole qui modélise et remplace l'oreille interne, et d'une électronique interface pour la transmission, la génération d'ondes et la réception signal.

Le mémoire sera organisé dans trois chapitres :

Le premier chapitre est destiné à l'énumération des caractéristiques d'un son, nous bornerons aux caractéristiques principales du son, puis nous décrivons l'oreille humaine nous donnons enfin un aperçu sur les différents types de surdité.

Le deuxième chapitre est consacré à l'implant cochléaire par la description de ses composants et son principe de fonctionnement, ses limites et les stratégies utilisée dans la stimulation cochléaire par les différents fabricants d'implants.

Dans le troisième chapitre nous simulons la stratégie ACE avec te ses étapes, et ceci est réalisé par deux modes de simulation : simulation par des programmes MATLAB et simulation par les blocs de Simulink MATLAB. Une simulation de la perception de la parole par les porteurs d'implants a été aussi introduite en utilisant le modèle de vocodeur.

Chapitre I :

Son

Et

Audition

I.1. Introduction

Du point de vue physique, un son peut être défini comme toute variation de pression qui peut être détectée par l'oreille humaine, et alors L'oreille est l'organe d'action de l'écoute. Elle capte les sons, les analyse et les transforme en un message nerveux compréhensible pour le cerveau.

L'oreille intervient également dans le maintien de l'équilibre, Cette partie est destinée à l'énumération des caractéristiques d'un son, nous nous limiterons aux caractéristiques principales du son qui sont principalement la fréquence F, la longueur d'onde λ et la période T et Puissance acoustique,…, et ensuite d'examiner les aspects anatomiques et physiologiques de l'oreille humaine, en particulier de l'oreille interne. Nous abordons ensuite, les concepts élémentaires de l'audition.

I.2.Caractéristiques générales physiques du signal sonore

L'onde sonore est caractérisée par plusieurs grandeurs physiques que nous détaillerons dans cette première partie.

I.2.1.*Types de signaux sonores* [1]

Une différenciation entre deux types de signaux sonores se fait :

— Le signal d'un son complexe.

— Le signal d'un son pur.

I.2.1.1. *Le son pur*

Est modélisé par une fonction sinusoïdale périodique, cette fonction traduit plusieurs grandeurs qui caractérisent l'onde sonore, la figure I.1 représente le son pur :

— une fréquence.

— une longueur d'onde.

— une amplitude ou intensité sonore.

— la Puissance acoustique.

— Pression acoustique**,** Intensité acoustique**.**

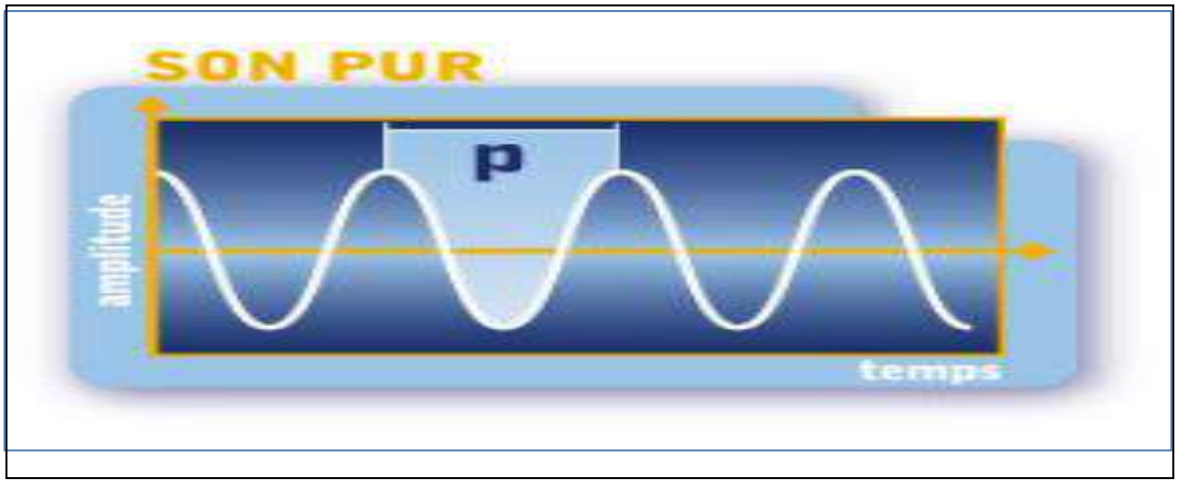


Figure I.1.*Représentation graphique d'un son pur : une fonction sinusoïdale. On observe une périodicité flagrante avec une fréquence constante dans le temps. Un exemple de son presque pur est celui du diapason, en effet un son pur est introuvable dans la nature*. **[1]**

I.2.1.2. *Les sons composés périodiques*

Résulte généralement quant à lui de la superposition d'une multitude de sons purs. Ainsi on interprète celle d'un signal complexe comme la somme d'une multitude de sinusoïdes. L'ensemble des sons ne vérifient pas cette théorie. Une note d'un instrument de musique tel que le piano est un son complexe répondant parfaitement à cette notion acoustique.

La figure I.2 représente le son compose.



Figure I.2. *Représentation graphique d'un signal complexe. La parole (ou bruit) est un exemple très concret de son complexe* **[1]**

I.3. Un mouvement périodique

Le mouvement périodique est caractérisé par

I.3.1. *La fréquence [1]*

La fréquence est alors le nombre de périodes en une seule seconde soit le nombre de fois qu'un phénomène périodique se reproduit par unité de temps. La période et la fréquence étant liées directement, la relation donnant la fréquence **F** (Hertz) en fonction de la période **T** (seconde) est :

$$F = 1/T \qquad \textbf{(I.1)}$$

Plus la fréquence est élevée plus le son est aigu et plus elle est basse plus le son sera grave. Plus concrètement, le son grave d'un piano aura une plus faible fréquence que le son aigu de ce-dernier. Le son pur aigu représenté parla figure I.3

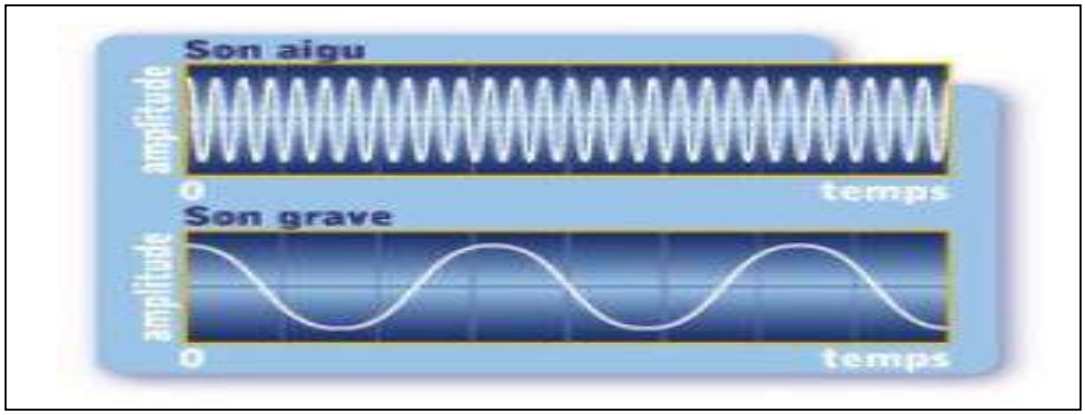


Figure I.3. *Le son pur aigu représenté par la sinusoïde du haut a une fréquence élevée soit beaucoup de périodes en une seconde. A l'inverse le son pur grave représenté par la sinusoïde du bas a une fréquence faible soit très peu de périodes dans une unité de temps.* **[1]**

I.3.2. *La longueur d'onde [2]*

La longueur d'onde est la plus courte distance séparant deux points de l'onde strictement identiques à un instant donné. Elle s'exprime en mètre.

Cette distance est mesurable à n'importe qu'elle endroit de l'onde uniquement si elle correspond toujours à la longueur d'un cycle complet. Cette longueur d'onde varie en fonction de la nature et de l'état du milieu de propagation dans lequel le son se propage.

Dans l'air, la vitesse de propagation des ondes acoustiques est de 340 mètres par secondes, c= 340m/s. Dans l'eau=140m/s.

La longueur d'onde **λ** dépend de la période dont on parlera ensuite, et de la vitesse du milieu de propagation, soit par la relation :

$$\lambda = c\ T \qquad \textbf{(I.2)}$$

Où **T** est la période exprimée en seconde, **C** correspond à la célérité par ailleurs nous pouvons aussi trouver sur certains documents la relation suivante:

$$\lambda = v / f \qquad \textbf{(I.3)}$$

Où **V** est la vitesse de propagation de l'onde, **F** détermine la fréquence. En effet, ces deux relations peuvent être liées, voici une explication : Sachant que **λ = v / F**, **F** est la fréquence soit l'inverse de la période donc **F = 1 / T** de plus **V** qui détermine la vitesse de propagation est en réalité appelé en physique la célérité **C**.

On obtient alors **:**

$$\lambda = v / F \ .$$
$$\lambda = c / (\ 1 / T)$$
$$\lambda = c\ (T / 1).$$
$$\lambda = c\ T \ .$$

D'après ce calcul, on retrouve bien la relation de départ. Ces deux relations sont vraies, cependant la première citée est celle que nous allons retenir car elle introduit les vrais termes physique associé à l'onde sonore telle que la célérité.les différentes courbes représente par figure I.4.

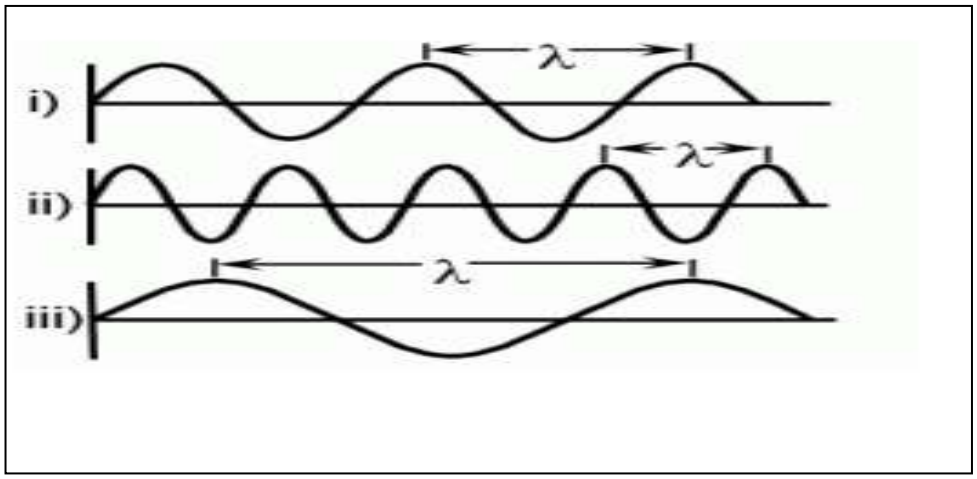


Figure I.4: *Ce schéma illustre sur différentes courbes la distance entre deux points consécutifs d'un cycle complet soit la longueur d'onde de chacune d'elle* ***[2]***

I.3.3. *La période [2]*

La période **T** est exprimée en seconde et correspond à la durée d'une longueur d'onde. On peut dire qu'il s'agit de l'équivalent temporel de la longueur d'onde. Représenter par figure I.5

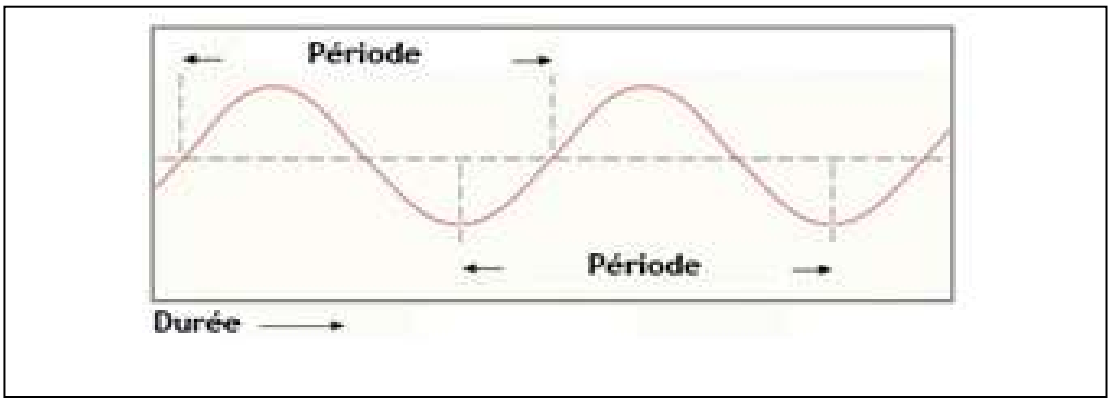


Figure I.5. *Longueur d'onde peut se mesurer à n'importe quel endroit de l'onde dans la mesure où elle prend en compte un cycle complet* **[2]**

I.3.4. *L'amplitude [2]*

L'amplitude correspond aux variations de pressions de l'onde sonore. En musique, l'amplitude correspond à l'intensité du son :

C'est le niveau sonore. L'intensité du son se mesure à l'aide d'un sonomètre et nous donne des valeurs en décibels (dB Spl).

SPL pour " Sound Pressure Level". Ces valeurs sont comprises entre 0dB et l'infini, mais dans la pratique peu de son dépasse plus de 150 dBspl.la figure I.6 représente l'amplitude.

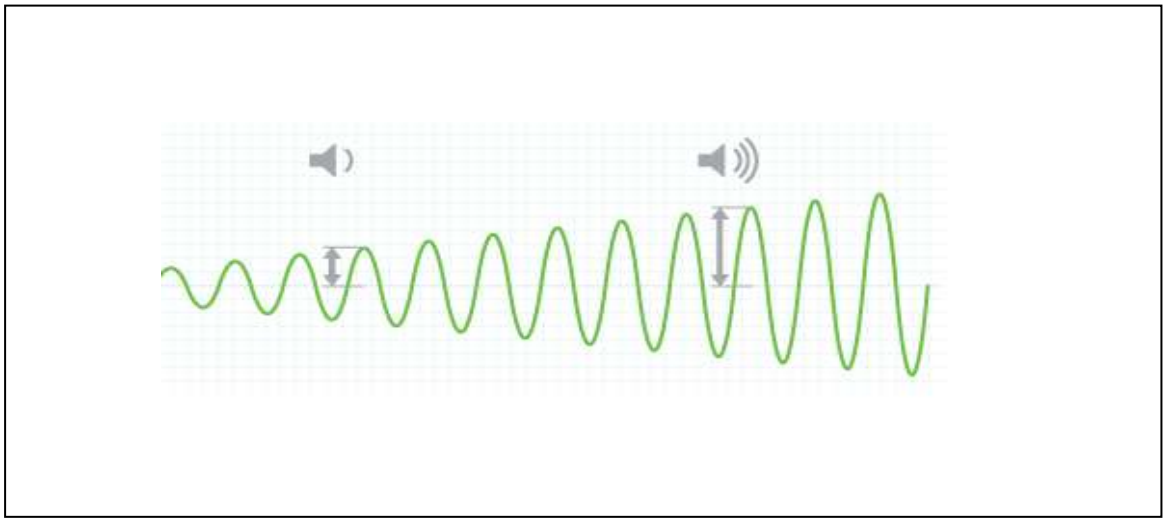


Figure I.6.*l'amplitude* **[2]**

I.3.5. *Puissance acoustique [3]*

Exprimée en watt, la puissance acoustique est l'énergie délivrée par une source sonore pendant un intervalle de temps donné. Elle peut être définie par la formule :

$$P = E / \Delta T \qquad \textbf{(I.4)}$$

Où **P** est la puissance acoustique en **Watt (W)**.

E l'énergie acoustique en joules **(J).**

Δ**T** un Intervalle de temps **(s)**. Cette variable dépend uniquement des caractéristiques de la source.

I.3.6. *Pression acoustique [3]*

La pression **ρ** est une contrainte appliquée à la surface d'un corps. Elle correspond à une force par unité de surface. Au repos, les molécules sont soumises à la pression atmosphérique. Lorsque le milieu est perturbé, le mouvement des molécules engendre des variations locales de la pression ; c'est la pression acoustique. La pression et l'intensité acoustique sont liées par la formule :

$$I = \rho^2 / (P^* C) \qquad \textbf{(I.5)} \quad .$$

Ou **I** est l'intensité (W^*m^{-2}), **P** la pression acoustique en un point exprimée en Pascal (**Pa**), **ρ** la masse volumique du milieu (kg^*m^{-3}), **C** la célérité de propagation de l'onde ($m.s^1$).Ainsi Lorsque la pression est deux fois plus forte, l'intensité acoustique est multipliée par **4**

I.3.7. *Intensité acoustique [3]*

L'intensité acoustique est la puissance transportée par les ondes sonores dans une direction donnée, par unité de surface perpendiculairement à cette direction .Elle s'exprime en Watt par mètre carré (**W/m^2 ou $W.m^{-2}$**).L'intensité acoustique est une grandeur essentielle pour la description des espaces sonores. S'il n'y a pas d'intensité acoustique, il n'y a pas de transfert d'énergie d'un endroit à un autre, donc pas de signal sonore. Mais ce n'est pas une quantité directement accessible à la sensation ni à la mesure. La sensation dépend uniquement de la pression acoustique ; une intensité acoustique correspond nécessairement à un son, mais un son *intense* peut avoir une *intensité* faible s'il correspond en grande partie à une onde

stationnaire causée par une résonance. La mesure de l'intensité acoustique est indirecte. Des appareils comprenant au moins soit deux transducteurs de pression acoustique soit un transducteur de pression acoustique et un transducteur de vitesse acoustique effectuent automatiquement les calculs nécessaires à l'évaluation de l'intensité acoustique dans un espace.

I.4.Surdité

La surdité est une élévation du seuil de perception des sons quel qu'en soit le degré. La surdité ou la déficience auditive est définie comme un affaiblissement ou une abolition du sens de l'ouïe **[4],** soit une altération de la perception des sons. Alors , la surdité est la perte complète de la capacité d'entendre d'une ou des deux oreilles **[5].**

I.4.1. *Les type de surdité*

Il existe deux fonctions bien distinctes dans l'appareil auditif. L'oreille externe et l'oreille moyenne qui se chargent de la transmission des ondes sonores. L'oreille interne et les centres nerveux auditifs transforment ces ondes en message. On distingue deux types de surdité :

I.4.1.1.*Surdité de transmission [4]*

La surdité est due a la transmission quand l'oreille externe ou l'oreille moyenne est touchée et que l'oreille interne est intacte. Parmi les principaux problèmes qui entraînent fréquemment des surdités de transmission, notons :

— le manque de mobilité du tympan (les causes sont multiples : otite séreuse ou séro-muqueuse, calcification, perforation, ...)

— un problème sur la chaîne ossiculaire (ankylose de l'étrier ou otospongiose, luxation d'un osselet, lyse ...).on représente la surdité de transmission par la figure I.7.

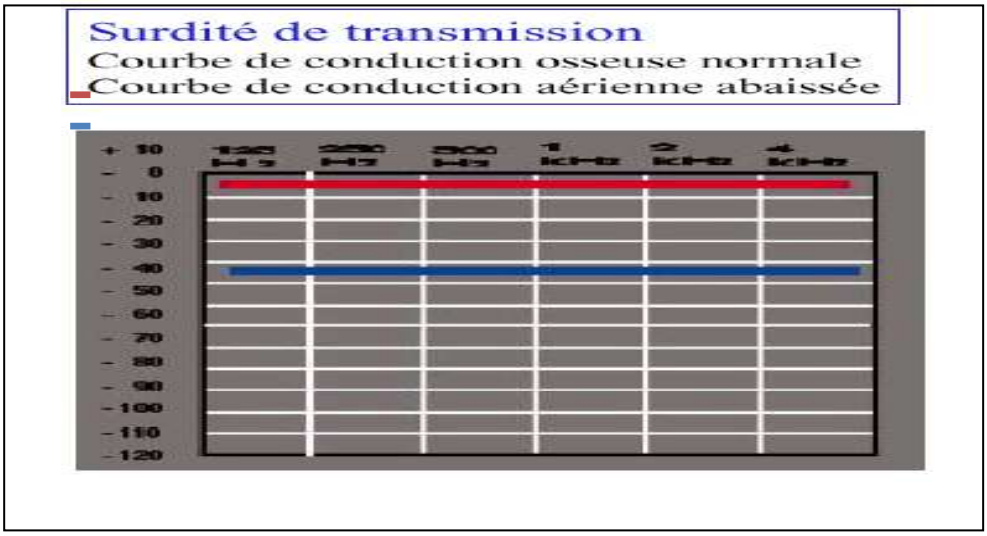


Figure I.7. *Présentation graphique de la surdité de transmission* **[5]**

I.4.1.2.La surdité de conduction [6]

Est liée à l'oreille externe et moyenne et peut être causée par un bouchon de cérumen, une perforation du tympan, des anomalies congénitales, une otite ou être d'origine héréditaire. Son traitement médical ou chirurgical est souvent efficace.

I.4.1.3.*La surdité de perception :* [6]

Est liée au système nerveux, est le type de déficience auditive le plus répandu. Elle survient quand l'oreille interne est endommagée à cause du vieillissement, de problèmes prénataux et liés à la naissance, d'infections virales et bactériennes, de l'hérédité, d'un traumatisme, de l'exposition à des bruits très forts, du reflux du liquide ou d'une tumeur bénigne dans l'oreille interne. On représente par la figure I.8

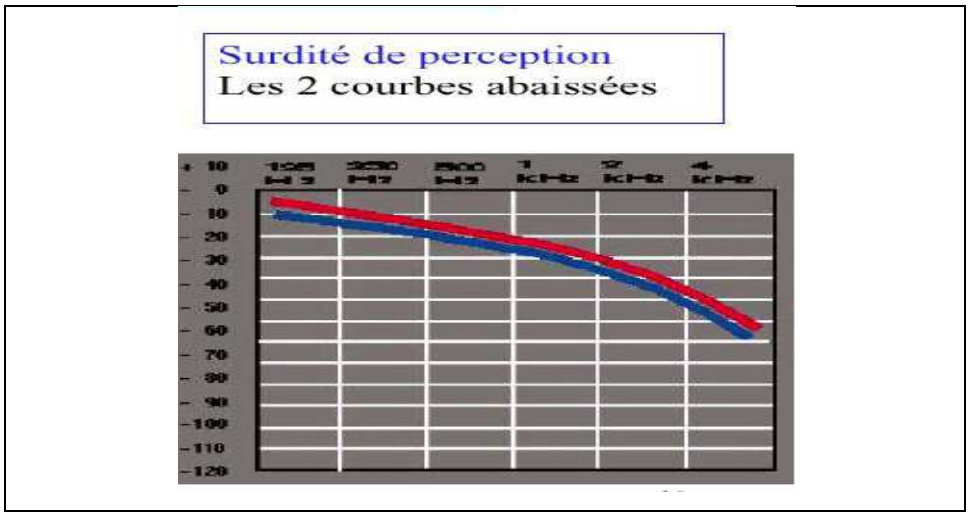


Figure I.8. Présentation graphique de la surdité de perception **[5]**

I.4.1.4.*La surdité mixte* [6]

Est désigné la coexistence d'une surdité de conduction et d'une surdité de perception et est le signe d'un problème de l'oreille externe ou moyenne, ainsi que de l'oreille interne

I.4.1.5.*La surdité centrale* [6]

Est le résultat de l'endommagement ou de la déficience des nerfs ou du noyau du système nerveux central, soit dans les voies qui conduisent au cerveau, soit dans le cerveau lui-même. Ce type de perte auditive est rare.

I.5.Les degrés de perte auditive [6]

— Faible : problèmes en cas de mauvaises conditions d'écoute .Perte en décibels16 – 25

— Surdité légère : difficulté à entendre des paroles prononcées à voix basse ou à distance. un appareil de correction auditive pourrait être utile. Perte en décibels 26 – 40

— Moyenne : possibilité d'entendre une conversation à 1 ou 2 mètres de distance, mais la compréhension des paroles exige un effort, surtout en présence d'un bruit de fond. Appareils de correction auditive obligatoires .Perte en décibels.41 – 55

— Moyennement sévère : la conversation doit être forte et proche; les appareils de correction auditive sont à compléter par d'autres dispositifs et par l'apprentissage de la lecture labiale. Perte en décibels 56 – 70

— Sévère : impossibilité d'entendre des paroles prononcées à voix forte ou au téléphone. Une autre technologie, la lecture labiale, du consulting et de l'orthophonie pourront être nécessaires, en plus des appareils de correction auditive**.** Perte en décibels **7**1 – 90

— Profonde : possibilité d'entendre certains sons très forts ou d'en ressentir les vibrations. L'apprentissage de la lecture labiale, l'orthophonie et le consulting sont indispensables (ce niveau de perte auditive est celui d'une personne devenue sourde).Perte en décibels 91 +.

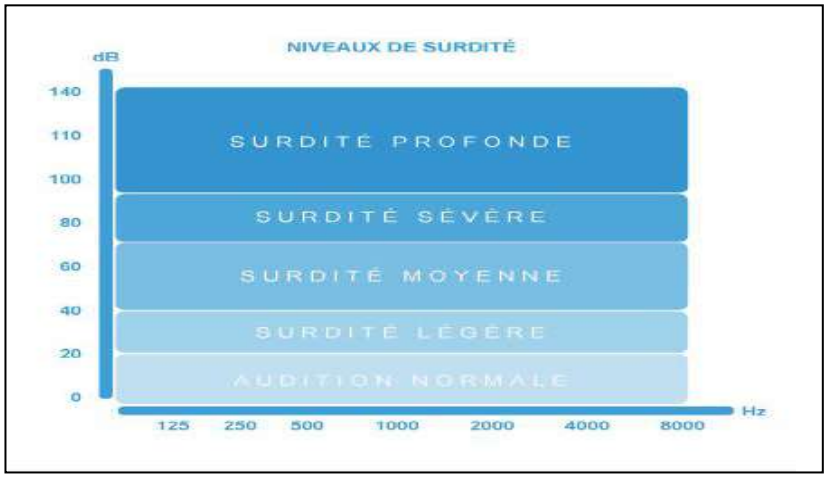


Figure I.9.*niveaux de surdité* **[7].**

I.6. Système auditif

Le système auditif humain possède des capacités remarquables. Sa sensibilité s'étend sur une plage de fréquences audibles allant de 20Hz à 20 kHz et couvre un ensemble de pressions acoustiques (20 µPa à 20 Pa) ce qui représente une incroyable dynamique 1 de 120 dB **[8]**

En outre, les capacités de discrimination aussi bien en fréquence qu'en intensité sont excellentes. Cette sensibilité est étonnante au vu du faible nombre de cellules sensorielles dont dispose la cochlée (3500 cellules ciliées internes) en comparaison avec les millions de cellules photosensibles de l'œil.

L'appareil auditif est divisé en trois éléments :

1) L'oreille externe. 2) L'oreille moyenne. 3) l'oreille interne. Représentés par la figure I.10

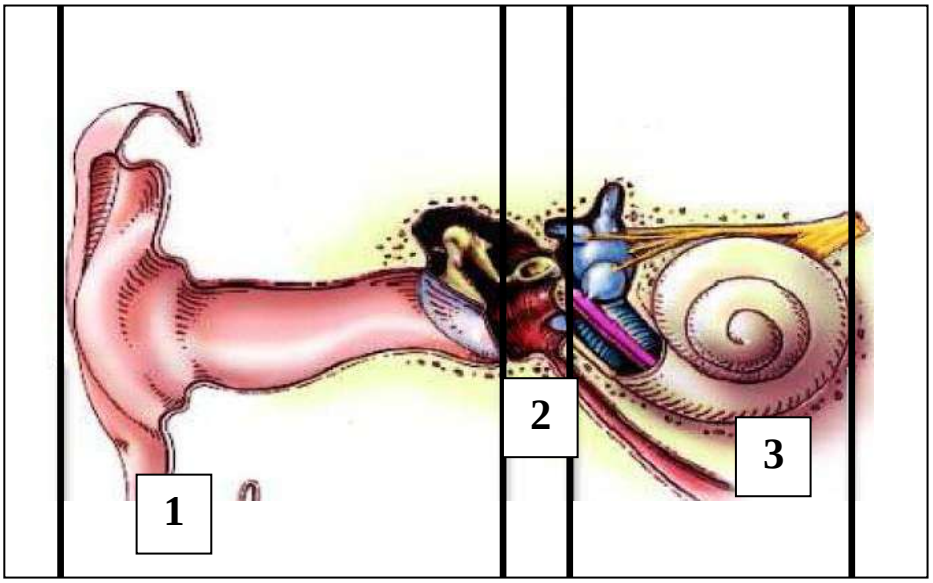


Figure I.10 : *Schéma de l'appareil auditif humain.* **[9]**

I.6.1.*L'oreille externe* [10]

L'oreille externe est le premier maillon de la chaîne que constitue l'appareil auditif. Elle reçoit les vibrations acoustiques aériennes et les transmet à l'oreille moyenne. L'oreille externe est composée du pavillon, du conduit auditif externe et une fonction d'antenne acoustique :

— Le pavillon : amplifie de quelques décibels, les fréquences avoisinant 5 kHz.

— le conduit auditif externe : amplifie d'une dizaine de décibels celles autour de 2,5kH

Le rôle auditif de l'oreille externe est donc permettre la localisation des sources sonores. Les ondes sonores transmises à l'oreille moyenne sont altérées par la combinaison entre les effets de diffraction acoustique sur le corps ou sur la tête et les effets de la géométrie de l'oreille externe.

I.6.2. *L'oreille moyenne* [10]

L'oreille moyenne est l'élément essentiel de la transmission sonore. Elle est composée principalement par la membrane tympanique et la chaîne des osselets ou chaîne ossiculaire.

Les fonctions principale de l'oreille moyenne est de transmettre les vibrations aériennes vers l'oreille interne. La deuxième fonction est de protéger, par réflexe, l'oreille interne aux sons de fort niveau, en particulier pour les basses fréquences. Ce réflexe se déclenche normalement en 150ms pour des sons de plus de 80 dB HL (c'est à dire 80 dB au dessus du seuil auditif 2) et en 25 à 35ms pour des niveaux plus élevés.

I.6.3.*l'oreille interne* [10]

L'oreille interne est l'organe principal de l'audition, car c'est le responsable de la transduction du signal acoustique en message nerveux. Son anatomie et sa physiologie très complexes sont à l'origine des capacités auditives très performantes dont disposent les mammifères.

L'oreille interne regroupe deux organes sensoriels distincts : [11]

— Le vestibule : organe de l'équilibre .il comporte (1) Canal antérieur, (2) Ampoule (du même canal), (3) Ampoule (canal horizontal), (4) Saccule, (7) Canal latéral (horizontal),(8) Canal postérieur, (9) Ampoule (canal postérieur), (14) Utricule.

— la cochlée : organe de l'audition, dont **(5)** Canal cochléaire, **(6)** Hélicotrème, **(10)** Fenêtre ovale, **(11)** Fenêtre ronde, **(12)** Rampe vestibulaire, **(13)** Rampe tympanique.

La figure I.11 représenté l'oreille interne.

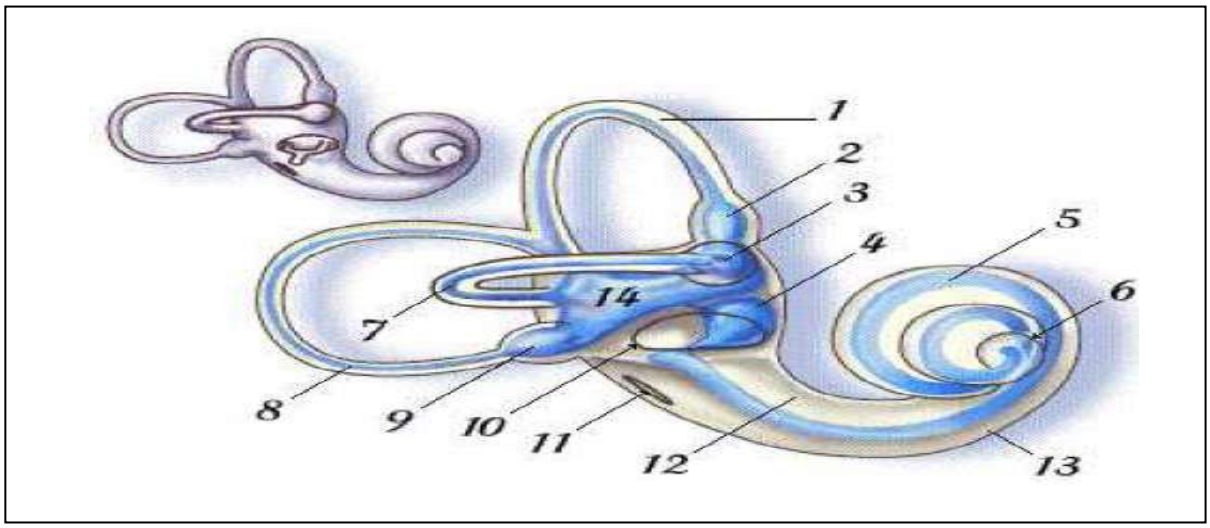


Figure I.11.*Schéma de l'oreille interne* **[11]**

A partir des deux organes, la cochlée est l'importante partie, constituée d'un ensemble de trois tubes enroulés en spirale sur deux tours et demi (chez l'homme) et remplis de liquides.

— les rampes tympanique et vestibulaire remplies par la périlymphe.

— le canal cochléaire rempli par l'endolymphe.

Les vibrations mettent en mouvement le tympan et la chaîne des osselets. L'étrier, plaqué sur la fenêtre ovale, transfère la vibration au compartiment périlymphe de la rampe vestibulaire selon le sens de circulation indiqué par les flèches dela figure I.12.

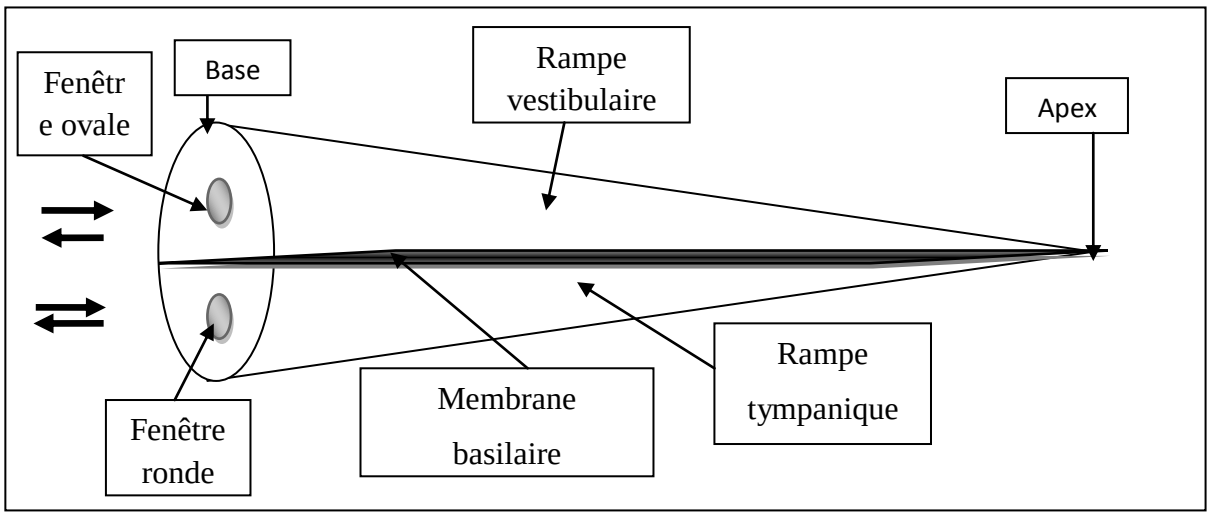


Figure I.12.*Schéma de la cochlée* **[12]**

Dans le canal cochléaire en trouve l'organe sensoriel essentiel de l'audition : l'organe de Corti.

I.7. L'organe de Corti [10]

L'organe de Corti, qui repose sur la membrane basilaire, est l'organe sensori-nerveux de la cochlée.

Il est composé des cellules sensorielles ou cellules ciliées, des fibres nerveuses qui leur sont connectées et des structures annexes ou de support.

Il y a deux types de cellules ciliées :

— les cellules ciliées internes (CCI) : le nombre par cochlée avoisine les 3500.

— les cellules ciliées externes (CCE) qui sont environ 12500 par cochlée.

Les cellules ciliées sont ainsi nommées car leur extrémité supérieure, en contact avec l'endolymphe, porte une centaine de stéréo cils en 3 rangées de taille différente.

Schématiquement, ces deux types de cellules (CCI et CCE) diffèrent par la forme de leur corps cellulaire et par l'arrangement des stéréo cils. On représenté par figure I.13

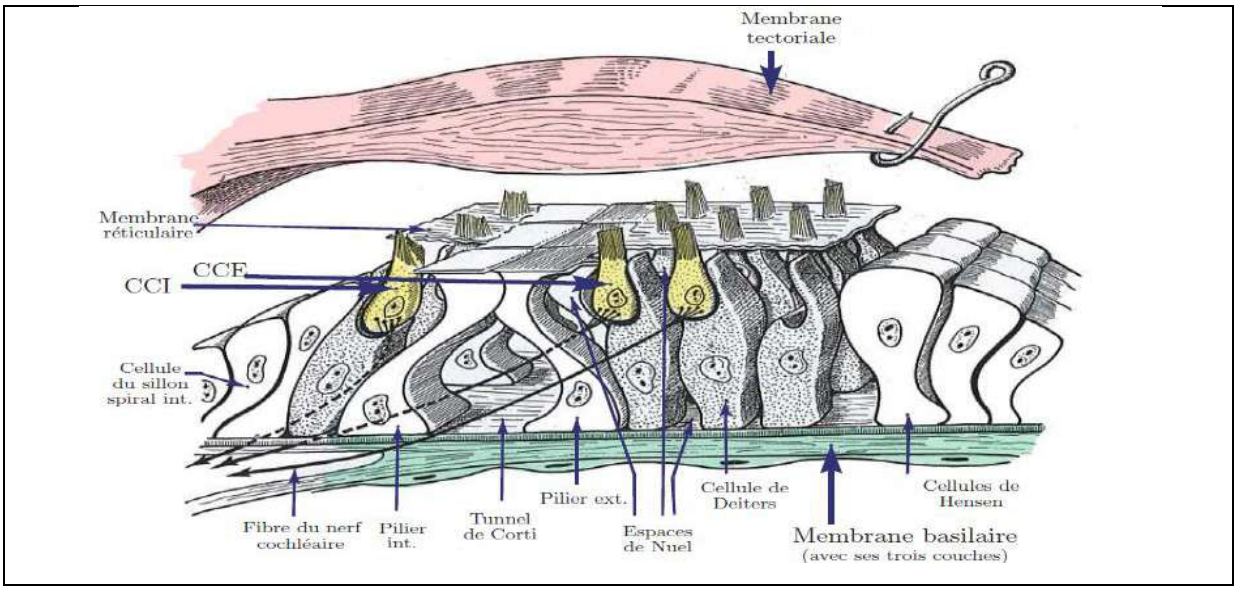


Figure I.13. *Organe de Corti* **[13]**

Le Mécanisme normal de l'audition, Le son se déplace à travers le canal auditif et empiète sur la membrane du tympan, Les vibrations de la membrane du tympan sont transmises par les os de l'oreille moyenne à l'oreille interne, avec l'étrier provoquant des variations de pression sur la fenêtre ovale.

Ces variations de pression provoquent la fluide cochléaire à aller et venir dans synchronisme avec le son. Ce gradient de pression force :

— La membrane basilaire à vibrer en synchronisme avec le son.

— La membrane basilaire vibre d'une manière caractéristique en réponse à un son.

— Les vibrations de la membrane basilaire provoquent une force de cisaillement sur les cellules ciliées.

La flexion des cellules ciliées génère des potentiels de récepteurs que déclenche les fibres du nerf auditif.

En fin, La transduction des cellules ciliées internes déclenche les fibres du nerf auditif qui transportent l'information au cerveau.

Une représentation picturale du mécanisme de la transduction des cellules ciliées est donnée dans la figure I.14.

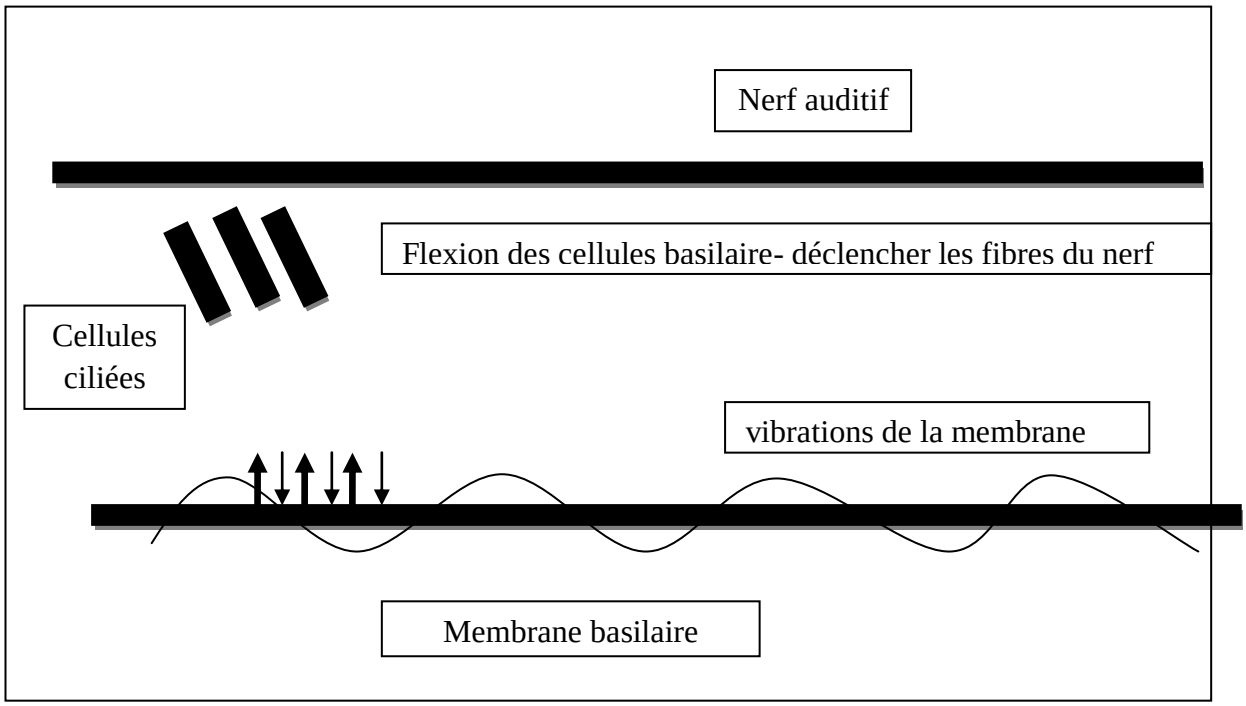


Figure I.14. *La transduction des cellules ciliées* **[*12*]**

Les cellules ciliées sont très sensibles, fragiles et sont très vulnérables aux dommages. Ceci est l'un des principales raisons de la perte auditive. Les cellules ciliées internes portent les indications sur le son de la cochlée au nerf auditif et le cerveau.

Si un grand nombre de cellules ciliées internes sont endommagées la personne doit utilise l'implant cochléaire. Les candidats pour les implants cochléaires sont des sourds profonds qui répondent à certains critères. Le Premier critère est la perte d'audition supérieure ou égale 90dB les deux oreilles. Un autre critère est que la reconnaissance ne doit pas dépasser 30%.

I.8.Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous décrivons les origines et les conséquences de la perte auditive neurosensorielle physiologique en montrant la disparition des principaux signaux. Nous avons attribué les concepts généraux du système auditif en soulignant l'importance des mécanismes agissants dans la cochlée, y compris l'organe de Corti qui permet la transduction de signal sonore et le codage de ce message. Le chapitre suivant présentera la prothèse auditive appelé Implant Cochléaire (IC), qui est une prothèse destiné aux malades soufrant d'une déficience auditive sévère au niveau de l'oreille interne.

Chapitre II : IMPLANT Cochléaire Et Stratégies De stimulation

II.1. Introduction

Les implants cochléaires ont révolutionné la prise en charge des surdités neurosensorielles sévères à profondes, et permettent aux personnes implantées de découvrir ou de redécouvrir le monde sonore et le langage oral. Ce chapitre présente l'implant cochléaire et les différentes stratégies de traitement du signal implantées sur ces prothèses.

II.2.Les principaux types d'implants auditifs [14]

— L'implant de l'oreille moyenne: un petit vibreur, commandé par microprocesseur, est fixé sur un des osselets. Convient aux surdités de transmission, quand les prothèses classiques sont inefficaces ou que le patient ne les supporte pas.

— L'implant à ancrage osseux: un vibreur est implanté dans l'os pariétal. Les vibrations sonores sont transmises par conduction osseuse. Convient aux surdités de transmission, quand les osselets sont très abîmés ou totalement détruits.

— L'implant cochléaire: une porte électrode est introduite dans la cochlée chaque électrode stimule électriquement les fibres du nerf auditif. Convient aux surdités de perception sévères ou profondes.

— L'implant du tronc cérébral: les électrodes sont implantées directement sur le cerveau. Convient quand le nerf auditif est détruit.

II.3.Implant cochléaire (IC) [15]

L'implant cochléaire est un implant électronique qui vise à fournir un certain niveau d'audition pour certaines personnes atteintes d'une surdité profonde ou sévère et pour des personnes souffrant d'acouphènes. Des électrodes posées chirurgicalement permettent de stimuler directement les terminaisons nerveuses de l'audition situées dans la cochlée. Les implants cochléaires peuvent aider à fournir une audition partielle chez les patients dont la surdité est due à des dommages ou à l'absence totale de les cellules ciliées sensoriels dans la cochlée, la qualité du son est différente de l'audition naturelle, car moins d'informations sonores sont transmises au cerveau.

Plusieurs types d'implant cochléaire ont été développés. Ces dispositifs diffèrent par les caractéristiques suivantes [16]

— De leur mode de franchissement de la barrière cutanée: des boutons transcutanés ont été préférés par certains aux contraintes électroniques d'un champ électro magnétique.

— Du nombre d'électrodes utilisées: Implant à une seule électrode (implants mono), dont la technologie, le coût et l'encombrement étaient faibles, mais l'efficacité réduite, ou comportant plusieurs électrodes (implants multi).

— De traitement du signal employé, qui dépendait certes du type mono ou multi de l'implant, du mode de transmission cutanée, mais aussi de choix technologiques ayant chacun leurs avantages et leurs inconvénients.

II.4.Les Composants d'Implant cochléaire [17]

L'implant cochléaire se compose actuellement de deux parties individualisées mais qui ne peuvent pas fonctionner l'une sans l'autre : une partie interne et une partie externe.

— La partie externe: Inclut un microphone de manière à capter l'information acoustique, un processeur vocal, une antenne de transmission, des connexions pour diverses interfaces et le système d'alimentation énergétique.

— La partie interne (implantable): est destinée à être implantée chirurgicalement, elle est composée d'une antenne de réception, d'un récepteur- stimulateur et d'une porte-électrode Comme le montre la figure II.1.

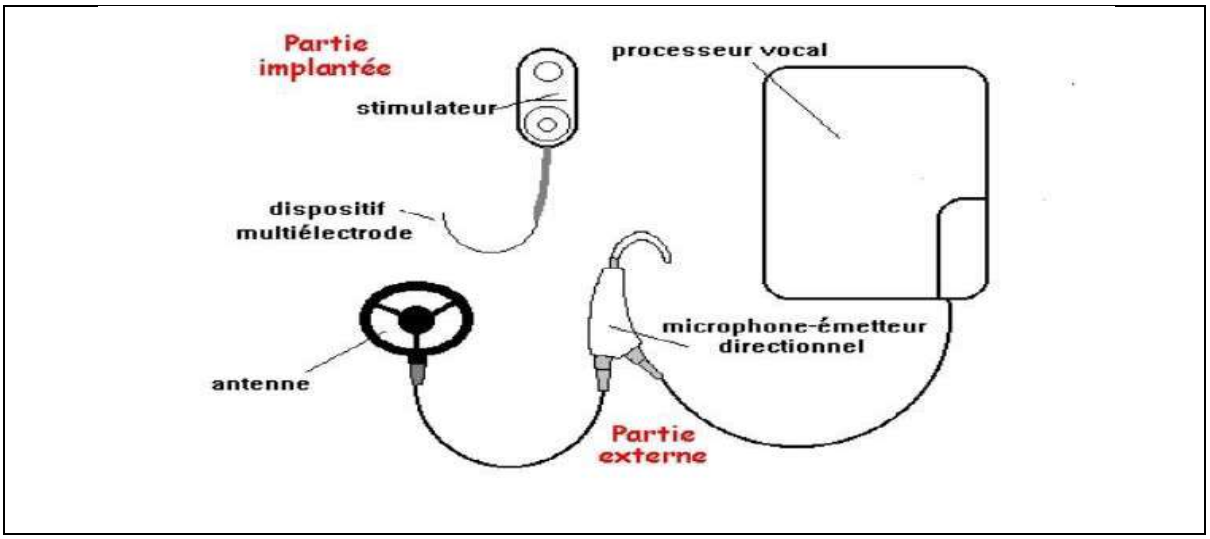


Figure II.1. *Composants IC* [18]

II.4.1.*Partie externe* [19]

— Microphone : un microphone dont le rôle est de capter le signal acoustique.

— Microprocesseur : chargé du traitement du signal. Il est alimenté par batterie ou piles. Le processeur vocal ou (DSP Digital Speech Processeur), il peut stocker jusqu'à deux programmes informatiques, définis par le régleur d'implant, que l'on appelle des « map ». Pour changer de programme selon l'environnement sonore, il suffit d'actionner un petit bouton sur le boitier. En outre, le boitier est doté de deux autres commandes permettant de régler le volume et la sensibilité du microphone.

— une antenne externe et son câble de liaison permettant de transmettre par induction le signal au récepteur sous-cutané.

II.4.2.*Partie interne* [19]

— récepteur-stimulateur : c'est une capsule électronique, d'une épaisseur variant de 4 à 8mm. Elle est étanche, en céramique et avec un couvercle en titane. L'étanchéité entre les deux est faite par de la silicone. Généralement, la capsule comporte un aimant mais depuis peu il existe des implants sans aimant. Il y a alors un module articulé qui tient autour du pavillon et dont l'antenne vient se placer en face de l'implant. Ces implants sans aimant permettent au patient de subir des IRM (imagerie par réponse neurale). Tous ces matériaux sont biocompatibles et conçus pour durer toute la vie de l'utilisateur.

— Porte-électrodes : il est introduit dans la cochlée au cours de l'intervention chirurgicale. C'est donc un IC intra-cochléaire par opposition aux IC extra cochléaire (utilisés essentiellement en cas de malformation anatomique).

—Electrodes : Les électrodes peuvent être mono polaires ou bipolaires. Le choix entre une électrode mono polaire ou bipolaire est fonction du mode de stimulation. La stimulation est dite mono polaire lorsque le passage du courant s'effectue entre une électrode active située au voisinage des fibres nerveuses, et une masse placée plus à distance, La stimulation est dite bipolaire lorsque les deux électrodes nécessaires au passage du courant sont toutes proches l'une de l'autre, et aussi proches l'une que l'autre des fibres nerveuses.

La stimulation mono polaire nécessite moins d'énergie pour obtenir une sensation sonore que la stimulation bipolaire. Elle est plus diffuse, et on l'accuse de stimuler un plus grand nombre de fibres que la stimulation bipolaire, qui, de ce fait lui est généralement préférée.

L'espacement minimum entre deux électrodes doit être suffisant pour qu'elles ne se perturbent pas entre elles.

Si cette distance est abaissée, deux électrodes voisines vont stimuler les mêmes cellules ciliées et il y aura diaphonie entre les canaux. En fait, dû au liquide biologique qui se trouve dans la cochlée, les électrodes ont un large rayon d'action.

Il est possible de diminuer celui-ci en utilisant des électrodes bipolaires. Le champ électrique est alors cantonné entre les deux pôles conducteurs. Suivant les systèmes, les implants comptent entre 3 et 22 électrodes. Mais en pratique les observations cliniques sont parfois en contradiction avec l'hypothèse qu'il est mieux d'avoir 22 électrodes que 3. C'est pourquoi certains implants laissent au clinicien le choix du nombre et du type d'électrodes.

II.5. Principe général de fonctionnement des implants cochléaires

Le microphone peut être porté actuellement au niveau de l'oreille avec un système qui ressemble beaucoup aux prothèses acoustiques amplificatrices classiques. Le microphone capture l'information acoustique environnementale (parole et bruit environnementaux) et les convertit en un signal électronique analogue au signal acoustique.

Ce signal électronique provenant du microphone est envoyé par l'intermédiaire d'un fil au processeur vocal pour codage. Le processeur vocal est un système électronique qui filtre le signal d'entrée provenant du microphone et le convertit en une série de signaux électriques qui seront délivrés à la partie interne implantable de l'implant cochléaire.

Le codage électronique concerne les fréquences, le temps et l'intensité. Le processeur vocal contient des unités de contrôle pour le volume et la sensibilité. Ce processeur vocal peut être soit un boîtier qui se porte au corps, soit un système miniaturisé type contour d'oreille. Un signal radio module en fréquence à l'antenne du système implantable.

Le système implantable est en général placé sur la partie latérale de la tête en arrière et au-dessus du pavillon de l'oreille.

L'antenne externe se place par force magnétique à travers la peau à la hauteur de l'antenne interne. Les deux antennes sont effectivement solidaires l'une de l'autre par un magnétisme. Mentionnés sur la figure II.2.

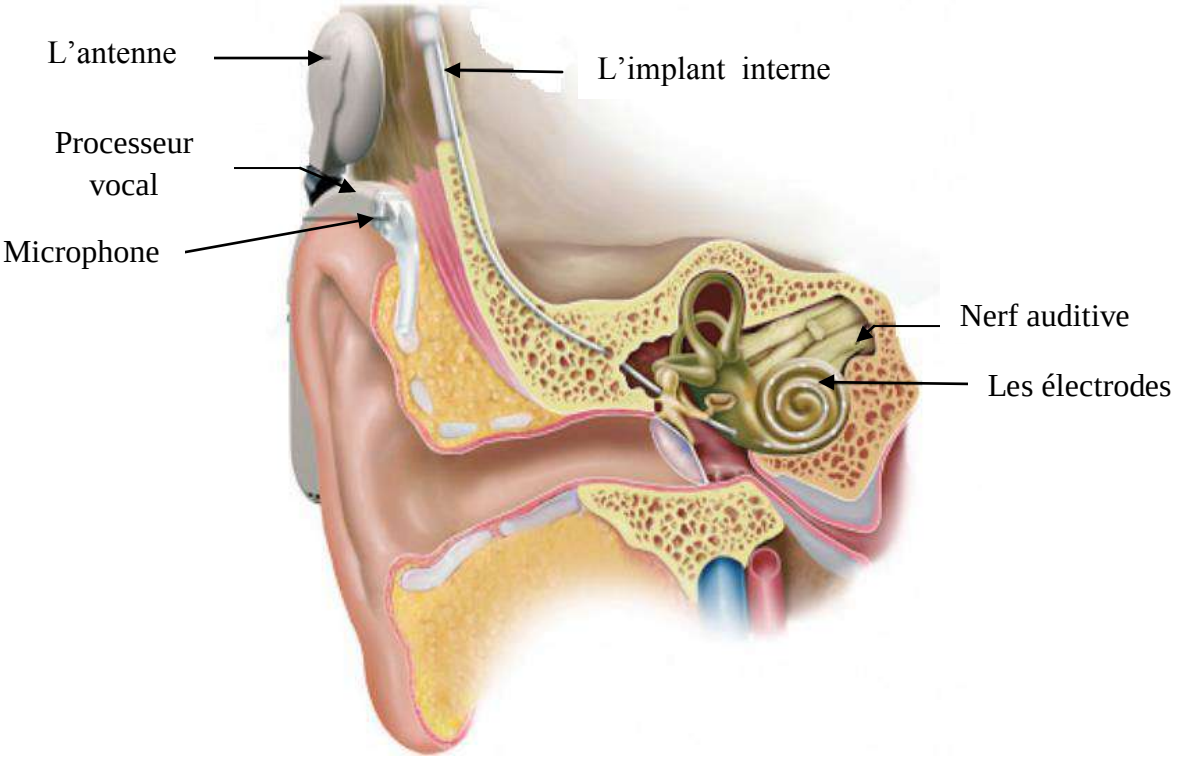


Figure II.2. *Fonctionnement d'IC* [18]

II.6. Test psychophysique [19]

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.6.1.*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.*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 : A 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 connaître 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).

II.7. Le processus de réglage de l'implant cochléaire [20]

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 limitée vu la longue période de surdité. Le réglage consiste à adapter à la sensation auditive du patient les paramètres de stimulation électrique. La plupart des paramètres sont fixés par défaut et sont fixés empiriquement selon le ressenti du patient.

En revanche, la principale étape du réglage est d'évaluer la gamme dynamique (dynamique range). Il s'agit de la gamme située entre le seuil auditif (niveau-T) et le seuil de tolérance maximal au-delà duquel la stimulation est jugée trop forte. La gamme dynamique

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.

II.8.Identification des candidats à l'implantation cochléaire [21]

Les pédiatres, orthophonistes, audioprothésistes et éducateurs pour enfants sourds doivent avoir une bonne connaissance de l'IC, de manière à identifier précocement les enfants susceptibles d'être référés aux centres d'implantation.

Cette connaissance affecte les résultats, en effet tout retard à l'implantation pourrait réduire l'espoir d'une bonne réhabilitation orale après l'implant. En effet, nous verrons plus loin que l'un des facteurs pronostiques essentiels est le jeune âge à l'implantation. Il est du devoir de ces professionnels de donner des informations exactes aux parents dont le choix pour leur enfant est celui de l'oral.

II.9.L'intervention chirurgicale [22]

La réhabilitation par implantation cochléaire nécessite une intervention chirurgicale afin de mettre en place les électrodes et le récepteur interne Cette intervention se fait sous anesthésie générale et n'excède pas deux heures. Elle implique une hospitalisation de deux à trois jours. Il n'y a pas de soins spécifiques postopératoires à envisager. En revanche, des vertiges ou acouphènes peuvent survenir, mais ils ne sont que temporaires. Les fils sont enlevés environ neuf jours après l'opération. L'activation des électrodes est prévue en général trois semaines après l'intervention, le temps de la cicatrisation.

Dans certains cas, l'intervention peut rendre inefficace les restes auditifs du côté opéré mais les techniques actuelles tentent de les préserver au maximum grâce à des techniques mini-invasives.

II.10.Les limites techniques de l'implant [22]

L'implant cochléaire associé à une rééducation orthophonique et des réglages adaptés permet d'améliorer la compréhension et la communication. Mais cette technologie a ses limites.

La principale limite de l'implant cochléaire concerne la perception globale. En effet, l'implant cochléaire ne restitue pas la structure temporelle fine du signal. Il n'est pas encore suffisamment performant pour analyser cette structure, composée de fluctuations rapides (durée < 2ms). Il ne peut pas prioriser la parole par rapport au bruit :

Le bruit est donc analysé au même niveau que la parole. De plus, les messages passant par haut-parleurs (télévision, radio, etc.) ne sont pas non plus compris de manière fiable et stable du fait de la dynamique fréquentielle restreinte. C'est pourquoi la compréhension dans le bruit, au téléphone et l'écoute de la musique restent difficile pour un sujet implanté ; et une prothèse controlatérale ne pallie pas toujours ce problème.

Enfin, l'implant cochléaire est un appareil manufacturé : il est donc susceptible de tomber en panne, ou de s'abîmer s'il n'est pas bien entretenu.

II.11. Les type d'implant cochléaire [23]

Il est classique de distinguer les implants en fonction des nombres des électrodes, monoélectrode et multi-électrodes et en fonction du siège des électrodes, intra ou extra cochléaires. Actuellement, les implants intracochléaires et multi-électrodes sont les plus utilisés. Le tableau suivant Tableau I0.1 expose les principaux implants commercialisés, leur type et leur stratégie de codage

Tableau II.*1* *Principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage disponible [24]*

Implant	**Nombre d'électrodes**	**Stratégie de codage**
Nucleus	24	Speak
Clarion	16	CIS / CA
Med-El	24	CIS
MXM	15	Proche du CIS

II.11.1.*L'implant House/3M*

Il s'agit d'un implant monoélectrode qui a été le premier à être approuvé par la FDA et mis sur le marché par la compagnie 3M. Son concept, très rudimentaire, se résume en une inductance reliée à deux électrodes. Une des électrodes est insérée dans la rampe tympanique et l'autre sert de référence.

II.11.2.*L 'implant Ineraid*

Développé à l'Université de l'Utah dans les années 1970, cet implant a été fabriqué en deux étapes. Le premier implant était constitué de quatre canaux et huit électrodes. L'implant était externe et les stimulations étaient acheminées via une prise percutanée. Les stimulations étaient de nature analogique. La deuxième version de l'implant comportait huit électrodes dont six intracochléaires et deux électrodes de retour, une dans le muscle temporal et l'autre sur le promontoire. Les quatre meilleurs parmi les six électrodes sont choisis pour la stimulation.

II.11.3. *L'implant Clarion*

C'est un implant multi canal développé par la compagnie Minimed de Sylmar en collaboration avec l'Université de Californie à San Fransisco (UCSF).

La première implantation a été effectué en 1991.L'implant doté de 16 électrodes est encapsulé dans un boitier de céramique. L'alimentation de l'implant et les données sont transférées par un lien inductif. L'implant est capable de délivrer des courants allant de 1 µA à 2.5mA. Les stimulations peuvent être bipolaires ou monopolaires. La largeur des impulsions varie de zéro à 500 µs par échelon de 0.9 µs. Le rafraichissement des canaux s'effectue à 13000 échantillons/sec/canal.

Un aimant est assujetti à l'implant pour tenir en place le modulateur externe. Il existe une porteuse de 49 Mhz avec une modulation ASK pour transférer l'énergie et les données vers l'implant et d'une porteuse FSK de 10.7 Mhz pour communiquer des données provenant de l'implant.

II.11.4. *L'implant Nucleus*

L'implant de Cochléaire Corporation appelé Nucleus est sans aucun doute l'implant le plus commercialisé au monde.

La première version de cet implant a été approuvée par la FDA au début des années 80 et comportait 22 électrodes avec un seul canal. La version actuelle est dotée de 20 électrodes et de trois canaux .Il est capable de délivrer des stimulations bipolaires entre n'importe quelles paires d'électrodes ou monopolaires avec une électrode de référence. Un seul canal est activé à la fois. Les stimulations sont par conséquent uniquement séquentielles.

Un groupe de trois stimuli peut être délivré rapidement à un taux de 500Hz. Son alimentation de 12 Volts est assurée par un lien indicatif sert également pour communiquer les données. Il est capable de délivrer jusqu'à μA dans une charge de 5K Ω.

II.11.5. *L'implant de l 'Université de Sherbrooke huit canaux*

L'implant huit canaux est le premier conçu par l'équipe de l 'Université de Sherbrooke. Basé sur un rediffusé ISO6C MOS de Mitel, il permet d'effecteur des stimulations bipolaires sur n'importe quelles paires des huit électrodes ou une stimulation mono-polaire avec une électrode de référence. Les données et l'énergie sont communiquées à l'aide d'un lien inductif utilisant une modulation ASK à 20 MHz. Les mots de commande d'une longueur de 24 bits sont envoyés à un débit de 500 Kbits/s.

L'implant consomme 2 mA et est capable de délivrer des courants entre 8 µA et 1 mA sur 64 échelons au travers d'un condensateur de couplage.

Ce condensateur permet de limiter le nombre de charges injectées dans la cochlée et de les balancer. La largeur minimale des impulsions est 48 µs et augmente par échelon de 2 µs.

II.11.6. *L'implant à 16 canaux de l 'Université de Sherbrooke*

La deuxième génération des implants de l'Université de Sherbrooke est une extension de l'implant à huit canaux. Elle est surtout orientée sur la flexibilité afin de permettre toutes formes de stimulations désirées. Elle est capable de délivrer simultanément des courants sur 16 électrodes grâce à ses 16 canaux. Le micro stimulateur conçu en technologie CMOS 1.5 µm de Mitel, est capable d'effectuer des stimulations bipolaires anodiques ou cathodiques entre n'importe quel ensemble d'électrodes et/ou des stimulations mono-polaires à l'aide

d'une électrode de référence. Un lien fourni à l'implant les données et l'énergie nécessaire à son fonctionnement à l'aide d'une porteuse à 20 MHz. Les données sont transférées à la puce à un débit d'un 1 Mbit par seconde.

Chaque canal peut être utilisé selon cinq modes : monopolaire, bipolaire anodique, bipolaire cathodique, masse, haute impédance et peut délivrer jusqu'à 2 mA au travers d'un condensateur de couplage. Ce dernier permet de limiter la quantité de charges injectées dans la cochlée ainsi que d'éliminer tout courant continu pouvant affecter cette dernière.

II.12. Les stratégies de codage de l'implant cochléaire [22]

II.12. 1.Le fonctionnement des stratégies de codage

Une stratégie de codage intègre deux notions :

— le traitement du signal en entrée (la capture du son).

— le codage du signal en sortie (la stimulation électrique du nerf).

L'analyse du signal par une oreille saine est différente de celle faite par un implant cochléaire:

Il faut créer un signal, à partir de l'onde sonore naturelle, qui puisse être traité numériquement

Le signal auditif, capté par le microphone, est découpé en bandes de fréquence qui se répartissent sur différents canaux. Seuls les sons compris dans la fourchette 30- 70 dB HL sont captés par des filtres passe-bande, les autres sont éliminés : c'est la dynamique électrique. Ces bandes de fréquence sont alors compressées afin d'être transposées aux électrodes concernées.

Pour obtenir la même sensibilité qu'une cochlée, il faudrait autant de bandes de fréquences, donc d'électrodes, que de longueurs d'onde discernables par la cochlée.

En 2012, les implants les plus perfectionnés sont limités à 22 électrodes, tandis que la cochlée possède, elle, 40 000 fibres nerveuses. Il y a donc une simplification importante du signal.

Ensuite, le signal analogique est converti en signal numérique. Le signal obtenu va ensuite subir une analyse de codage, différente selon la stratégie utilisée.

II.12.2.*Les différentes stratégies de codage*

Il existe différentes stratégies de codage et les stimulations du nerf auditif peuvent être soit continues, soit pulsatiles (sous forme d'impulsions). Toutes ces stratégies ne diffèrent que sur des points techniques précis. On distingue deux catégories d'analyse du signal acoustique :

II.12. 2.1.*Les stratégies d'extraction de pics (ou N-of-M)*

Il s'agit de sélectionner N électrodes sur un total de M électrodes activées pour la stimulation (où N<M). Cette stratégie résulte de la contrainte technologique liée à la vitesse de calcul du processeur (la cadence), qui restreint le débit d'informations vers le nerf auditif. Son principe est d'extraire les éléments les plus pertinents pour la compréhension de la parole. Le nombre et la variété de ces éléments vont s'enrichir avec l'accélération des performances du processeur. On peut citer comme stratégies d'extraction de pics les stratégies SPEAK et ACE.

II.12. 2.1.1.La stratégie SPEAK (spectral peak)

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'électrodes 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.
Un schéma de la stratégie est représenté sur la Figure II.3.

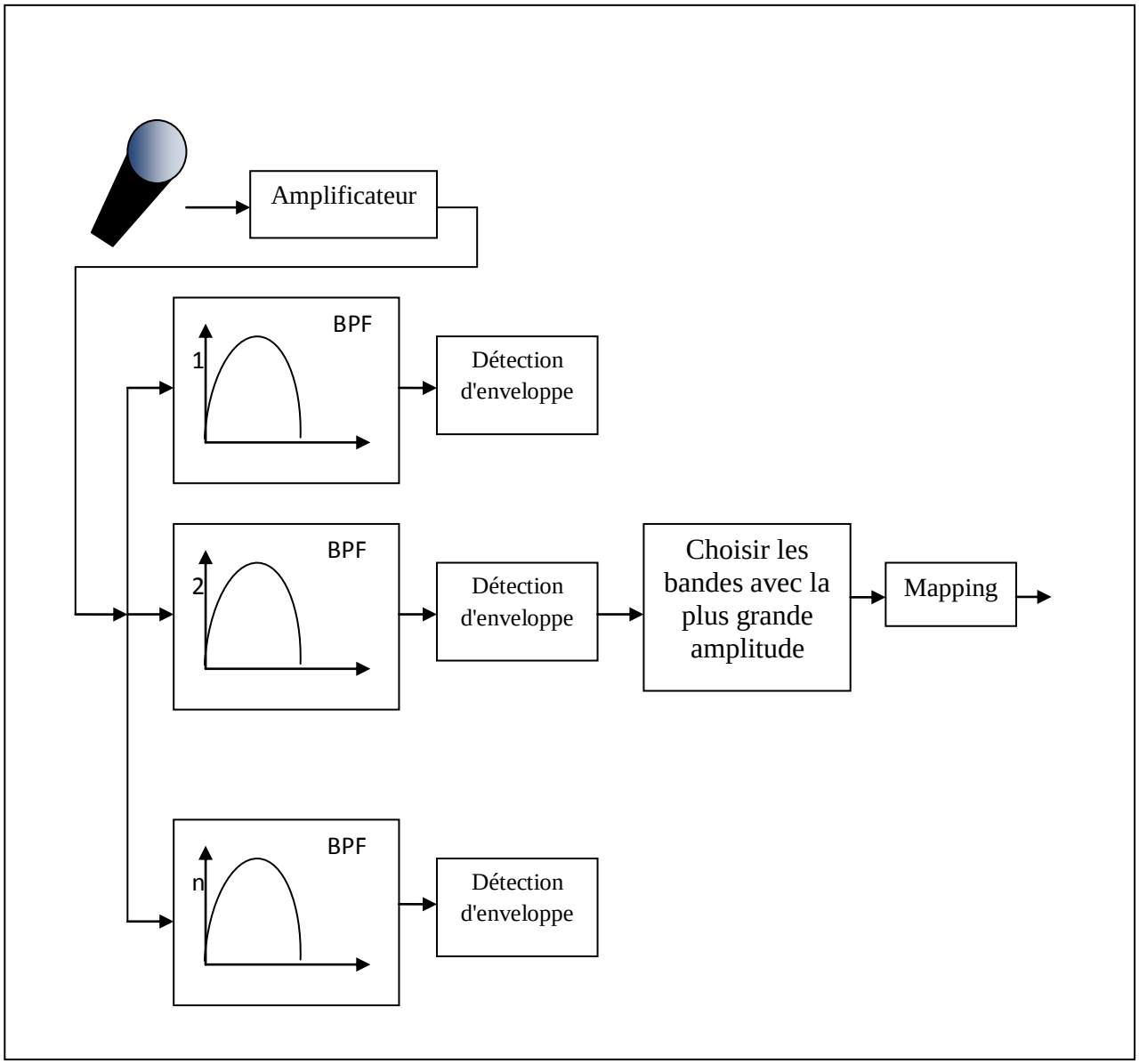


Figure II.3 : *schémas bloc de la stratégie SPEAK*

II.12. 2.1.2.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 a une cadence plus élevée. La stratégie d'ACE utilisé dans l'implant Nucleus. Ce système utilise des 22 électrodes implantées qui peuvent être activés 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 a 10

(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.4.

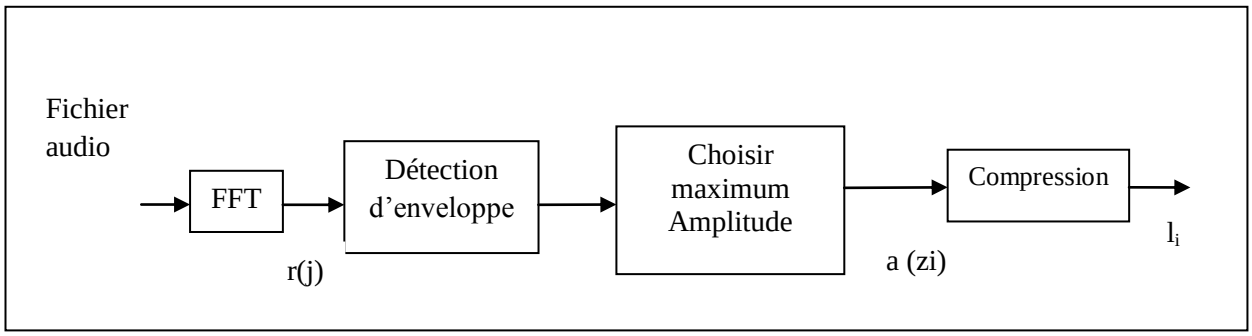


Figure II.4 : *schémas bloc se la stratégie ACE*

II.12. 2.2.*Les stratégies d'extraction d'enveloppe*

Leur principe est d'analyser le signal sonore par des filtres passe-bande couvrant généralement les fréquences de 250 à 10 000 Hz. Le processeur sélectionne certaines fréquences ; et de ces fréquences, il va extraire et coder l'évolution temporelle du signal sonore. De ce codage résulte des impulsions électriques, modulées en fonction du temps à partir de l'enveloppe temporelle. Elles sont ensuite envoyées aux électrodes de manière séquentielle. Cette stimulation séquentielle, intégrée dans les nouvelles stratégies de codage, permet d'éviter les interférences entre les électrodes. En effet, celles-ci sont stimulées les unes après les autres et de manière indépendante, et de cette façon donnent une capacité de discernement des fréquences plus fines.

Ces stratégies éliminent les structures fines en appliquant un filtre passe-bas :

Au-delà d'une certaine fréquence, ce filtre atténue toutes les composantes du signal.

Le signal sonore est alors décomposé entre une enveloppe temporelle (contenant les variations lentes du signal) et les structures fines temporelles (contenant les variations très rapides du signal). Par ce système de filtrage, on ne garde que l'enveloppe, le signal est comme « lissé ».

On peut citer comme stratégies d'enveloppes, les stratégies CIS et CIS +, HDCIS, HiRes et HiRes 120 et FSP.

II.12. 2.2.1.La CIS (Continuous Interleaved Sampling)

Est une des plus répandues parmi les processeurs vocaux. Deux éléments la différencient de la stratégie SPEAK :

— la stimulation des électrodes qui est séquentielle, ce qui vise à limiter les interférences entre elles.

— le nombre d'enveloppes à sélectionner : il est fixe (entre 8 et 10), et ne peut donc pas s'adapter à la complexité du signal sonore.

La cadence de stimulation est ici plus élevée que dans les stratégies précédentes (1000 impulsions par secondes).

CIS est une stratégie utilisée dans les processeurs vocaux de tous les principaux fabricants d'implants cochléaires.

Pour chaque trame de bruit, le signal est appliqué à travers 16 des filtres passe-bande et les enveloppes de ces bandes de fréquence sont extraites par redressement pleine onde et le filtrage passe-bas (200-400Hz fréquence de coupure).

Contrairement à l'ACE, les 16 bandes de fréquences sont ensuite stimulées en séquence. Les trains d'impulsions à deux états modulés équilibrés avec des enveloppes de signal extraites sont délivrés à chacune des électrodes à une vitesse constante dans une séquence sans chevauchement.

Le débit de chaque canal de stimulation est relativement élevé, et le chevauchement entre les voies peuvent également être éliminé. Ainsi, dans la stratégie CIS un canal est toujours généré par une électrode implantée. Le spectre original est reproduit par les canaux fixes 16 et toutes les électrodes sont activées dans une séquence prédéfinie à l'intérieur de 16 cycles d'horloge consécutifs. L'algorithme de « Continuous Interleaved Sampling (CIS) »est décrit dans le schéma bloc de la figure II.5.

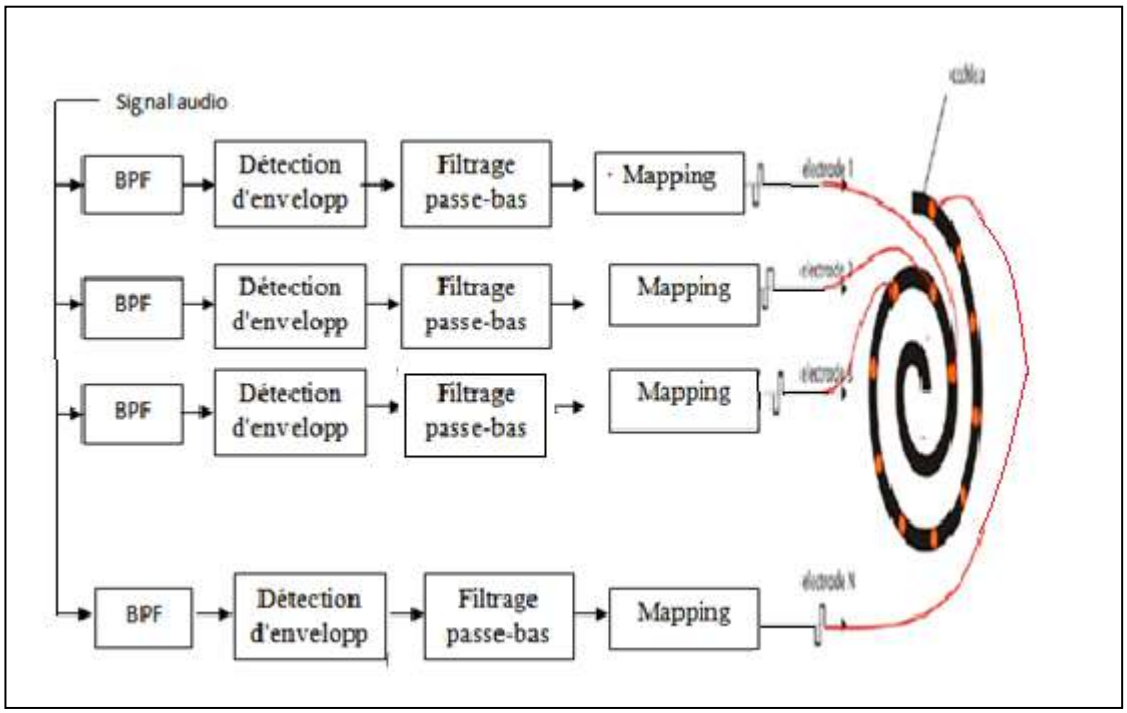


Figure II.5. *Schéma bloc de la stratégie CIS*

II.12. 2.2.2. La FSP (Fine Structure Processing)

Est une stratégie de codage par structures fines: elle intègre des informations relatives à la structure fine du signal qui sont les variations rapides temporelles. Elle prend donc en compte à la fois les informations de fréquence et les informations temporelles les plus fines. Son principe est de déclencher au niveau des électrodes apicales, codant les fréquences graves, une séquence de stimuli prédéfinis. Cette séquence d'impulsions a lieu quand le processeur détecte la présence de structures fines. C'est-à-dire d'un signal au-delà du filtre passe-bande sans pour autant analyser ces évolutions rapides.

Quant aux stratégies CIS+, HDCIS, HiRes et HIRes 120, elles sont toutes des Dérivées de la CIS, qui tentent d'affiner la perception de la parole et de la musique par différents procédés que nous ne développerons pas.

II.12. 2.2.3.HiRes120 [23]

Pour appliquer la technique de canal virtuel à un système d'implant cochléaire, chaque électrode doit disposer d'une source d'énergie indépendante pour permettre au courant d'être délivré simultanément à au moins deux électrodes. Théoriquement, avec un contrôle fin sur le rapport de niveau actuel des électrodes voisines le locus de stimulation est dirigé entre les électrodes pour créer dans canaux virtuels. Pour chaque trame de bruit, le signal est divisé par 15des filtres passe- bande et de l'enveloppe est extraite pour chaque bande de fréquences.

En outre, 15 pics spectraux qui indiquent la fréquence la plus importante à l'intérieur de chaque bande de fréquence sont aussi obtenue par transformée de Fourier rapide (FFT).

Ces pics spectraux sont ensuite orientés par des paires d'électrodes sur la base de la technique du canal virtuel correspondant. Le HiRes120 stratégie propose aussi des canaux dans la séquence avec un taux élevé de stimulation similaire à celle de la CIS. Ainsi, dans la stratégie HiRes120 un canal est généré par deux électrodes voisines. L'algorithme de HiRes120 est décrit dans le schéma bloc de la figure II.6

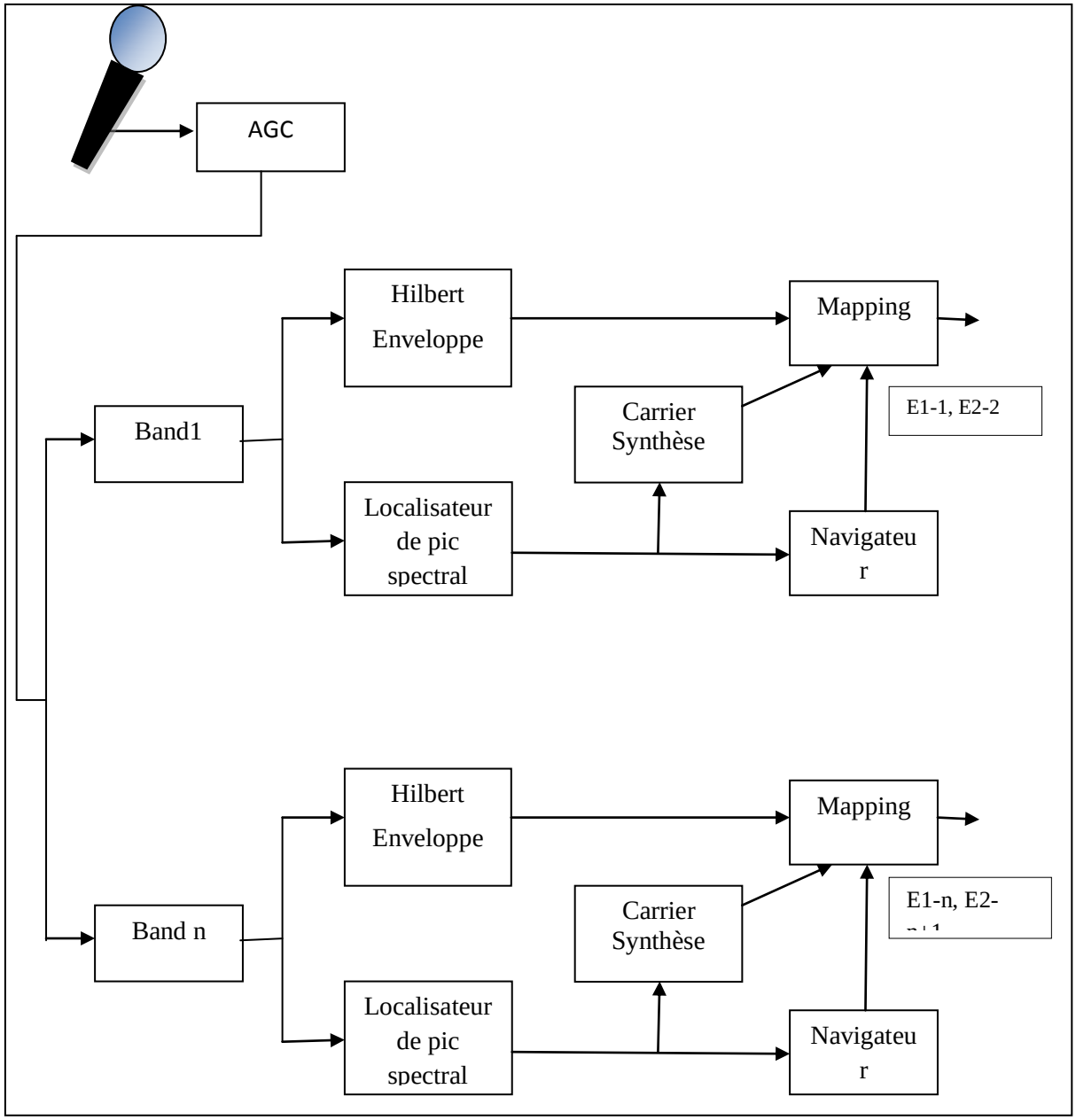


Figure II.6. *Schéma bloc de la stratégie HiRes120*

II.13.les avantages et les inconvénients d'un implant cochléaire [25]

L'implant cochléaire possède des avantages indéniables pour les personnes souffrant de pertes auditives sévères ou totales. Plus de 100 000 personnes dans le monde portent un implant cochléaire.

Les implants cochléaires permettent aux personnes sourdes de percevoir les sons de l'environnement (sonnettes, portes, voitures, animaux…), et d'améliorer la compréhension de la parole. La plupart des adultes implantés obtiennent ainsi une bonne compréhension de la parole dans le silence sans s'aider des mouvements des lèvres (lecture labiale), et certains peuvent tenir une conversation téléphonique. L'implant améliore donc les capacités de communication et réduit le sentiment d'isolement.

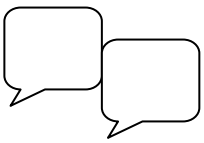
Il ne faut cependant pas négliger les inconvénients de l'implant cochléaire :

L'ouïe devient totalement artificielle : la pose de l'implant cochléaire dans la cochlée implique la perte totale audition naturelle sauf dans certains cas d'implants électroacoustiques.

Les sons perçus restent différents de la réalité.

Le tableau II.2 suivant résume les bruit entendus et compréhension de la parole avec et sans appareil auditif, avec appareil auditif et avec implant cochléaire.

Tableau I0.2. *Bruit entendus et Compréhension de la parole* [25]

	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 

II.14.L'implant cochléaire dans deux situations auditives [22]

II.14.1.*La perception acoustique avec un implant cochléaire*

II.14.1.1.*Généralités*

Entendre avec un implant cochléaire est une perception particulière, qui diffère d'une audition normale. Ce n'est ni aussi fin ni aussi précis qu'avec une oreille saine : d'une part la sélectivité fréquentielle est réduite empêchant la perception des petits détails du son, car l'implant cochléaire est limité quant à l'analyse des structures temporelles fines ; et d'autre part les sons sont numérisés et compressés, réduisant d'autant plus la précision de la perception.

La perception des trois paramètres acoustiques que sont la durée, la fréquence et l'intensité est restreinte chez des personnes implantées. En effet, les stratégies de codage n'étant pas aussi complexes que l'oreille humaine, leur traitement est limité au niveau temporel, fréquentiel et de l'intensité du signal de parole. Avec les stratégies de codage actuelles.

La perception de la hauteur de la voix dépend davantage des informations temporelles que des informations fréquentielles. Pourtant, l'implant cochléaire est limité au niveau de la résolution temporelle.

Cette caractéristique décrit la capacité de l'implant à traiter les variations du signal audio sur de courtes durées. La résolution dépend de la fréquence de stimulation, qui représente le nombre d'impulsions par seconde sur chacune des électrodes. Plus la fréquence de stimulation est petite et plus la qualité du son perçu est mauvaise.

II.14.1.2. *Les particularités de la perception acoustique de la parole chez les sujets implantés cochléaire*

II.14.1.2.1.La fréquence fondamentale

On peut décomposer n'importe quel son complexe en une somme de signaux, qu'on appelle les harmoniques. Les harmoniques sont des fréquences multiples, entières ou non.

On appelle fréquence fondamentale (F0) l'harmonique de premier rang d'un son. C'est ce qui détermine la hauteur d'un son ou d'une voix.

II.14.1.2.2 Les basses fréquences

Les basses fréquences, par l'utilisation des filtres passe-bande, ne sont codées que partiellement par les implants cochléaires. Ce sont pourtant celles-ci qui fournissent les principales informations fréquentielles du signal de parole Le codage modéré de ces basses fréquences est donc une des raisons invoquées pour expliquer pourquoi la reconnaissance de la parole est parfois si difficile pour les sujets implantés.

II.14.1.2.3.La modulation temporelle :

La dynamique de la modulation temporelle est importante pour la perception du voisement, de l'articulation des consonnes, pour la reconnaissance du ton lexical [16] et pour l'isolement de la source sonore .C'est pourquoi la reconnaissance de la parole est corrélée au traitement temporel.

II.14.2.*L'implant cochléaire et le bruit*

II.14.2.1.*Notions d'acoustique concernant l'intelligibilité de la parole dans le bruit*

La parole, comme objet purement acoustique, possède des caractéristiques énergétiques, temporelles et spectrales. L'oreille va donc analyser sa structure spectrale (les fréquences) et sa structure temporelle (les variations d'intensité en fonction du temps).

On peut décomposer dans chaque bande fréquentielle de la parole deux éléments temporels majeurs :

- la structure fine, qui est une variation rapide d'intensité comprise entre 150 et 8000Hz. C'est elle qui donne les informations mélodiques.
- l'enveloppe temporelle, qui est une variation plus lente du signal, de l'ordre de quelques hertz et qui donne les informations rythmiques.

Une personne d'audition normale utilise pour traiter un signal ces deux types d'informations temporelles. Pour comprendre une parole énoncée dans le bruit, les personnes d'audition normale ont une capacité particulière : le démasquage. Celui-ci leur permet d'extraire les fréquences de parole parmi les fréquences de bruit et donc de pouvoir analyser ces fréquences. Le démasquage est possible grâce à une stratégie d'écoute dans les vallées spectro-temporelles du bruit de fond: en effet, le bruit de fond étant une alternance de pics d'énergie (le maximum d'intensité du bruit) et de vallées (endroits où le bruit est faible et peu masquant), les personnes d'audition normale arrivent à récupérer des informations dans ces vallées, ce qui permet l'intelligibilité de la parole. Cette faculté est par ailleurs corrélée au fait que l'intelligibilité de la parole est meilleure lorsque le bruit de fond est fluctuant plutôt que stationnaire.

Ce sont les informations de structures fines qui sont nécessaires pour entendre dans les vallées du bruit, car elles fournissent les informations mélodiques révélant la présence de parole. L'enveloppe temporelle suffit pour comprendre dans le silence, mais pour comprendre dans le bruit, les informations de structures fines sont indispensables.

II.14.2.2.*La compréhension de la parole dans le bruit chez les sujets implantés cochléaire*

La compréhension de la parole dans le bruit est très difficile pour les porteurs d'implants cochléaires, car ceux-ci sont adaptés pour toutes les situations, bruyantes ou non, sans distinction entre-elle. Ainsi, le processeur de l'implant cochléaire fonctionnera de la même manière dans la rue, dans un restaurant, sur un marché ou dans un cinéma

Les personnes sourdes, même implantées, rapportent qu'elles ont des difficultés à comprendre la parole quand il y a du bruit, ou quand il y a plusieurs personnes qui parlent. Elles se retrouvent, dans ces cas précis, en situation de double handicap :

il leur est difficile voire impossible de non seulement comprendre mais aussi de percevoir d'où et de qui vient la parole.

Les stratégies de codage CIS et ACE – les plus répandues – utilisent un critère de sélection des fréquences basées sur les plus fortes amplitudes. Dans une situation de bruit, cela pose plusieurs problèmes :

- Le sujet implanté ne peut pas toujours extraire le signal cible de l'ensemble du signal.
- La sélection est faite tout le temps, pour chaque bande de fréquence de parole, incluant de fait les segments de faible énergie où le bruit est très présent et masque le signal cible.

Il est donc important de prendre en compte ces problèmes liés au bruit et d'y trouver des solutions.

II.14.3.La réhabilitation de l'intelligibilité de la parole dans le bruit.

II.14.3.1.La binauralité

Une des solutions pour surmonter les effets néfastes du bruit sur la compréhension de la parole dans le bruit est de fournir aux porteurs d'implant cochléaire soit un deuxième implant cochléaire (condition bilatérale), soit une prothèse controlatérale (condition bimodale) sur l'autre oreille. Cet apport permet la binauralité : l'intégration de deux signaux arrivant dans chaque oreille de manière indépendante.

L'amélioration de la perception de la parole dans le bruit dans des conditions binaurales découle de trois effets dus à la plasticité cérébrale.

Le premier est l'effet de démasquage qui permet de supprimer les effets des bruits compétiteurs au signal sonore cible quand ces bruits sont spatialement séparés de ce signal.

Le deuxième est l'effet de sommation qui permet d'accroître la sensation d'intensité du signal sonore émis.

Et le troisième est l'effet de masque de la tête qui est, lui, réduit (le relief de la tête atténue les hautes fréquences)

L'implantation bilatérale peut fournir ainsi trois types de bénéfices :

La localisation de la source sonore, qui donne confort et sécurité (savoir d'où vient une voiture, qui parle lors d'une réunion, etc.)

Une augmentation de l'intensité sonore : le son est ressenti plus fort de 3 à 6 dB

— Une meilleure intelligibilité dans le bruit.

Ce troisième bénéfice fait aujourd'hui l'objet de discussion pour calculer son bénéfice réel par rapport au coût d'une double implantation. De nombreuses études ont alors été menées pour mettre en évidence le gain apporté par une implantation bilatérale sur une implantation unilatérale avec ou sans prothèse controlatérale pour l'intelligibilité et la localisation dans le bruit des sons.

II.15.Conclusion

L'implant est un transducteur qui transforme le signal acoustique en un signal électrique. Cette transduction est normalement effectuée par les cellules ciliées internes. L'implant va assurer cette transduction. L'implant se compose d'une partie externe et d'une partie implantée. Le microphone externe capte les sons et les transmet au microprocesseur externe par un câble blindé. Il existe plusieurs stratégies utilisées dans chaque type d'implant, la stratégie ACE sera bien détaillée dans le chapitre suivant.

Chapitre III : SIMULATION DE LA STRATEGIE ACE

III.1.Introduction

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.

La stratégie ACE est une stratégie N de M, elle estime de façon continu les signaux de sortie des 20 ou 22 bandes et sélectionne ceux avec l'amplitude la plus grande. Nous dévoilons dans ce chapitre notre travaill qui comporte la simulation cette stratégie.

III.2. La stratégie ACE [20]

La stratégie de codage ACE est très répandue et fonctionne de la façon suivante: le signal sonore est décomposé en M bandes par la transformée de Fourier, et le contenu spectral est réparti dans les électrodes en fonction de leur bande de fréquence.

Les N bandes les plus énergétiques sont retenues. Enfin, la stimulation est délivrée séquentiellement (Figure III.1).

Des impulsions carrées bi phasiques sont délivrées entre une des électrodes et l'électrode de masse située hors de la cochlée. La figure III.1.montre le diagramme des impulsions de stimulation utilisé dans la stratégie ACE.

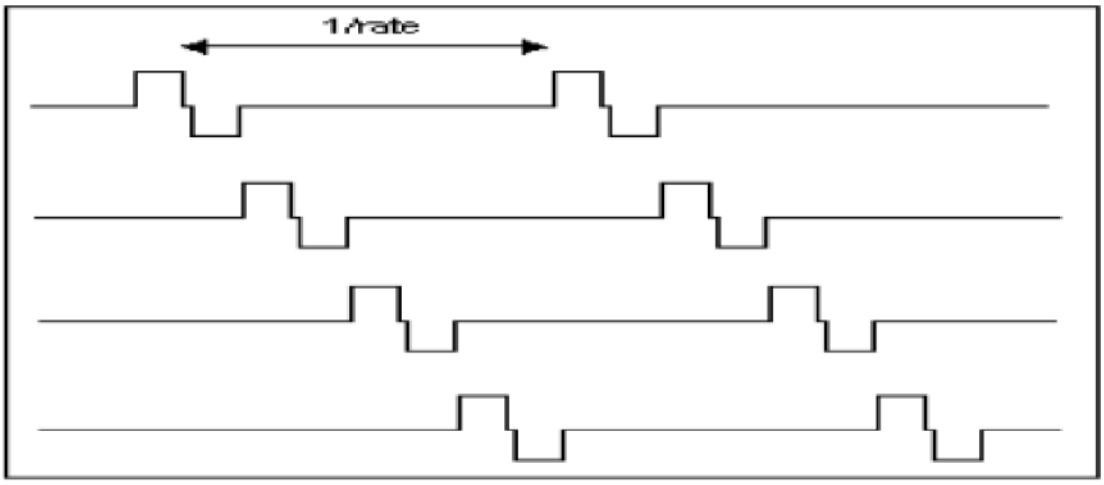


Figure III.1. *Représentation des impulsions bi phasiques utilisées dans la stratégie ACE*

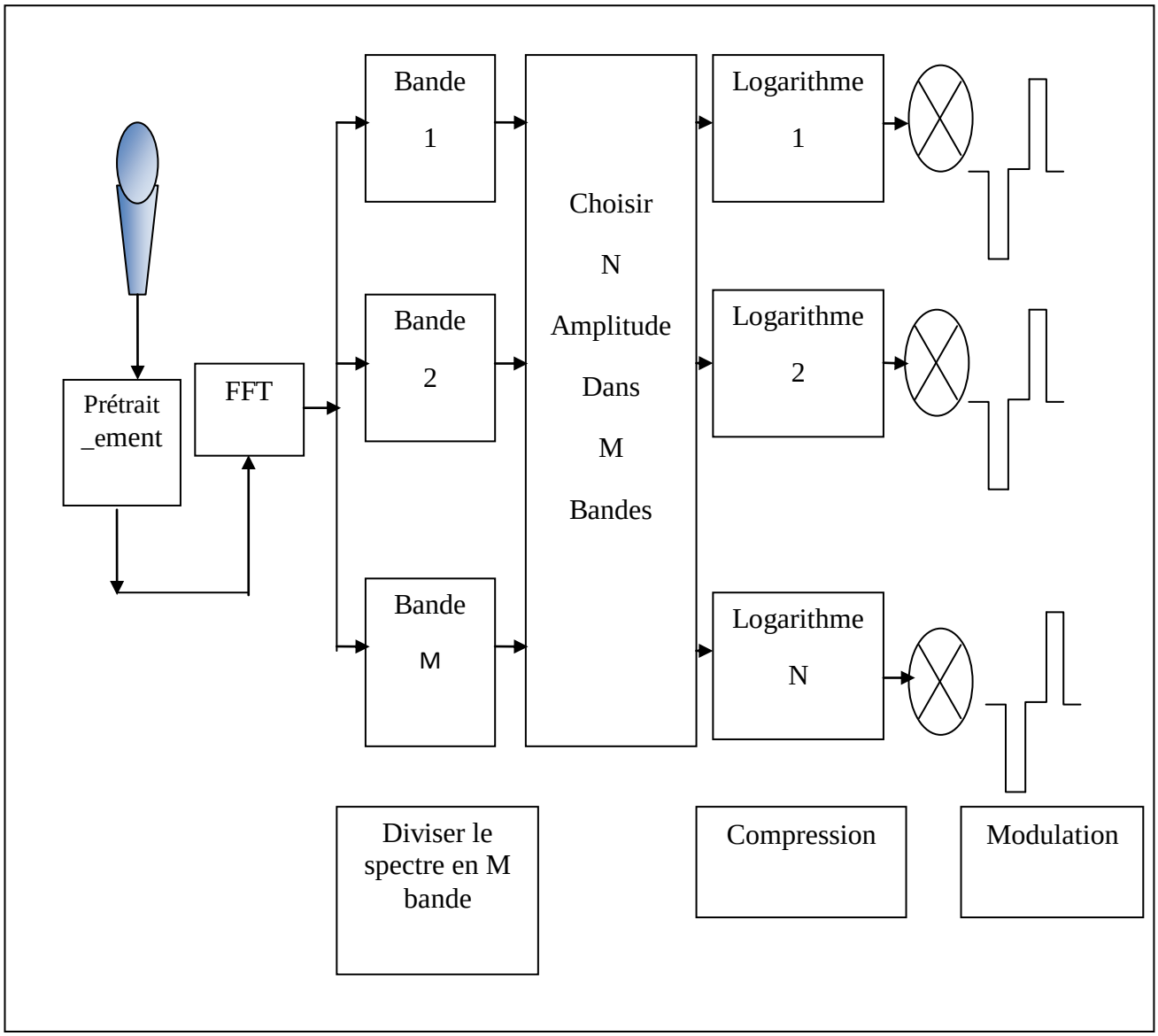


Figure III.2. *Schéma fonctionnel d'ACE*

III.3.les étapes de la stratégie ACE

III.3.1.*Prétraitement*

Quand une personne parle, sa voix est captée par le microphone qui convertit les ondes sonores en des signaux électriques. Le microphone capte tout simplement le son qui est le changement brusque de la pression de l'air et puis le convertit en un signal électrique qui ressemble à la forme d'onde. Les vibrations peuvent eux-mêmes être représentées par des formes d'onde de parole comme le montre la figure III.3

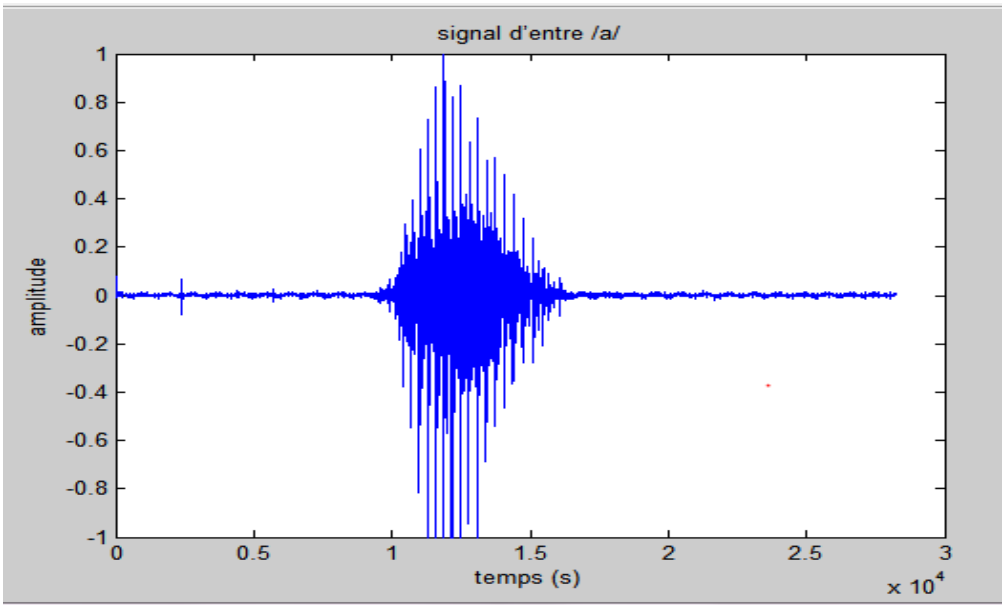


Figure III.3.*exemple d'onde de parole.*

Si nous analysons la forme d'onde en ses composantes de fréquence, nous obtenons un spectrogramme qui peut illustrer ses constituantes. Le spectrogramme est représenté par la figure III.4.Il montre le contenue spectrale de ce signal utilisé. L'axe vertical représente des fréquences allant jusqu'à 44100Hz, l'axe horizontal est le temps et les couleurs représentent les pics acoustiques les plus importants (intensité sonore ou amplitude acoustique)

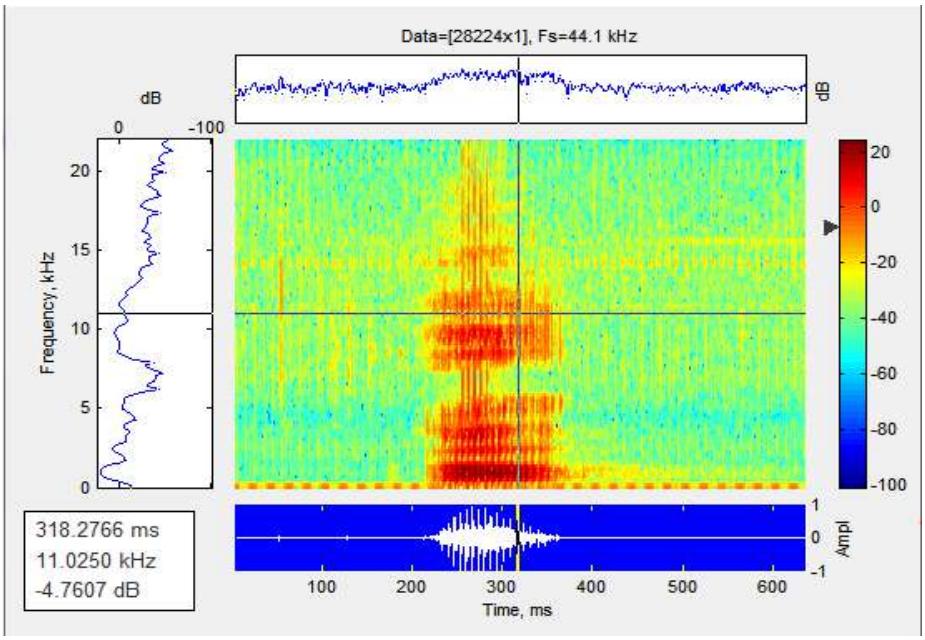


Figure III.4. *Spectrogramme d'onde de parole /a/.*

III.3.2.*Fenêtrage et Transformée de Fourier « FFT »*

L'ACE utilise la FFT pour décomposer le signal de parole d'entrée en un certain nombre de bandes fréquences. Souvent, le signal vocal capté par un microphone est fenêtré en utilisant une fenêtre de Hann de 8 ms avec une fréquence d'échantillonnage de 16 kHz et nombre de bit est 16 bits. Pour obtenir des trames où chaque trame de Longueur L =128 échantillons, on utilise la fenêtre de Hann

$$\mathbf{w(z) = 0.5\left(1.0 - \cos\left(\frac{2\pi j}{L}\right)\right)\ j = 1,..L} \qquad \textbf{(III.1)[26]}$$

III.3.3.*Diviser le spectre en M bande*

La décomposition spectrale de chaque trames est obtenue par un M bande de filtre, où M est le nombre d'électrodes implantées (en général 20 ou 22).

Les échantillons de FFT sont combinés par sommation des puissances de chaque bande de fréquence M, puis on obtenant l'enveloppe dans chaque bande spectrale a(z) (z = 1,.., M).
La partie réelle de bloc FFT j est notée avec x (j), et la partie imaginaire y (j). La puissance de block est :

$$\mathbf{r(j)^2 = x(j)^2 + y(j)^2\ \ j = 1,..,L} \qquad \textbf{(III.2)[26]}$$

La figure III.5 représente le FFT d'un des trames du signal /a/

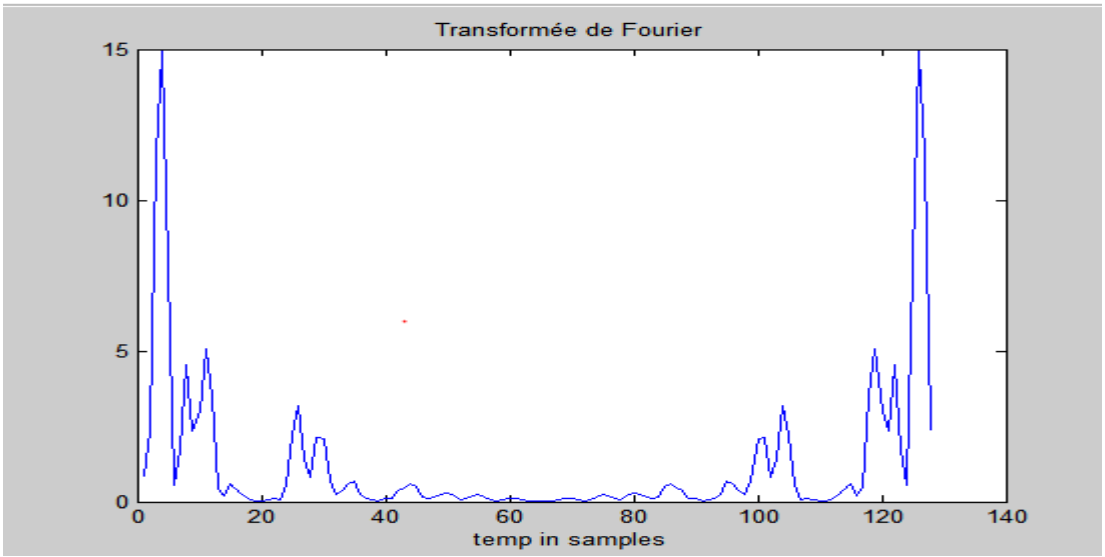


Figure III.5. *Transformée de Fourier trame de longueur 128 échantillons*

La puissance de l'enveloppe d'une bande de filtre z est calculée comme une somme pondérée des puissances FFT

$$a(z)^2 = \sum_{j=0}^{L/2} g(j)_z r(j)^2 , z = 1, .., M \qquad \textbf{(III.3)[26]}$$

Où g $_z$ (j) sont les gains pour un certain nombre spécifié des échantillons de bloc FFT comme figure indique dans le tableau III.1 qui représente le numéro des échantillons, fréquences centrales, et les gains M=22

Tableau III.1.*numéros de pics de FFT, fréquence centrale et les gains par filtre de bande M=22. [26]*

Numéro de Bande z	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**
N° de pics	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2
fréquences centrales	250	375	500	625	750	875	1000	1125	1250	1437	1687
Gains	0.98	0.98	0,98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.68	0.68	0.68
Numéro de Bande z	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
N° de pics	2	2	3.	3	4	4	5	5	6	7	8
fréquences centrales	1937	2187	2500	2875	3312	3812	4375	5000	5687	6500	7437
Gains	0.68	0.68	0,65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65

L'enveloppe de la bande de filtre z est

$$\mathbf{a(zi)} = \sqrt{\sum_{j=0}^{\frac{L}{2}} g(j)_z \, r^2(j), zi = 1, \dots, M} \qquad \textbf{(III.4)[26]}$$

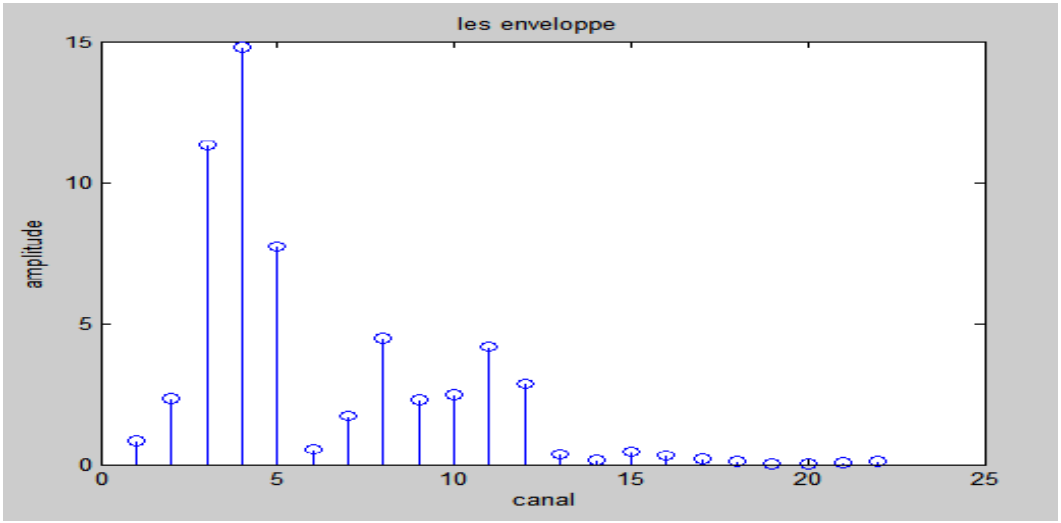


Figure III.6. *L'amplitude de chaque canal*

III.3.4.*choisir N amplitudes des M bandes*

Dans l'ACE, Le nombre de maximum choisi par cycle dans L'implant Nucleus est le plus souvent huit s'achant que M = 20 ou 22, dans notre travail nous avons choisis N = 8. L'ensemble sélectionné des amplitudes est mis à jour à chaque trame, de sorte que les électrodes activées dans la stratégie d'ACE sont choisis de façon dynamique à partir de trame-à-trame en fonction du signal acoustique.

La sélection des amplitudes à l'avantage de prolonger la vie de la batterie en ne stimulant électriquement que les bandes sélectionnées. La figure III.7 représente les amplitudes sélectionnées.

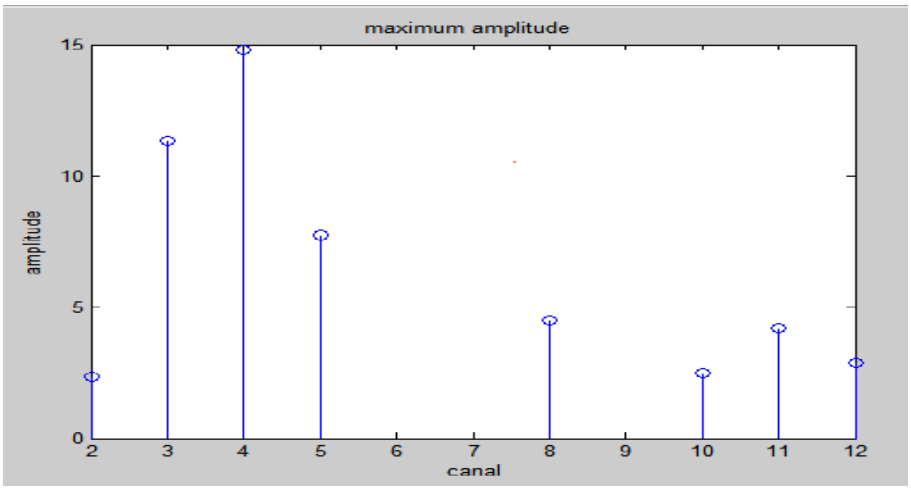


Figure III.7. *Choix de maximum amplitude*

III.3.5. *La Compression*

Le bloc de compression détermine le niveau de courant à partir de l'amplitude de l'enveloppe. Cela se fait à l'aide de la fonction non linéaire des amplitudes acoustiques pour s'adapter à la dynamique électrique du patient. La compression des sorties d'enveloppe transforme les amplitudes acoustiques en amplitudes électriques. C'est une transformation nécessaire, car la rangée des amplitudes acoustiques du langage parlé est considérablement plus étendue que la rangée dynamique des implants des patients. Les auditeurs implantés peuvent avoir une rangée dynamique aussi faible que 6 dB, allant du seuil ou bas niveau audible ''threshold, T'' au niveau maximal de confort sonore ''comfortable level,C''

La fonction de compression logarithmique de la forme

$$\mathbf{y(i)} = \begin{cases} \dfrac{\log\left(1+\propto\left(\frac{v-B}{M-B}\right)\right)}{\log(1+\propto)} & B \leq v \leq M \\ \mathbf{0} & v \leq B \\ \mathbf{1} & v \geq M \end{cases} \qquad \textbf{(III.5)[26]}$$

Où α est Le paramètre contrôle la pente de la fonction logarithme.

v est l'amplitude acoustique.

M, B sont des constantes dont M=150 et B=4 sont la valeur standard employée par la plupart des utilisateurs de l'implant cochléaire Nucleus-24.

Y est l'amplitude électrique (comprimée). La figure III.8 représente les amplitudes électriques

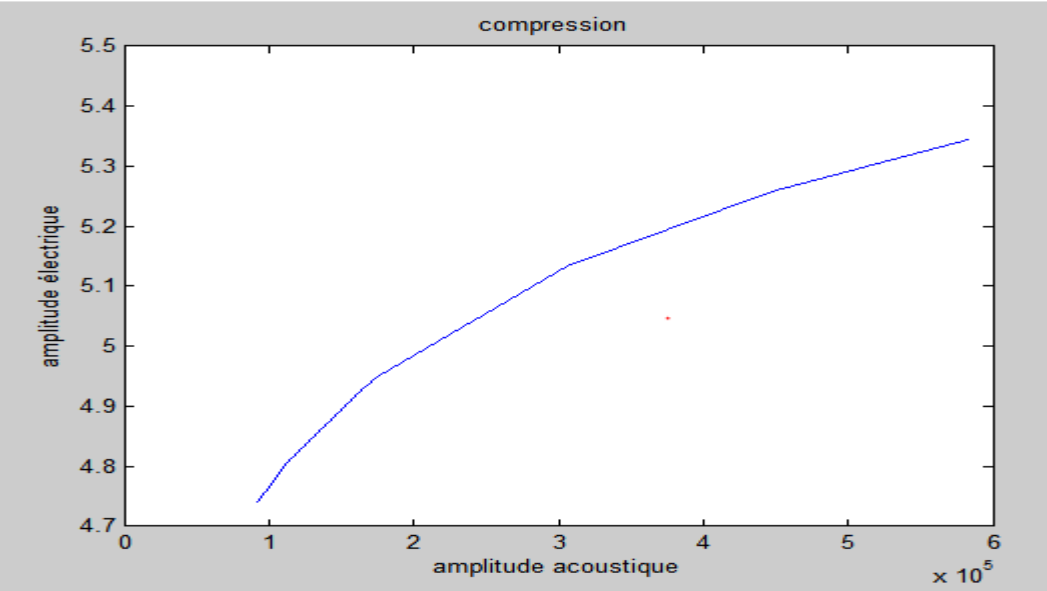


Figure III.8. *Compression logarithmique utilisée dans la stratégie ACE*

A la fin, les canaux sont stimulés séquentiellement avec un ordre de stimulation de haute à de basses fréquences (base-à-apex) avec des niveaux

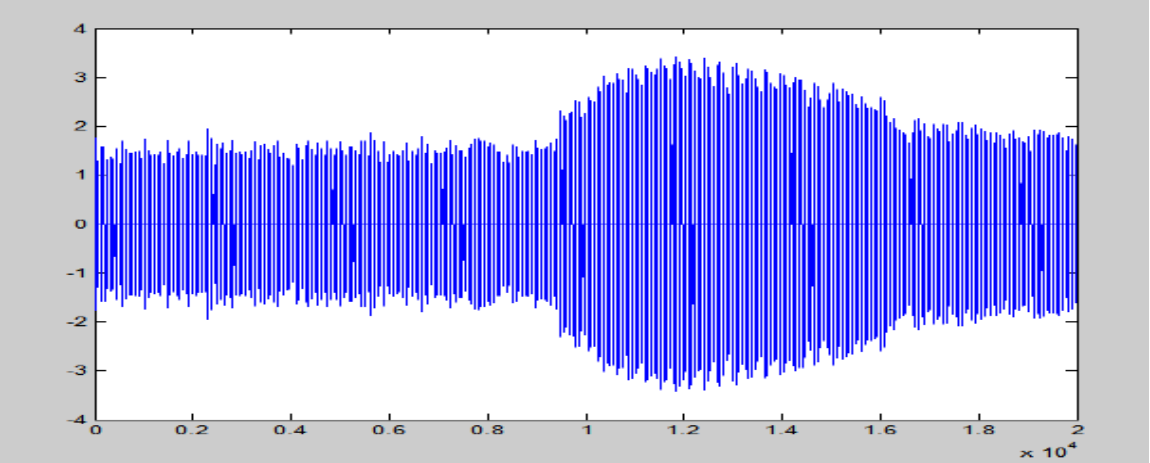
$$l_i = \boldsymbol{T} + (\boldsymbol{C} - \boldsymbol{T})\boldsymbol{P_i} \qquad \textbf{\textit{(III.6)[26]}}$$

III.3.6.*Modulation d'amplitude*

Après la compression, les signaux sont utilisés comme moyen pour moduler des impulsions biphasées. Les amplitudes des impulsions sont proportionnelles aux enveloppes.

La Modulation du signal est une opération de traitement du signal qui permet de l'adapter à un canal de communication.

La figure III.9 suivant représente la modulation du signal.



Parité zoomé 0 :800

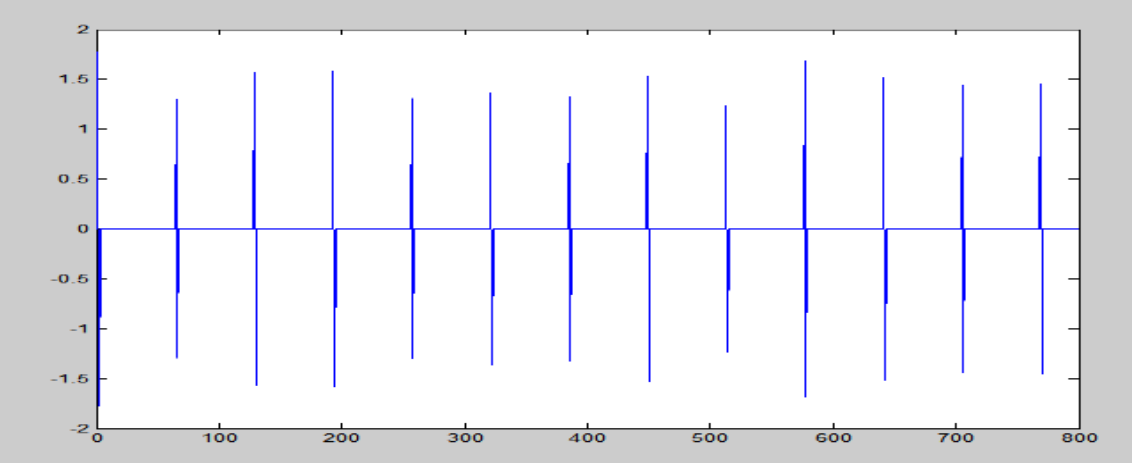


Figure.III.9.*Modulation de signal*

III.4. Simulation de l'ACE par un vocodeur

Dans cette section nous essayons de reproduire des signaux à partir d'un vocodeur pour simuler comment le signal audio est perçu par un porteur d'implant. Le vocodeur été souvent utilisé dans la littérature pour simuler l'écoute des malentendants des signaux.

Le vocodeur est un dispositif électronique de traitement du signal. En utilisant les mêmes étapes de la stratégie ACE jusqu'à l'étape détection d'enveloppe. La figure III.10 représente le schéma du vocodeur :

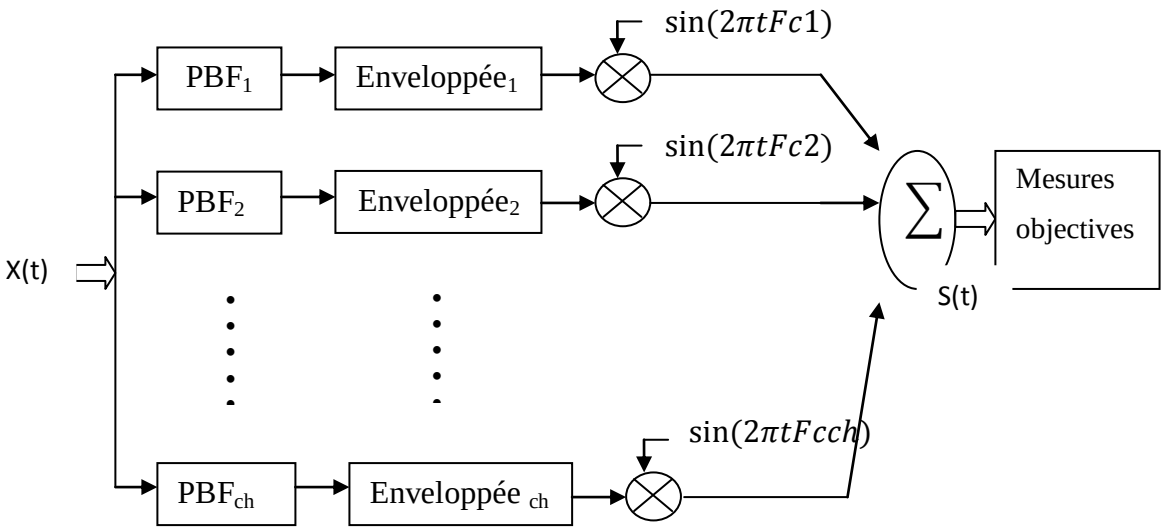


Figure III.10.*schéma d'algorithme vocodeur*

Le signal s (t) est donné par la formule:

$$s(t)=\sum_{k=1}^{N} a(t)_k \ \sin(2\pi f_k t) \qquad (III.7)$$

La valeur de la fréquence f_k est donnée par la fréquence centrale de la $k^{ième}$ bande. Le nombre de bandes M est 16. Où a_k (t) représente les amplitudes ; t est le temps. Le tableau III.2 indique les fréquences centrales.

Tableau III.2.*les fréquence centrale de chaque bande du vocodeur*

Bande	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**
Fréquence	250	375	500	625	750	850	1000	1125
Bande	9	10	11	12	13	14	15	16
Fréquence	1250	1437	1687	1937	2187	2500	2875	3312

La figure III.11. Représente un signal audio (une phrase) utilisé comme entrée du vocodeur.

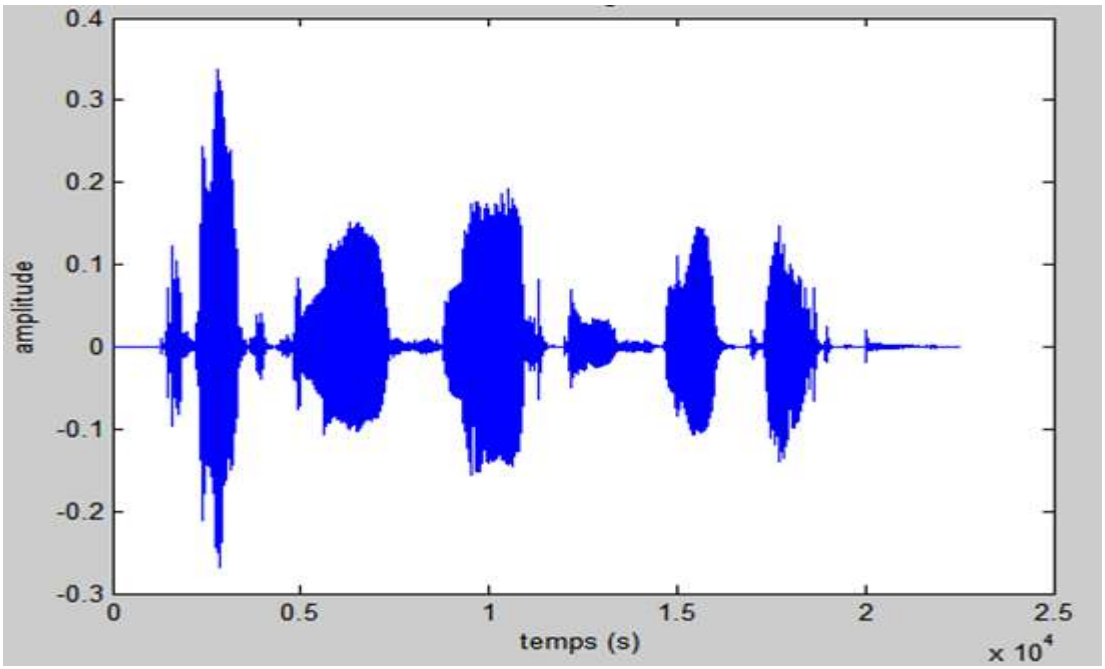


Figure III.11.*signal audio utilisée*

Après l'application les étapes de vocodeur sur ce signal,on obtient le resultat suivant :

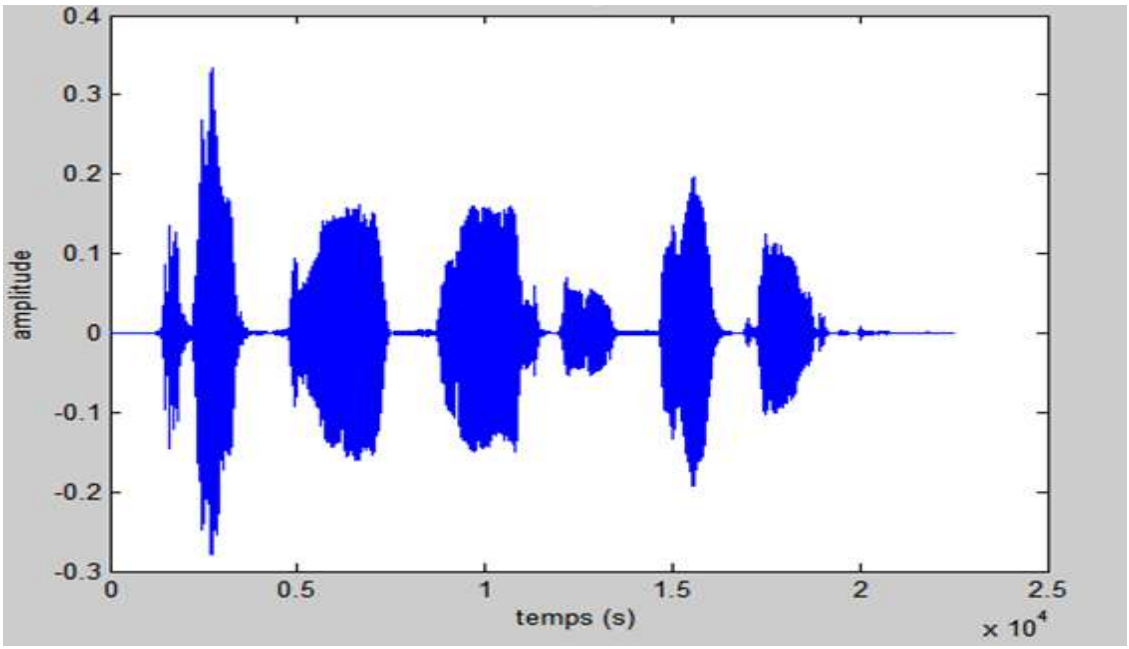


Figure III.12.*signal résultat*

III.4.1. *PESQ [27]*

Le PESQ ‘’Perceptual Evaluation of Speech Quality’’ est l’évaluation de la qualité vocale perçue comme un moyen adapté aux codecs vocaux et aux mesures de bout en bout.

De ce fait, d’autres facteurs supplémentaires sont pris en considération pour mieux simuler les conditions réelles, à savoir le temps de propagation, les distorsions dues aux erreurs de transmission, les pertes de paquets. Le PESQ permet d'évaluer la qualité d'écoute dans de nombreuses conditions de dégradation. La figure suivante représente la variation du PESQ en fonction du SNR.

Nous avons utilisé le PESQ pour évaluer la qualité du signal traité à déférente valeur de SNR (0db, 5db et10dB).

La figure III.13. Suivant représente le signal après l’ajout d’un bruit ‘‘Babble’’ avec SNR=0db.

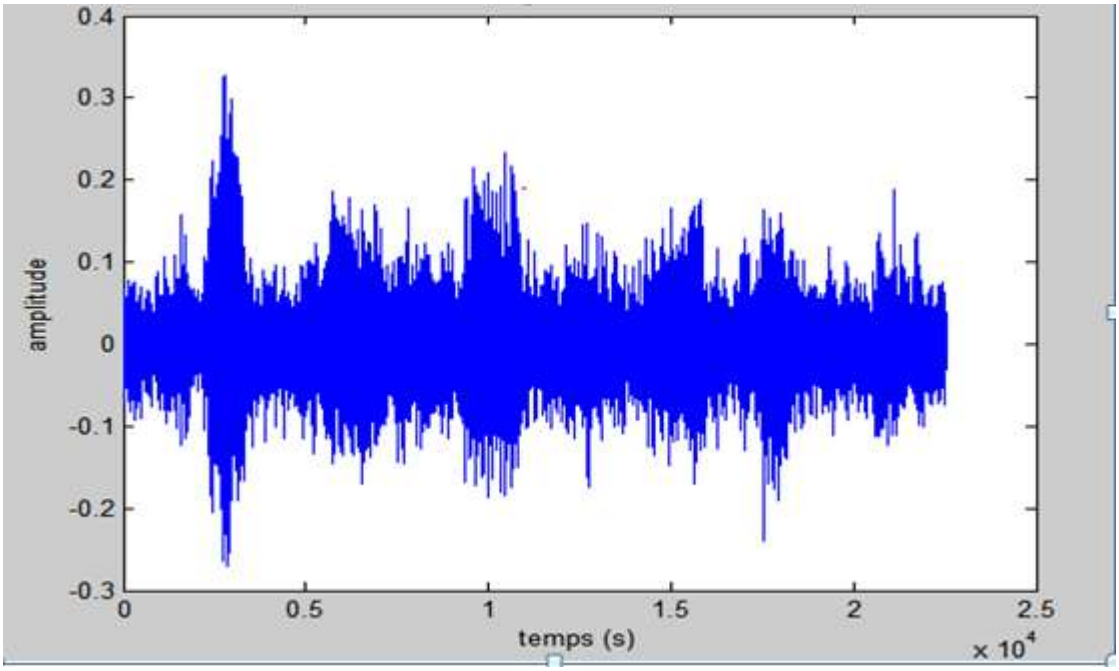


Figure III.13. *Signal SNR 0db*

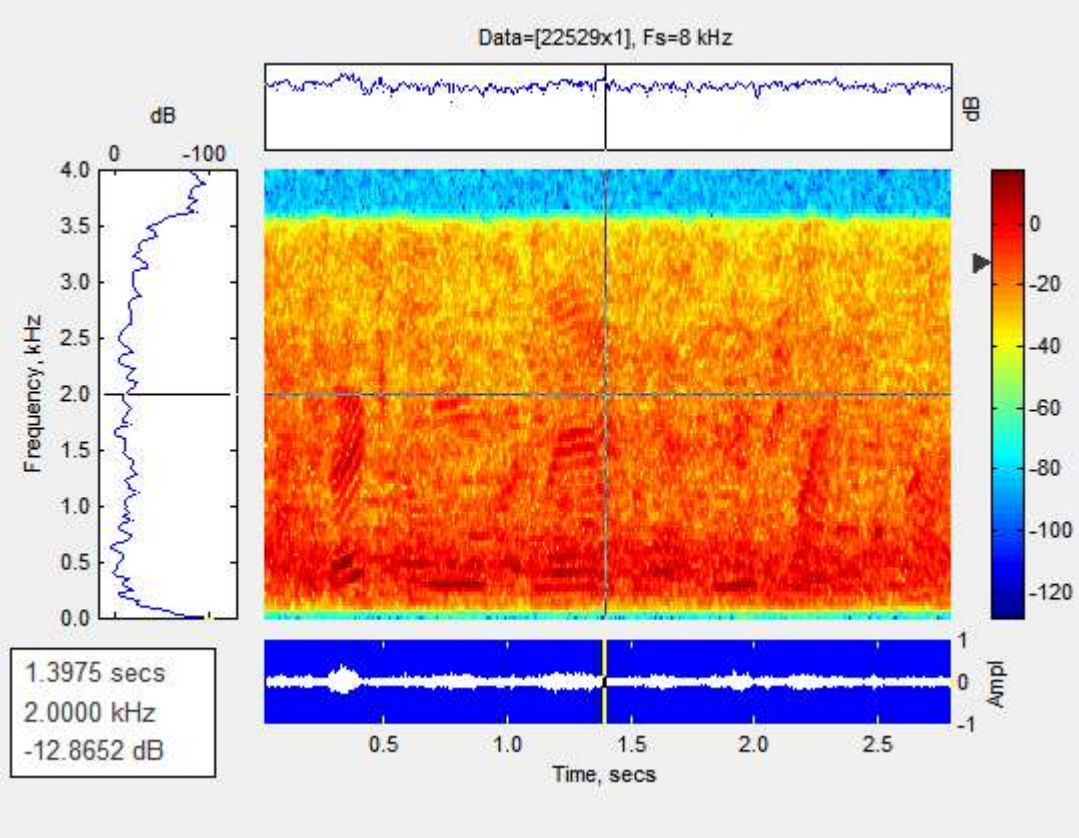


Figure III.14. *Spectrogramme SNR 0dB*

Après traitement de ce signal par le vecodeur,on obtient le resultat suivant :

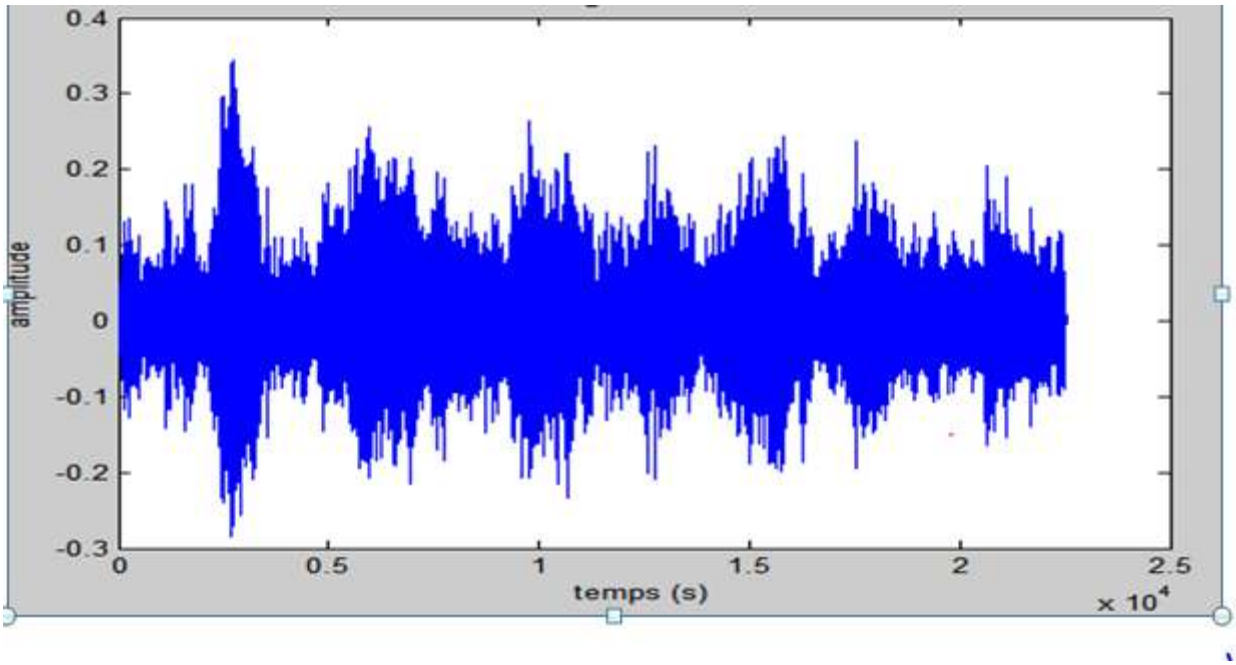


Figure III.15. *Le signal vocodeur*

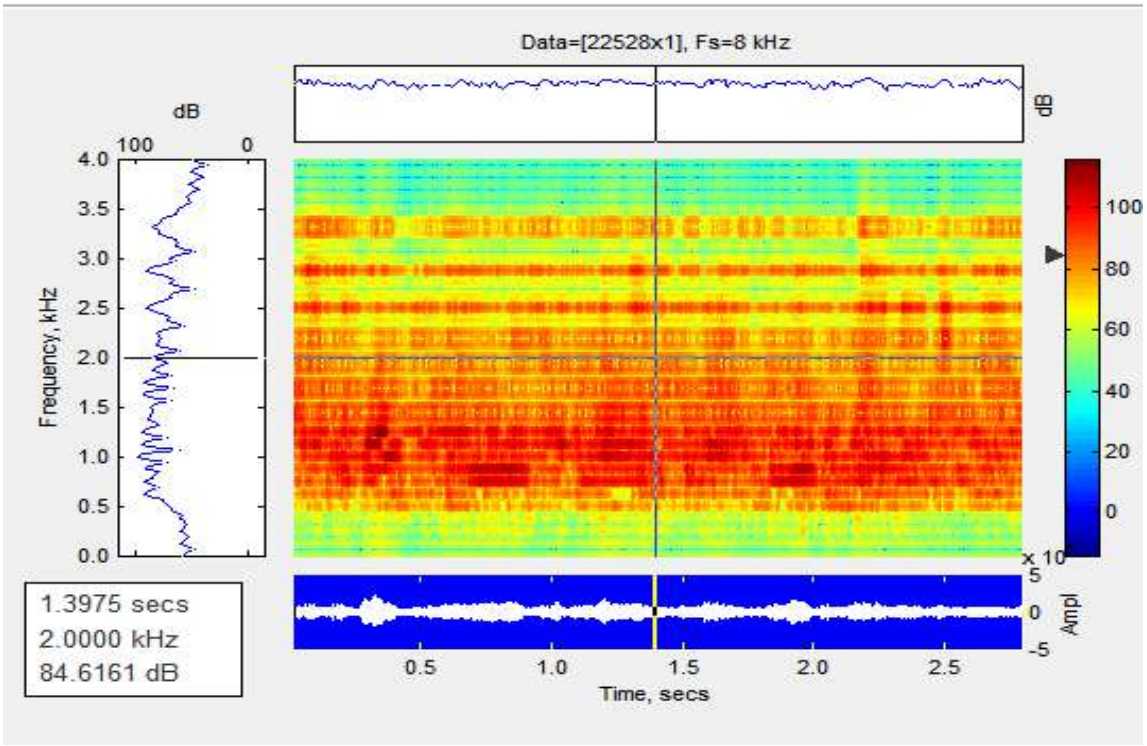


Figure III.16. *Spectrogramme de signal vocodeur*

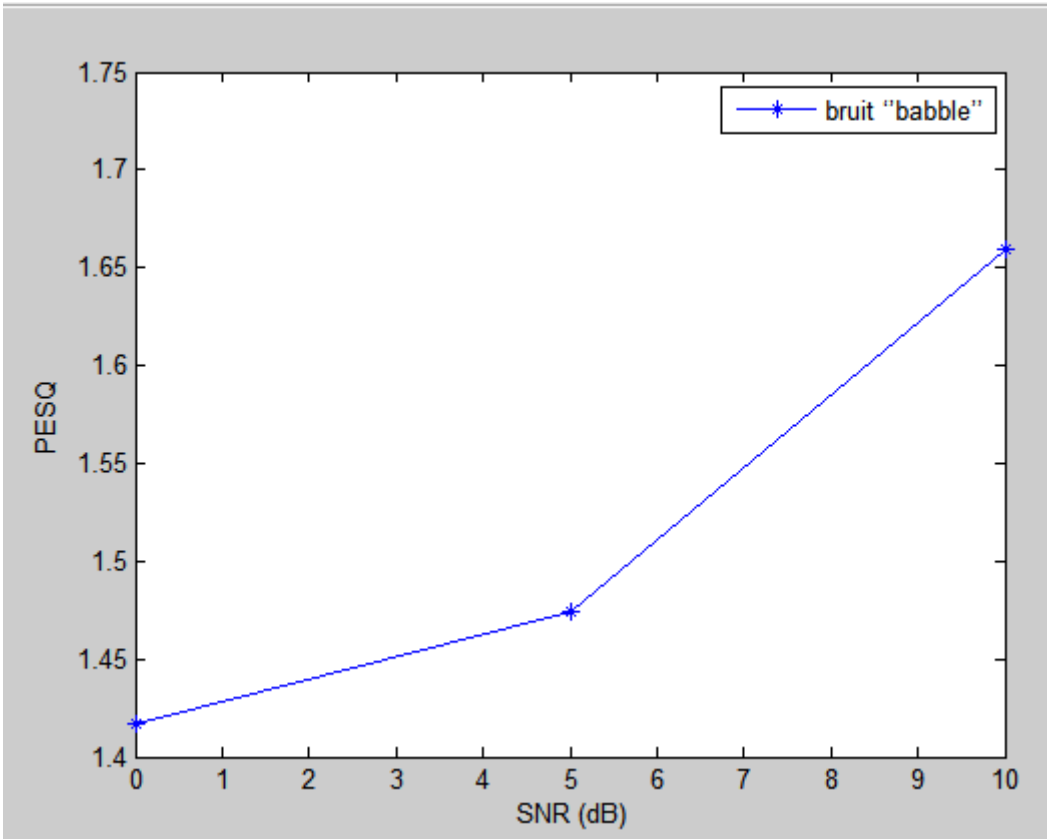


Figure III.17. PESQ dans le cas de parole bruitée par bruit ‘’babble’’

On remarque que le PESQ augmente si le SNR augmente.

III.5.Simulation de la stratégie ACE

Les différents fabricants d’implants adoptent plusieurs stratégies tout en s’intéressant plus précisément à la qualité du signal audio. Nous allons dans ce qui suit simuler la stratégie ACE par Simulink Matlab.

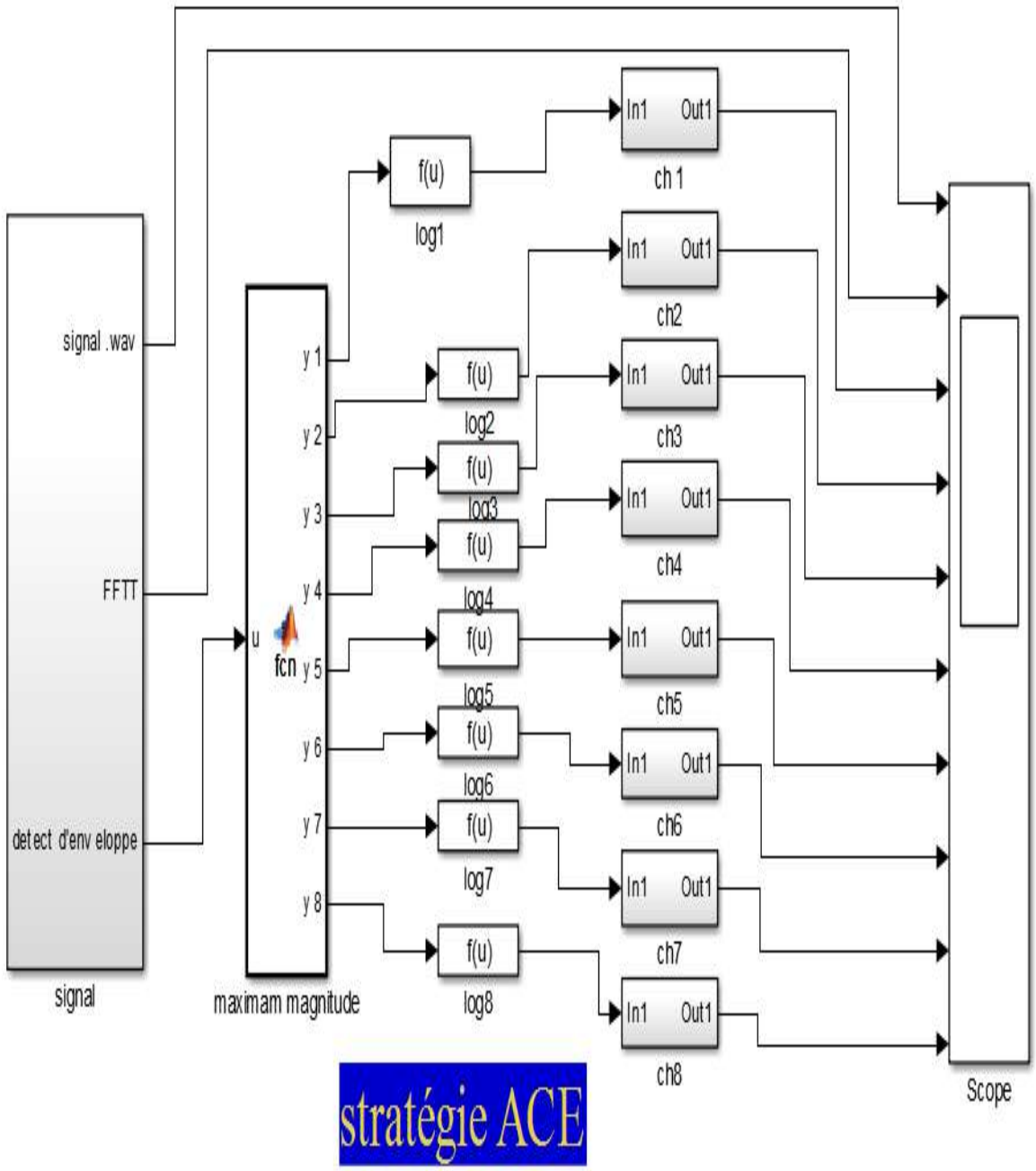


Figure III.18. *Simulation de stratégie ACE*

III.5.1.*les étapes de la stratégie ACE par simulation*

La figure précédente montre les étapes de la stratégie ACE

III.5.1.1.*Transformé de Fourier*

On utilise le bloc ‘‘libraries /source/from worksapace’’ pour faire appel au signal d’entrée et puis utilisés la fonction FFT.la figure III.19 représente le signal d’entrée et sa FFT.

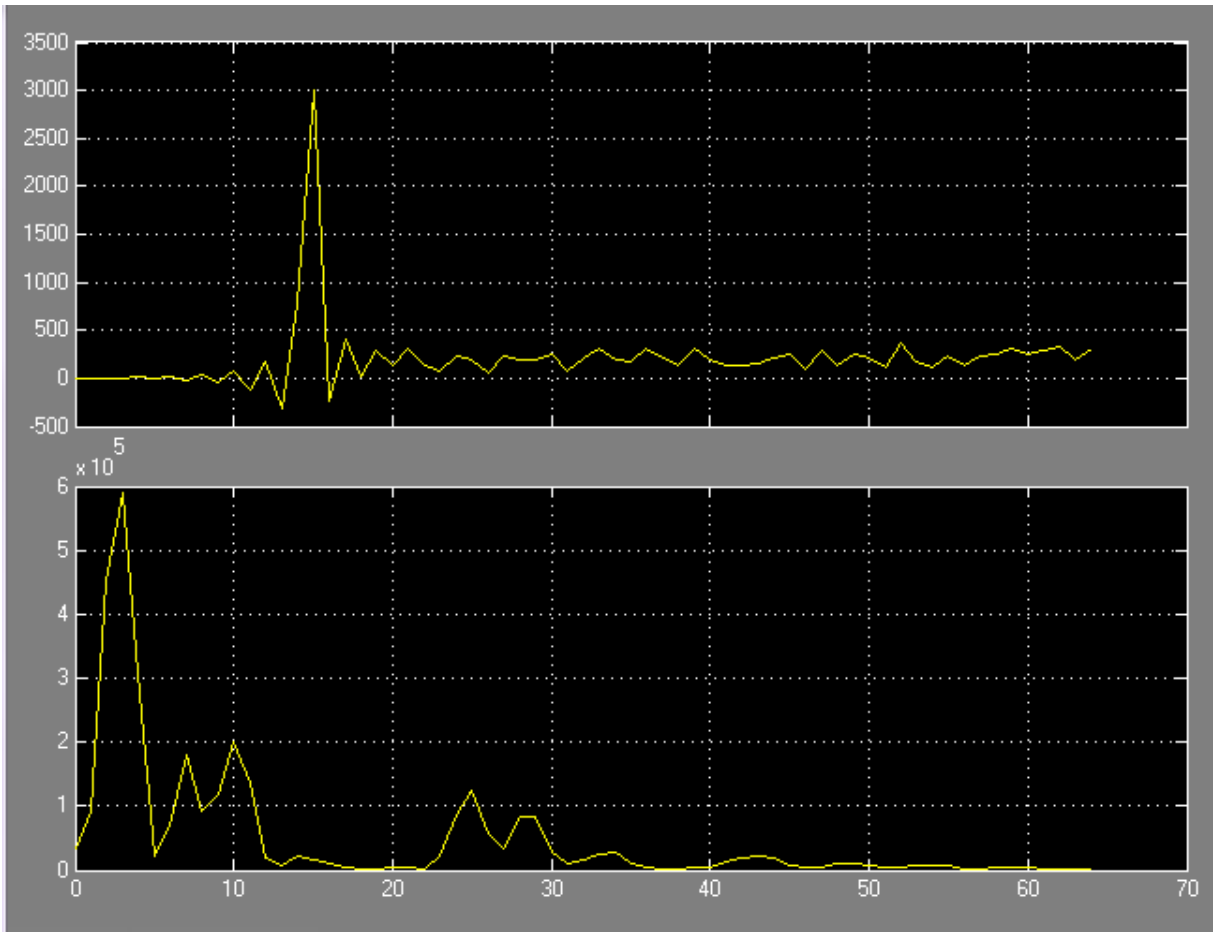


Figure III.19.*simulation de signal d'entree et FFT*

III.5.1.2.*Détection d'enveloppe*

Le bloc Détection d'enveloppe divise le spectre en M=22 bandes, nous avons utilisé le « libraries /source/from worksapace» pour défini La puissance de l'enveloppe d'une seule bande et « libraries/math operations/gain/sqrt1 ».la figure III.20. Représente la bande 1.

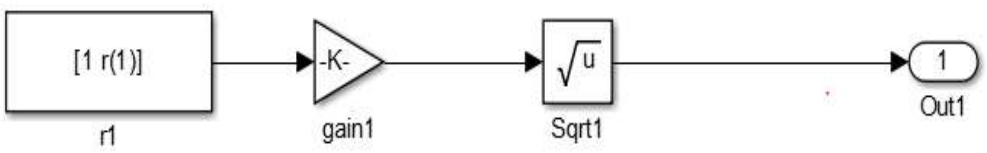


Figure III.20. *Enveloppe bande 1*

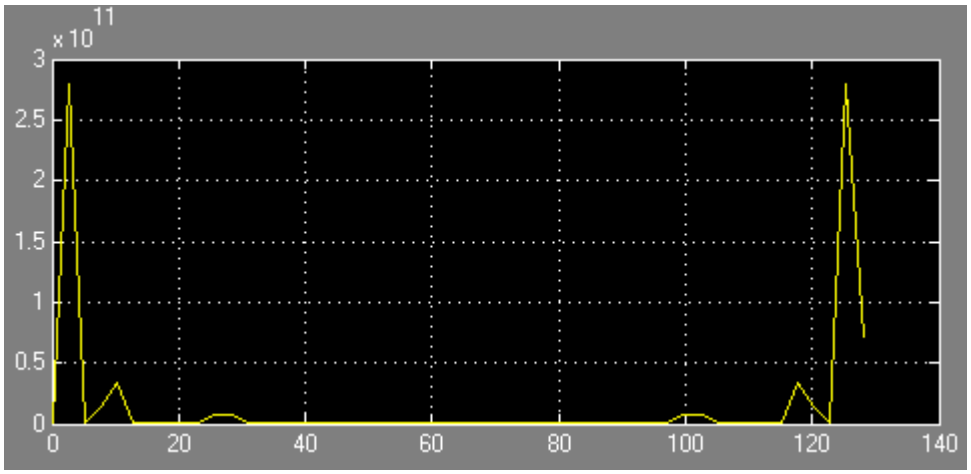


Figure III.21.*Les 22 bandes d'enveloppe*

Pour choisir N=8 amplitude dans M=22, on utilise le bloc « libraries/User-defined function/MATLAB function » et « libraries/commonly used Blocks/Mux ».la figure II.22 Represente les 8 amplitudes.

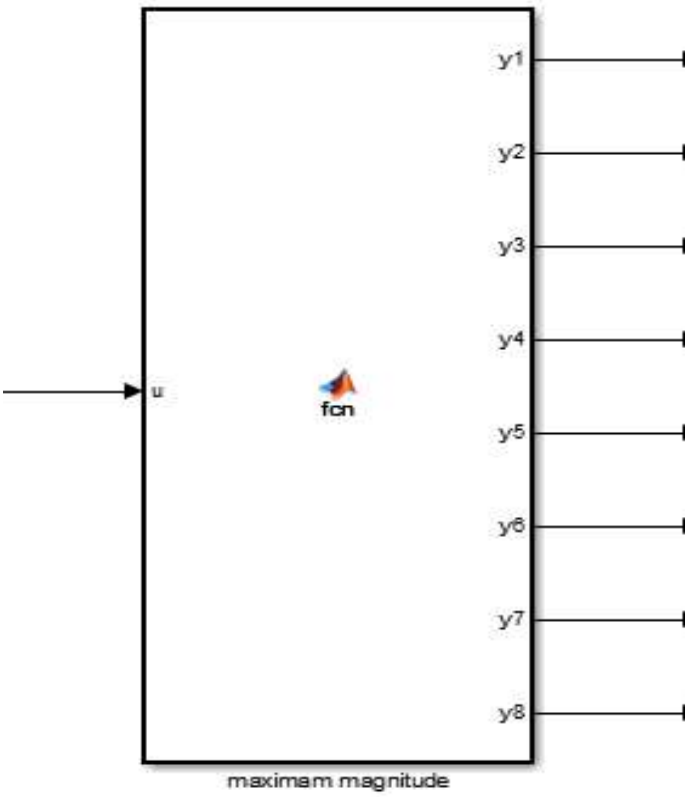


Figure III.22.*simulation de choisir 8 amplitudes*

Dans le block de compression on a utilisé pour chaque sortie d'amplitude un block « libraries/User-defined function/fcn »par la fonction III.23. Où u représente l'amplitude.

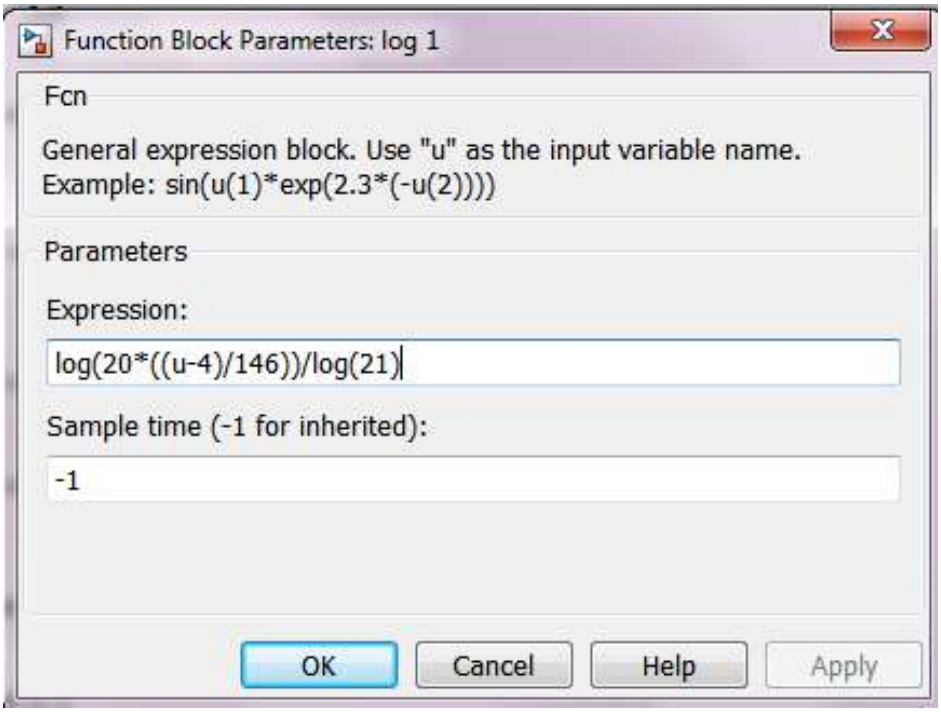


Figure III.23.*Fonctionne de compression*

III.5.1.3.*Modulation*

Pourla modulation nous avons utilise les bloc « libraries/math operation/product » et « libraries/source/pulse generator »

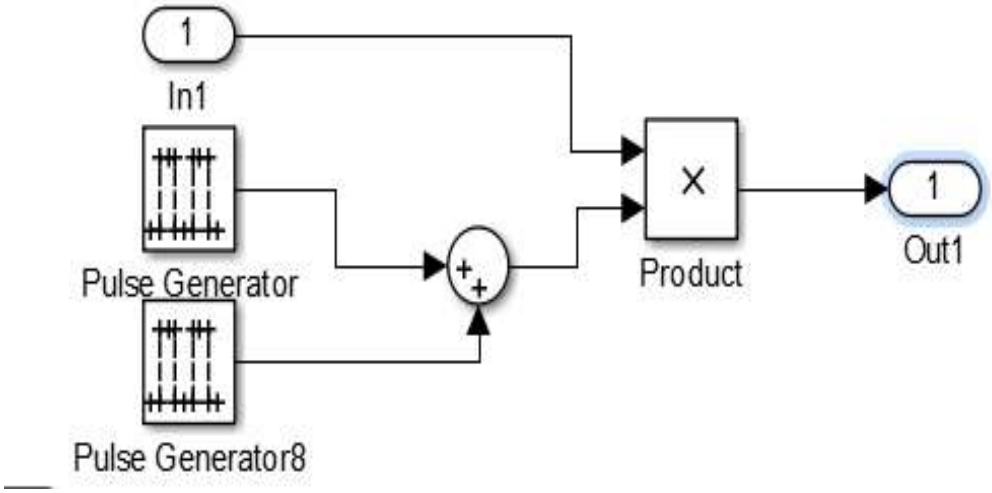


Figure III.24. Bloc Modulation

Apres la simulation on a la figure III.25.

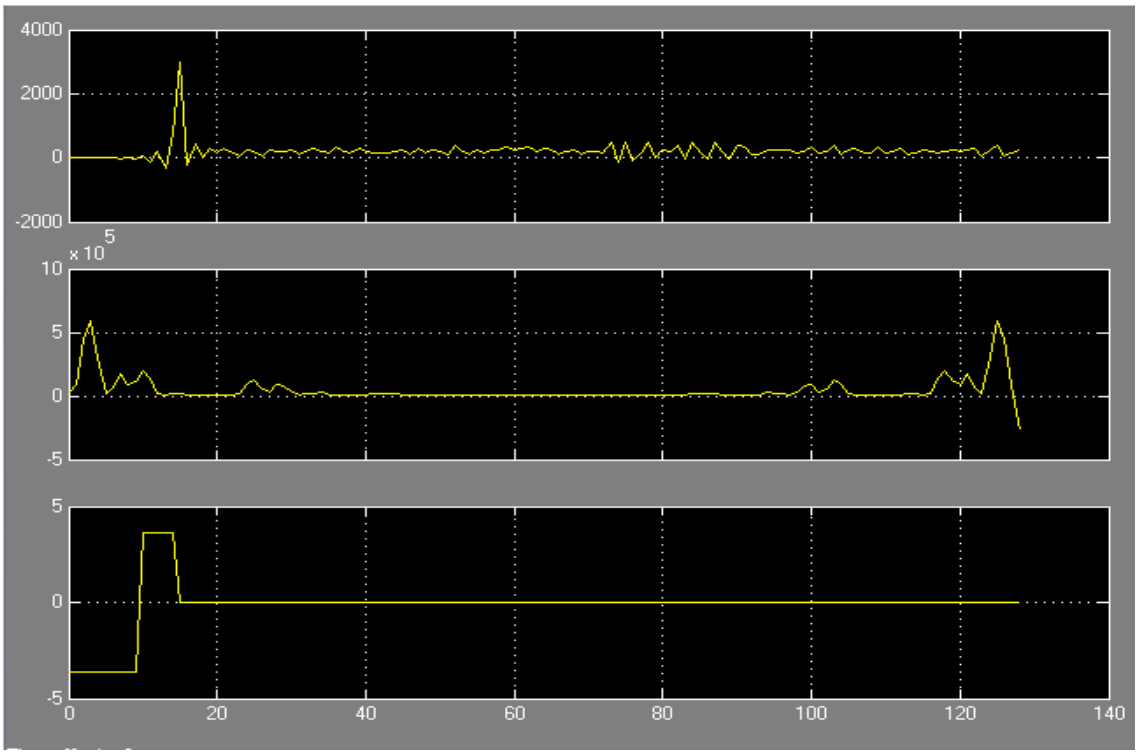


Figure III.25. Modulation

La figure suivant représente 8 amplitudes dans chaque canal dans une seule trame

Les amplitudes sont stimulées séquentiellement c'est à dire les unes après les autres.

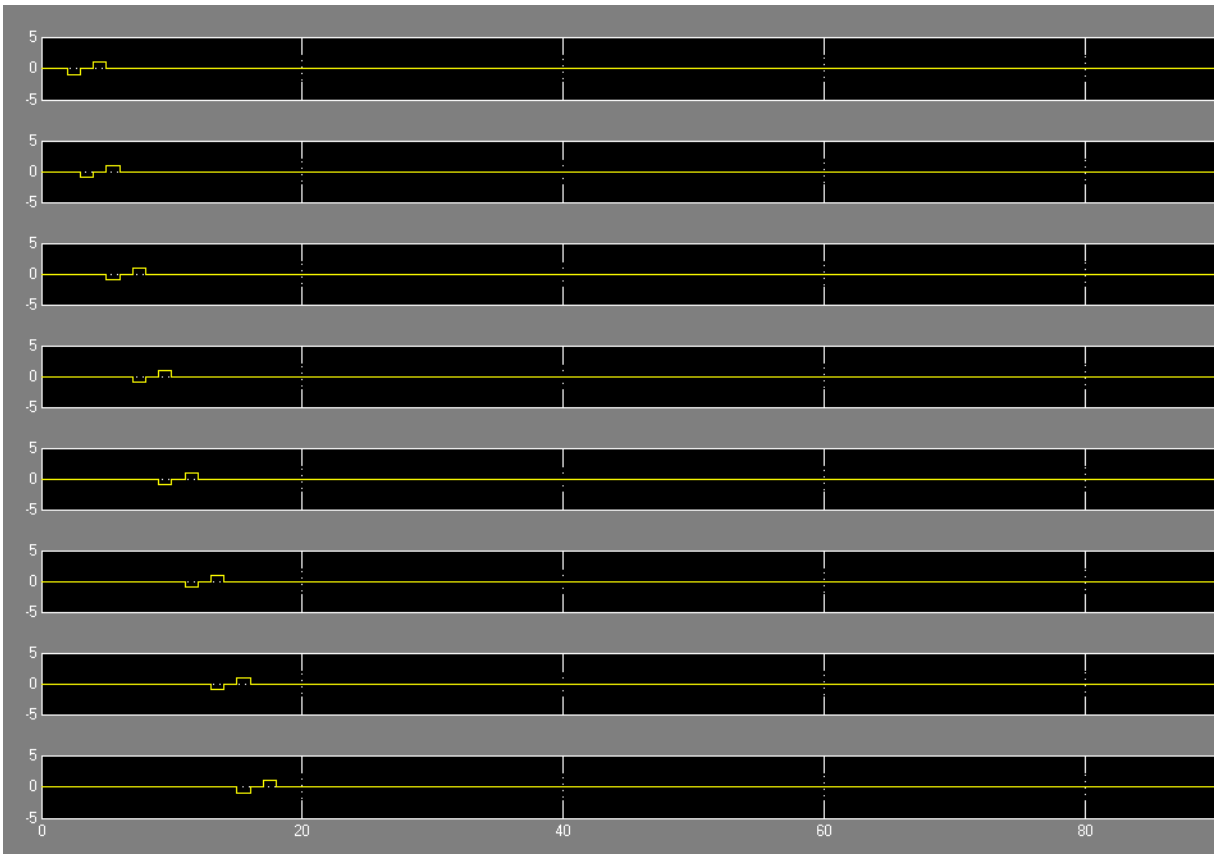


Figure III.26. Modulation dans chaque canal

II.6.conclusion

La stratégie ACE estime le spectre du signal d'entrée en utilisant une transformée de Fourier rapide (FFT) plutôt qu'un banc de filtres passe-bande.

Les valeurs de la FFT, qui sont espacées linéairement en fréquence, sont utilisées pour produire Un total de M (20 à 22) bandes, des enveloppes sont estimées en faisant la somme de la puissance d'intervalles adjacents de la FFT à l'intérieur de chacune des M bandes. Dans la stratégie ACE, un sous-ensemble N de ces amplitudes de l'enveloppe est alors sélectionné. Plus précisément 8 à 12 amplitudes maximales sont choisies pour la stimulation.

Conclusion générale

Nous venons de voir que l'appareil auditif humain a une structure très complexe. Cette complexité se retrouve au niveau de son fonctionnement. En particulier, on retiendra que des mécanismes actifs viennent enrichir la sensibilité et la sélectivité de l'oreille aux faibles niveaux sonores.

Les implants cochléaires peuvent aider à fournir une audition partielle chez les patients dont la surdité est due à des dommages. La qualité du son est différente de l'audition naturelle, car moins d'informations sonores sont transmises au cerveau.

L'implant se compose d'une partie externe et d'une partie implantée. Le microphone externe capte les sons et les transmet au microprocesseur externe par un câble. Le traitement du signal est effectué dans le microprocesseur puis transmis à la partie implantée par radiofréquences via une antenne magnétique. La partie implantée est à la fois un récepteur et un stimulateur.

Le succès de cet appareillage dépend du réglage des paramètres de stimulation: ceux-ci doivent s'adapter au mieux a l'état du système auditif. Plus précisément, le statut du nerf auditif.

Dans notre travail, La stratégie de traitement du signal ACE été étudié et simulée. Elle utilise la FFT pour décomposer le signal de parole d'entrée en un certain nombre de bandes fréquences. Souvent, le signal vocal capté par un microphone est fenêtré en utilisant une fenêtre de Hanning de 8 ms avec une fréquence d'échantillonnage de 16 kHz. Sur les 22 enveloppes, 8 enveloppes maximales sont choisies pour la stimulation. Dans certains processeurs commerciaux, une stratégie de 8-12 de 22 est souvent mise en œuvre. Les amplitudes des canaux sélectionnés sont comprimées pour tenir dans la dynamique électrique. Les amplitudes comprimées sont ensuite utilisées pour moduler les impulsions se stimulations.

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.

Bibliographie

[1] Jean Loup ,Tanguy, " Le son et l'audition," [Online]. Available: http:// www.tpe-son.stlouis.over-blog.fr [Accessed 6 6 2014].

[2] http://www.acoustique.e-monsite.com/pages/partie-i/caracteristique-d-un-son.html

[3] Patrice Bourcet et Pierre Liénard, « Acoustique fondamentale », dans Le livre des techniques du son, tome 1 - Notions fondamentales, Paris, Eyrolles, 1987

[4] *Encyclopédie en ligne Wikipédia http://fr.wikipedia.org/wiki/Surdit*

[5] TypesandDegreesofHearingLoss.aspx.htm

[6] TypesandDegreesofHearingLoss.aspx.htm

[7] perte-d-audition.htm

[8] Bacon, S. P., Fay, R. R. and Popper, “Compression: From cochlea to cochlear implants” 2004.

[9] JEAN-LucPue,La thérapeutique in situ de la cochlée,pdf,2003

[10] Thomas FILLONT, "Traitement Numérique du Signal Acoustique pour une Aide aux Malentendants",pdf, 14 décembre 2004 .

[11] http://files.tpemusique.webnode.fr/200000018-76b7b77f29/sort_oreille.gif

[12] Kalyan S. Kasturi, B.Tech. M.S., "signal processing strategies for better melody recognition and improved speech understanding in noise for cochlear implants"

[13] F. Legent, L. Permuter et C. Vandenbrouck : Cahier d’anatomie O.R.L. Masson, 3ème édition, 1979.

[14] http://www.e-sante.fr/aides-auditives-quoi-neuf/4/actualite/1304

[15] *Encyclopédie en ligne Wikipédia* « Implant cochléaire » http://fr.wikipedia.org/wiki/Implant_cochl%C3%A9aire [Accessed 6 6 2014].

[16] https://www.google.dz/search?q=Descrption générale des implants cochleaires.htm

[17] Implantation cochléaire de l’enfant « Technologie, bilan médical et sélection des candidats,réhabilitation », E. Truy *, G. Lina,2003

[18] http://www.advancedbionics.com/fr

[19] Claire BOURGEOIS REPUBLIQUE, "Plateforme de réglage automatique et adaptatif d'implant cochléaire par algorithme évolutionnaire interactif", pdf, 15 décembre 2004

[20] Idrick Akhoun et Colette McKay, "Vers un réglage automatisé de l'implant cochléaire : quelle utilisation des potentiels composites évoqués électriquement sur le nerf auditif (ECAPs) ?", Lyon, 12-16 Avril 2010

[21] E. Truy , G. Lina, "Implantation cochléaire de l'enfant
Technologie, bilan médical et sélection des candidats,
réhabilitation",pdf,2003

[22] Emmanuèle AMBERT-DAHA et Stéphanie BOREL, le renouvellement du processeur vocal chez l'adulte implante cochleaire,pdf, 2009-2013

[23] REJEAN FONTAINE, «Conception et développement d'un analyseur de parole multialgorithmes pour implant cochléaire» thèse de doctorat en novembre 1999.

[24] article :**Georric :**différent types d'implant cochléaire. Edité dans la monographie numéro 33de CCA group

[25] Pavillon U, « L'implant Cochléaire Information destinée aux patients devenus sourds »,

[26]ONUR BABACAN,Implementation of a Neurophsiology-Based Coding Strategy for the Cochlear Implant,pdf, 2010

[27] Asmaa Amehraye, Débruitage perceptuel de la parole,pdf, 2009