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
de Master en Génie Électrique

Spécialité : *Systèmes Intelligents et Communicants*

THEME

LA SELECTION D'UN LOCUTEUR DANS UN ENVIRONNEMENT PUPLIQUE POUR LES PERSONNE MAL ENTENDANT

Proposé et dirigé par,

M. ESSAID Billel

Préparées et présentées par,

Melle. LAKHDARI Souhila
Melle. BERRAK Djamila

Année Universitaire 2013-2014

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à mes chers parents :

À la perle de ma vie et le parfum de mes jours ma très chère mère qu'elle à beaucoup sacrifie pour moi et qu'elle n'a jamais assez de m'encourager.

À mon père qui fait beaucoup pour moi et qui m'a toujours soutenu.

À Mes frères, à l'épouse de mon grand frère et leurs enfants.

À Mes sœurs et leurs maris et leurs enfants.

À tous mes oncles et mes tantes que j'apprécie énormément

À tous mes amies

À mon binôme

À mes collègues de la section.

LAKHDARI Souhila

Dédicace

Je dédie ce mémoire :

A mes parents : Vous avez comblés ma vie de tendresse d'affection et de compréhension Rien au monde ne pourrait compenser les efforts et les sacrifices que vous avez consentis pour mon bien être, et la poursuite de mes études dans de bonnes conditions.

Aucune dédicace, ne saurait exprimer à sa juste valeur le profond amour que je vous porte.

A mon cher Fouad.

A mes frères : Mohamed, Labri.

A mes sœurs : Hadjer, Chaima.

A mes amies collègues de la section « Système Intelligent et Communicant »

que je ne les oublierai jamais : Sara, Souhila, Nabila, Amel.

A mes meilleur amies : Nana, Souad, Razika, Arbiya, Fatma, Wahiba.

Et à toute ma grande famille sans exception.

BERRAK Djamila

REMERCIEMENT

Au terme de ce travail, nous tenons à remercier en premier lieu « Dieu» qui nous a donné la force pour achever ce travail.

Nous remercions vivement notre promoteur Mr Saïd

Nous tenons également à remercier tous ceux qui nous ont aidés à réaliser ce travail de près ou de loin.

Remerciement vont également à tous le membre de Jury, qui faut l'honneur de juger notre travail.

ملخص :

الهدف من هذا العمل هو تصميم برنامج يسمح باختيار صوت واحد ,لتطبيقه حسب استراتيجية CIS التي تستعمل لتنبيه أعصاب قوقعة الأذن المريضة .برنامج انتقاء الصوت المستعمل ,يسمح بفصل صوتين منطوقين في نفس الوقت .بحيث أنه في موقع عام, الاستماع إلى عدة أصوات في نفس الوقت هو أمر صعب بالنسبة للأشخاص الذين يعانون صعوبة في السمع . نتائج المحاكاة المحصلة عليها كانت مرضية.

الكلمات المفتاحية: انتقاء الصوت , CIS.

Résumé :

Le but de ce travail est d'implémenter un programme de sélection de voix, suivi de la stratégie CIS, Qui est utilisée pour la stimulation cochléaire des mal intendants implanté. Le programme de sélection que nous avons utilisé, permet de séparer deux voix concurrentes. Où dans un environnement public l'audition de plusieurs voix simultanées est difficile a distingué pour les mal entendants. Les résultats de stimulation obtenus sont satisfaisants.

Mots clé : *implant cochléaire, CIS, sélection de voix.*

Abstract:

The aim of this study is to implement a program of voice selection followed by the CIS strategy, witch's used for cochlear stimulation. The used selection program allows separating of two competitive voices. Wherein a public environment, the hearing of simultaneous voices is difficult for a hard of hearing. The obtained stimulation results are satisfactory.

Keywords: Cochlear implant, *CIS, voice selection.*

Table des matières

Liste des figures I

Liste des tableaux II

Liste des ACRONYMES III

Introduction Générale ……..……....1

CHAPITRE I : LE SYSTEME AUDITIF.....*2*

1. Introduction .....

2. L'audition.....3

2.1. L'oreille.....3
2.1.1. Définition 3
2.1.2. Les compositions de l'oreille 3
2.1.3. Les compositions de l'oreille 4
2.1.3.1. L'oreille moyenne 5
2.1.3.2. L'oreille interne.....6
2.1.3.3. La cochlée 7

3. Les voies nerveuses auditives.....11

4. Le son.....12

4.1. Définition de son 12
4.2. Le son pur.....13
4.3. Le bruit 13
4.5. Le seuil auditif.....14
4.6. La transmission du son.....15

5. Conclusion.....16

CHAPITRE II : LA SURDITE ET L'IMPLANT COCHLEAIRE.....17

1. Introduction 18

2. La surdité 18

2.1. Les types de surdité.....18

2.1.1. Origine de la surdité.....19

2.1.2. Classification des surdités (Les degrés de surdité) 19

3. Aides auditives 21

4. Implant cochléaire.....21

4.1. Historique de l'implant cochléaire 21
4.2. Principe de l'Implant cochléaire 22
4.3. Constitution de l'implant cochléaire 22
4.3.1. La partie interne d'implant 22
4.3.2. La partie externe (le processeur) 23
4.4. Fonctionnement d'implant cochléaire 24
4.5. Les étapes de l'implantation cochléaire 25
5. Stratégies de stimulation cochléaire 25
5.1. L'algorithme de House-Urban 25
5.2. L'algorithme « Compresses Analog (CA)» 26
5.3. L'algorithme CIS « Continuous Interleaved Sampling » 26
5.4. Simultaneous Analog Stimulation ou SAS 27
5.5. Spectral Peak Strategy ou SPEAK 27
5.6. Advanced Combination Encoders ou ACE 27
6. Modeles d'implants cochléaires 28
6.1. L'implant House/3M© 28
6.2. L'implant Ineraid 28
6.3. L'implant Clarion© 28
6.4. L'implant Nucleus© 29
7. La perception de voix concurrentes 30
8. Analyse des scènes auditives 31
9. Conclusion 31
CHAPITRE III : IMPLEMENTATION D'UN ALGORITHME DE SELECTION D'UN LOCUTEUR SUIVI DE LA STRATEGIE CIS 32
1. Introduction 33
2. La sélection de deux voix concurrentes 33
3. La stratégie CIS et synthèse de son 38
3.1. Réalisation en Matlab de la stratégie CIS 38
3.1.1. Le banc de filtre 40

3.1.2. Les sorties des signaux filtrés 41
3.1.3. Extraction d'enveloppe 42
3.1.4. La compression d'enveloppe 43
3.1.5. Génération de signal de modulation 44
3.1.6. Génération des impulsions de stimulation 46
3.2. Reconstruction du signal de parole pour les normaux entendant 47

4. La réalisation et la simulation de l'algorithme de sélection avec la stratégie CIS 49

5. Conclusion 51

Conclusion générale 52

LISTE DES FIGURES

Figure I.1. *Schéma du système auditif.* ……..4
Figure I.2. *Schéma de l'oreille externe* 5
Figure I.3. *Schéma de l'oreille moyenne.* 6
Figure I.4. *Schéma de l'oreille interne.* 7
Figure I.5. *Schéma de l'enroulement du canal cochléaire*… …….....8
Figure I.6. *Schéma anatomique d'organe de corti.* ……..9
Figure I.7. *La voie nerveuse auditive.* 11
Figure I.8. *Représentation des paramètres du son.* ……..12
Figure I.9. *Représentation de Son pur.* 13
Figure I.10. *Représentation de Sons bruit.* 13
Figure I.11. *Distribution des fréquences sur la cochlée.* 14
Figure II.1. *Les degrés de la surdité.* 20
Figure II.2. *Représentation de la partie interne de l'implant cochléaire.* …….....23
Figure II.3. *Représentation de la partie externe de l'implant cochléaire.* 23
Figure II.4. *Schéma du principe de fonctionnement de l'implant cochléaire.* ……..24
Figure II.5. *Schéma de principe de l'analyseur de paroles de House-Urban* 25
Figure II.6. *Schema d'un algorithm compressed analog (CA).* 26
Figure II.7. *Schéma bloc de l'algorithme CIS.* …….....27
Figure III.1. *Diagramme Représenté la séparation des deux voix simultanée.* 33
Figure III.2. *Représentation temporelle des fichiers (.wav) «signal_mixte.wav et S_Apparaît.wav»*.....34
Figure III.3. *Représentation de fenêtre de Hanning.* 35
Figure III.4. *Représentation d'une trame après fenêtrage de Hanning du signal mixte.*.....35
Figure III.5. *Représentation d'une trame après fenêtrage de Hanning du signal apparait.*.....36
Figure III.6. *Représentation de la transformée de Fourier pour le signal mixte.* 37
Figure III.7. *Représentation de la transformée de Fourier pour le signal apparait.* 37
Figure III.8. *Représentation temporelle des deux voix séparées.* 38
Figure III. 9. *Le modèle de la stratégie CIS.*.....39
Figure III.10. *Représentation temporelle du fichier du son.*.....40
Figure III.11. *La réponse fréquentielle du banc de filtre RIF*. 41
Figure III.12. *Les signaux de sorties pour le canal deux et trois.*.....42
Figure III.13. *Extraction de la 2ème enveloppe leur zoom.* 42
Figure III.14. *Extraction de la 3ème enveloppe et leur zoom.* 43
Figure III.15. Impulsions de stimulation. …….....44
Figure III.16. *Modèle Simulink du générateur de signal de modulation*. 45
Figure III.17. *Les impulsions de modulation.* 45
Figure III.18. *Modèle Simulink du modulateur*.....46
Figure III.19. *Les signaux du 4ème, 5^{ème,} 6ème et le 7ème canal.* 46
Figure III.20. *Une partie zoomée du signal du 4ème, 5^{ème,} 6ème et le 7ème canal.* 47
Figure III.21. *Modèle Simulink de la reconstruction du signal original.* 47
Figure III.22. *La réponse fréquentielle du banc de filtre RII.*.....48
Figure III.23. *Représentation temporelle du signal reconstitué.* 49
Figure III.24. *Le modèle Simulink de sélection/CIS.* 50

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1. *Les seuils d'auditions.* ….....14

Tableau *I.2. De propagation du son dans différents milieux.* ….....15

Tableau II.1. *Principaux implants commercialisés, avec leur nombre d'électrodes et la stratégie de codage disponible*. 29

LISTE DES ACRONYMES

ACE :Advanced Combination Encoders.

ASA : Analyse des Scènes Auditives

CA :Compresses Analog

CCE: Cellul Ciliéee Externe.

CCI: Cellule Ciliée Interne.

CIS: Countinousinterlived Sampled.

dB: Decibel.

EOA :Emission Oto-Acoustique

Hz: Hertz.

IBM : Idéal Binary Mask

MATLAB : matrix laboratory. Est un langage de programmation de quatrième génération.

RIF : Réponse Impulsionnelle Finie

RII : Réponse Impulsionnelle Infinie

SAS :Simultaneous Analog Stimulation

SNR : Signal-To-noise Ratio

SPEAK :Spectral Peak Strategy

SRT : Speech Rception Threshold

TF :La Transformée de Fourier

TFD: Transformée de Fourier Discret

UCSF :l'Université de Californie à San Francisco

INTRODUCTION GENERALE

Il est rare que nous parlions dans le silence. La plupart du temps, nos paroles se mélangent à d'autres sons avant de parvenir aux oreilles de nos auditeurs. Pourtant, même lorsque ces sons perturbateurs sont très importants, Lorsque deux locuteurs prononcent deux phrases différentes, un auditeur pourra cependant distinguer les deux locuteurs et comprendre ce qu'ils disent. Ainsi, le système auditif est capable de distinguer deux sources acoustiques, même si elles sont virtuellement placées au même point.

Ce mémoire de fin d'étude présente notre travail sur la sélection des voixs pour l'implant cochléaire, qui est utilisée dans le cadre de la réhabilitation auditif des malentendants. A cet effet L'audition est un sens fragile. Elle nous permet de localiser, d'écouter, et de faire les activités quotidiennes.

Il est donc primordial de présenter dans un premier temps le système auditif périphérique d'un point de vue anatomique et fonctionnel que l'on présentera dans le premier chapitre.

Dans le deuxième chapitre nous présenterons les types de surdité, et le principe de l'implant cochléaire, ainsi que la méthode de sélection des voix qu'on va aborder dans la dernière partie.

Dans le troisième chapitre nous avons essayé d'appliquer l'algorithme de sélection à la stratégie CIS.

CHAPITRE I : LE SYSTEME AUDITIF

1. Introduction

La plasticité de notre système nerveux joue un rôle très important dans notre vie : elle nous permet de nous adapter aux changements qui se produisent dans notre environnement.

Dans ce chapitre, nous présentons le système auditif humain, ainsi que les caractéristiques du son.

2. L'audition

L'audition a joué un rôle très important dans notre adaptation à l'environnement. En effet, elle aurait permis de développer notamment une meilleure perception de l'espace et une meilleure localisation des différentes sources sonores, mais est aussi le pré-requis essentiel pour le développement de la communication intra et inter-espèces [1].

2.1. L'oreille

2.1.1. Définition

C'est un organe pair et symétrique qui occupe des cavités creusées dans le rocher (os du crâne) et assure 2 fonctions : Audition et équilibration.
Elle possède des organes spécifiques pour assurer chacune de ces fonctions [2].

2.1.2. Les compositions de l'oreille

L'Homme a deux oreilles séparées d'une distance moyenne égale à $d = 20cm$. Elle peut se décomposé en trois parties que sont :

- L'oreille externe.
- L'oreille moyenne.
- L'oreille interne.

Ces trois parties sont représentées dans la figure I.1. Chaque partie à un rôle bien défini pour la compréhension des sons qui arrivent aux oreilles [3].

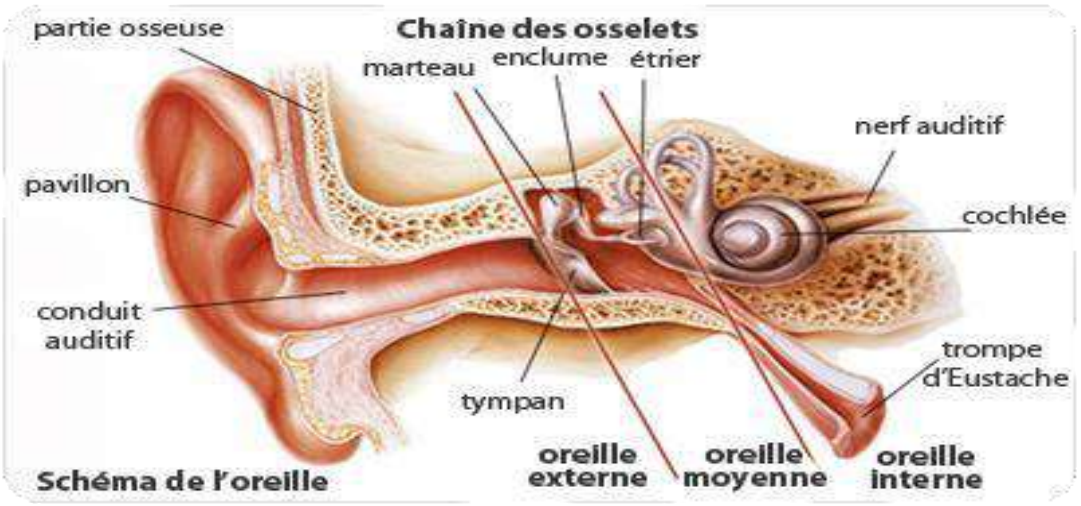


Figure I.1. *Schéma du système auditif [5]*.

2.1.3. l'oreille externe

L'oreille externe a pour rôle de capter les sons extérieurs et de les transmettre vers l'oreille moyenne. Elle est formée par le pavillon et le conduit auditif externe.

- *Le pavillon* : partie visible de l'oreille permet de capter et de canaliser les ondes sonores vers le conduit auditif.
- *Le conduit auditif* : dirige les ondes jusqu'au tympan. Il se présente sous la forme d'un petit tuyau pouvant aller de 0,5 à 1 cm de diamètre et de 2 à 4 cm de longueur, creusé dans l'os temporal. Il joue également le rôle de pré-filtre [4].

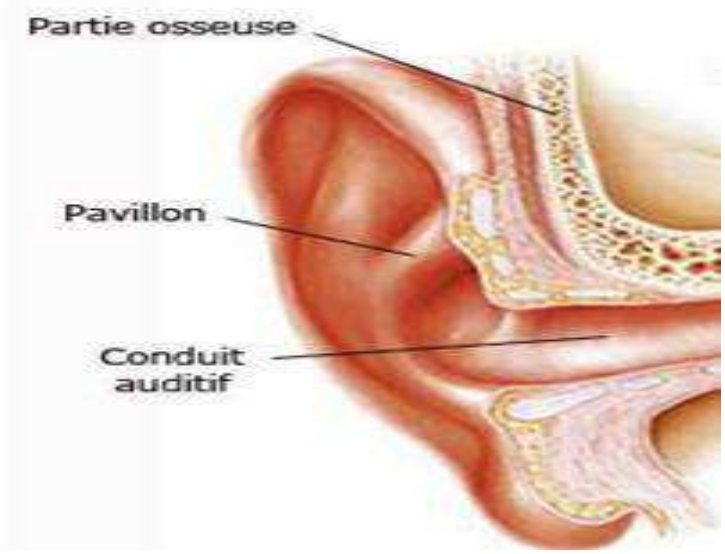


Figure I.2. *Schéma de l'oreille externe [5]*.

L'oreille externe assure principalement

- une fonction de protection du tympan.
- amplification des sons (dans la zone 2 à 7 kHz) et permet la *localisation* des sources Sonores.
- Protection contre les traumatismes externes [4].

2.1.3.1. L'oreille moyenne

L'oreille moyenne est la première étape de transformation de l'énergie sonore, est une petite cavité remplie d'air située dans l'os temporal qui se constitue de [1] :

- La membrane tympanique : une fine membrane qui vibre en fonction des ondes sonores qu'il reçoit. [6]
- La chaine d'osselets appelés respectivement le marteau, l'enclume et l'étrier.
  - Le marteau, solidaire au tympan, communique vibration de ce dernier au reste de la chaine qui les achemine à l'oreille interne.
  - L'étrier le dernier osselet de la chaine, est fixé sur un orifice recouvert d'une membrane flexible, appelée la fenêtre ovale, qui constitue le point de l'oreille interne. [7]

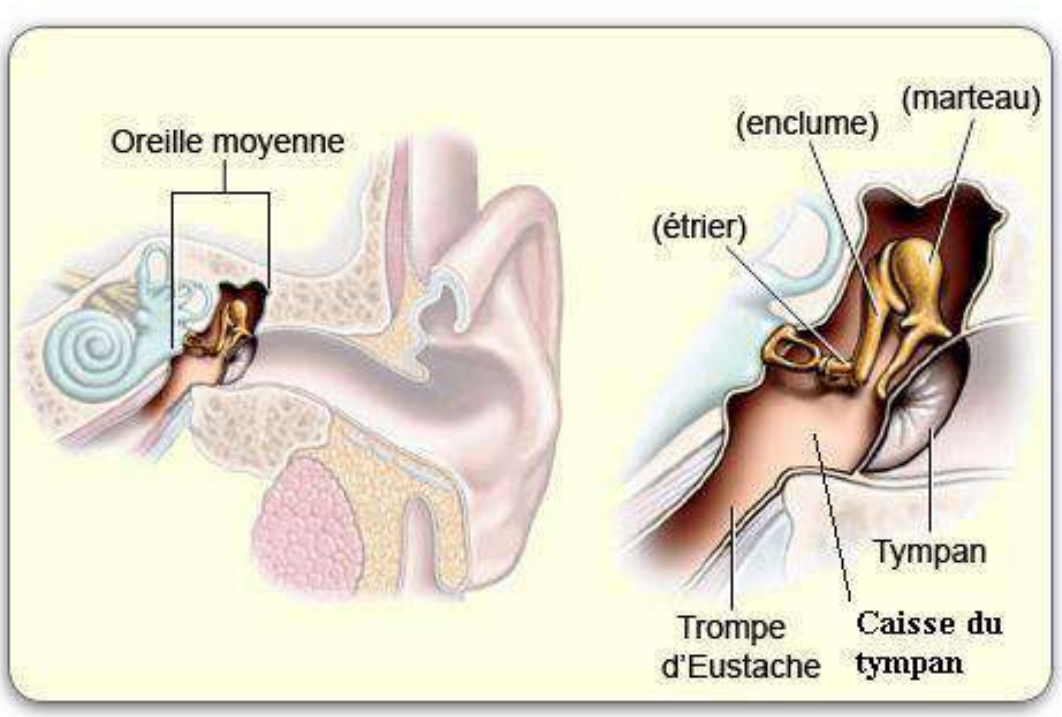


Figure I.3. *Schéma de l'oreille moyenne [5].*

La fonction principale de l'oreille moyenne est de :

- transmettre les vibrations aériennes vers l'oreille interne.
- protéger, par reflexe, l'oreille interne aux sons de fort niveau, en particulier pour les basses fréquences [4].

2.1.3.2. L'oreille interne

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.

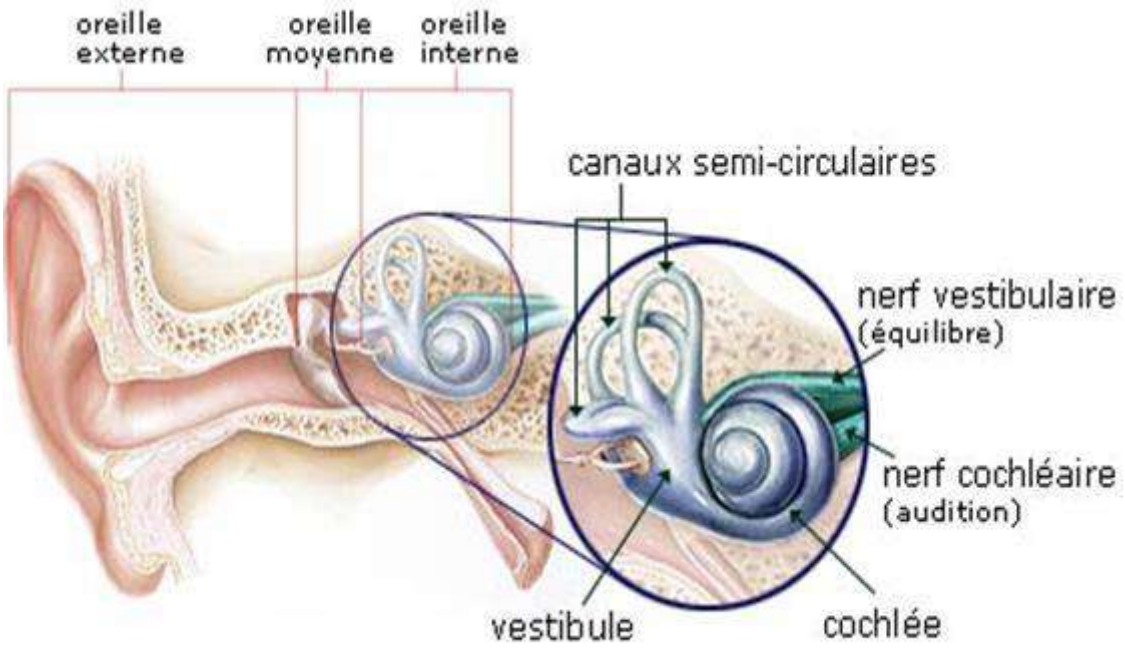


Figure I.4. *Schéma de l'oreille interne [5].*

L'oreille interne regroupe deux organes sensoriels distincts [4] :

- *Le vestibule* : organe de l'équilibre.
- L*a cochlée* : organe de l'audition.

2.1.3.3. La cochlée

La cochlée est constituée d'un ensemble de trois tubes enroulés en spirale sur deux tours et demi et *remplis de liquides* [8] :

- 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 chaine des osselets. L'étrier, Plaque sur la *fenêtre ovale*, transfère la vibration au compartiment péri lymphatique de la rampe vestibulaire selon le sens de circulation.

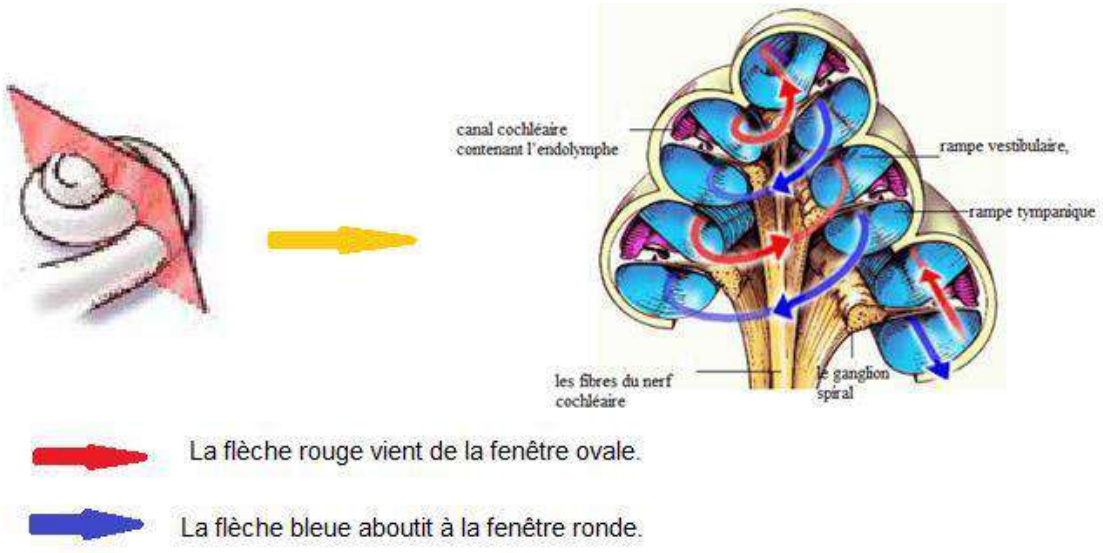


Figure I.5. *Schéma de l'enroulement du canal cochléaire [11]*.

C'est dans le canal cochléaire que se trouve l'organe de corti.

- **L'organe de corti**

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), dont le nombre par cochlée avoisine les 3500.
- Les *cellules ciliées externes* (CCE) qui sont environ 12500 par cochlée [9].

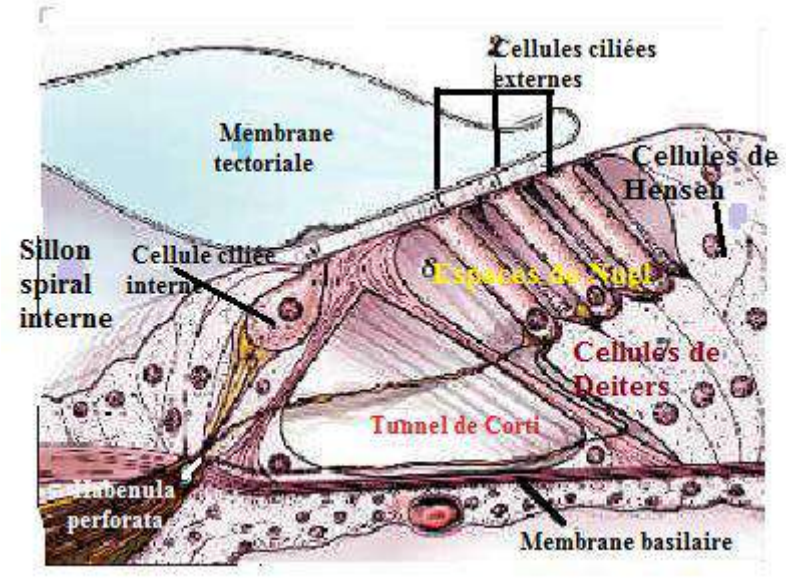


Figure I.6. *Schéma anatomique d'organe de corti [11].*

Lorsque les osselets entrent en mouvement, ils transmettent leurs vibrations à la fenêtre ovale. En raison de l'incompressibilité de la périlymphe, cette vibration se transmet alors a la périlymphe dans la rampe tympanique, puis la rampe vestibulaire et enfin à la fenêtre ronde. Mais, la membrane qui va entrer en vibration avec les ondes sonores dépend d'une part de la fréquence du son et d'autre part des propriétés de la membrane basilaire Comme cela a déjà été dit, la membrane basilaire s'élargie de la base a l'apex, de même que sa rigidité diminue. Ces paramètres impliquent donc que ce sera la base de la membrane basilaire qui va vibrer en réponse aux hautes fréquences, tandis que les ondes sonores à basses fréquences se propageront jusqu'a l'apex pour faire vibrer la membrane. Le mouvement ondulatoire de la membrane basilaire est maximal dans la région où sa fréquence de résonance est identique à celle de l'onde sonore. A ce point précis, la membrane basilaire ondule avec une si grande facilité que toute l'énergie de l'onde sonore est dissipée. La réponse nerveuse de la membrane basilaire se fera en fonction des différents sites qui auront vibré en réponse aux ondes sonores. Chaque fréquence, ou distance sur la membrane basilaire, sera codée indépendamment. Cette répartition continue des fréquences le long de la cochlée est appelée tonotopie. Cette représentation tonotopique des sons sera conservée à tous les étages du traitement sous-cortical et cortical du son [9].

Une fois que la membrane basilaire est entrée en vibration, ses déformations vont se communiquer aux cils de l'organe de Corti. La déformation de la membrane basilaire vers le haut va entrainer une inclinaison des cils vers l'extérieur de la cochlée, tandis qu'une déformation vers le bas va entrainer une inclinaison vers l'intérieur. Les stéréo cils sont relies par des filaments, de sorte que tous les cils d'une cellule se déplacent ensemble.

Lorsque la membrane basilaire se déplace, et que les cils sont inclinés, cela va entraîner l'ouverture des canaux potassiques, situes aux extrémités des cils. Hyperpolarisation et dépolarisation des cellules ciliées vont alors se succéder en fonction du sens de déformation des cils, autant que durera la vibration de l'onde sonore. Ces potentiels d'action vont ensuite être transmis aux fibres nerveuses cochléaires correspondantes, stimulant ainsi le nerf auditif. Les différences fonctionnelles entre les cellules ciliées internes et les cellules cillées externes ne sont pas encore totalement établies. Toutefois, on sait que la majeure partie de l'information acoustique transmise au nerf cochléaire le sera par les CCI, ce qui semble paradoxal étant donné que les CCE sont 3 fois plus nombreuses. Jusqu'à présent on considère que les CCI vont transmettre au nerf cochléaire le message sonore en informations nerveuses. Elles vont alors coder fréquences et intensité. On dit que ce sont les véritables récepteurs sensoriels du système auditif. Mais on sait aujourd'hui que les CCE jouent un rôle majeur dans les processus cochléaires mécaniques actifs. Bien que les CCE ne soient à l'origine que de 5 à 10% des influx auditifs afférents, leur élimination induit une perte auditive et une diminution de la sélectivité fréquentielle des réponses des CCI. Les CCE semblent jouer un rôle d'amplificateur. Elles permettent également une meilleure discrimination des fréquences car elles amplifient le déplacement de la membrane basilaire dans une zone restreinte où les CCI sont activées. La preuve de ces processus actifs des CCE a été apportée par la mise en évidence d'émission oto-acoustique (EOA) : enregistrement de sons dans le conduit auditif externe en dehors de toute stimulation cochléaire. En effet des mouvements liquidiens se propagent en réponses à ces contractions des cils des CCE, et sont à l'origine des EOA. Quand on émet un son très bref dans le conduit auditif externe, on peut enregistrer à l'aide d'un microphone situé dans ce conduit, des sons émis par la cochlée. Cet enregistrement des oto-émissions provoquées constitue un moyen simple et rapide de vérifier l'intégrité des mécanismes actifs. Il s'git d'une sorte d'écho. Dans des cas pathologiques, suite a des expositions a des sons trop intenses ou encore a l'absorption de substances ototoxique, ces productions acoustiques, si elles sont suffisamment fortes peuvent être à l'origine d'acouphènes.

3. Les voies nerveuses auditives

Les voies nerveuse auditives constituent la dernière partie du système auditif et s'occupent d'acheminer l'influx nerveux génère au niveau de l'oreille interne jusqu'au cerveau.

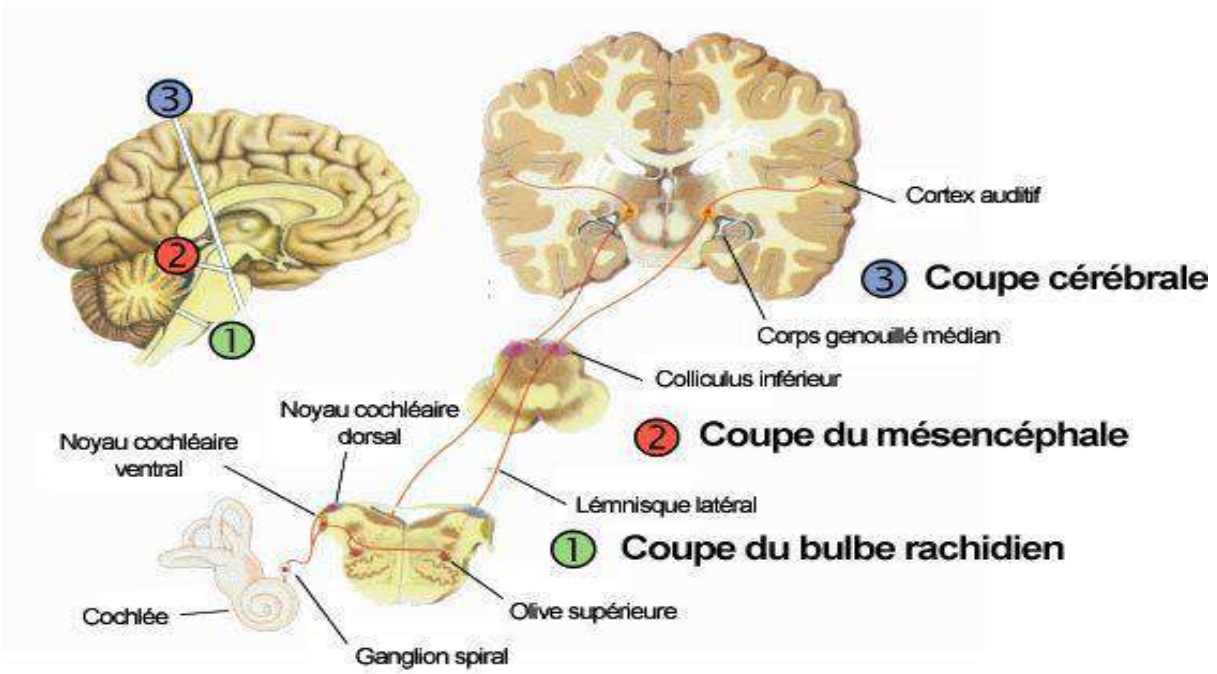


Figure I.7. *La voie nerveuse auditive [1]*.

Ces voies renferment plusieurs relais. Le premier relais est constitué du ganglion de Corti (Ou ganglion spiral) situé au niveau de la cochlée.

Il contient à peu prés 31 000 fibres reliées aux cellules ciliées. Ces fibres se devisent en une partie efférente dite spirale et une partie efférente dite radiale. Les fibres de la partie spirale véhiculent l'innervation des cellules ciliées externe, alors que celles de la partie radiale s'occupent de communiquer l'information des cellules ciliées internes. Le deuxième et le troisième relais des voies nerveuses se situent dans le cerveau moyen et le cortex cérébral, lieux d'intégration des actes reflexes et des cellules nerveuses respectivement. Quoique certaines structures de ces dernières parties soient peu comprises, il semble néanmoins qu'il s'agit d'un centre de coordination et d'intégration des sensations auditives avec les autres informations sensitives susceptibles de produire une contre-réaction. C'est également a cet endroit que l'influx nerveux est interprète. Il s'agit définitivement de la partie la plus importante de tout le système auditif qui doit être intacte afin d'espérer la restitution de l'ouïe aux personne totalement sourdes [7].

4. Le son

4.1. Définition de son

Il est le résultat d'un mouvement des molécules d'air qui nous entourent. Il est caractérisé par les éléments suivants :

- **La fréquence**

Elle correspond au nombre d'ondes sonores qui passent en un point par unité de temps.

Plus un son est aigu, plus la fréquence est élevée.

L'oreille humaine perçoit des sons dont la fréquence va de 20 à 20 000 Hz (Hertz = nombre de cycle/s) .

- **L'amplitude :**

Plus un son est puissant, plus son amplitude est grande.

L'intensité d'un son se mesure en décibel (dB) L'amplitude d'une conversation normale se situe aux alentours de 50 dB

- **Le timbre**

Permet de différencier plusieurs instruments qui émettent la même note

L'oreille humaine est capable de discerner environ 400 000 sons différents [2].

Les courtes périodes caractérisent les sons aigus de hautes fréquences, et inversement les périodes plus longues caractérisent les sons graves de basses fréquences [11].

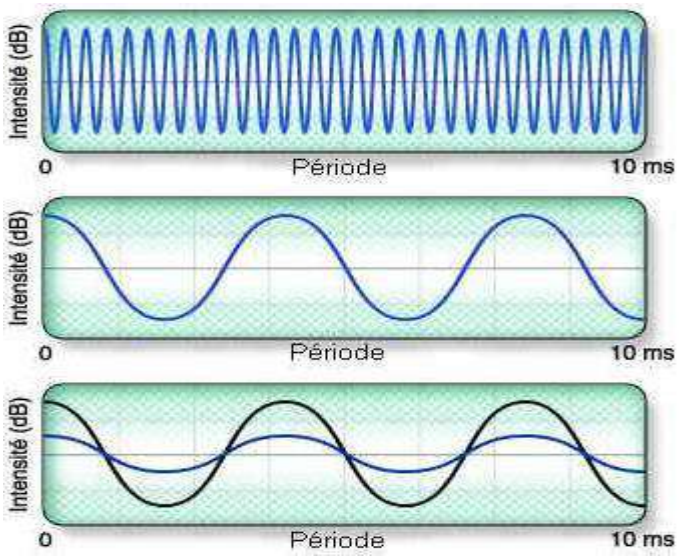


Figure I.8. *Représentation des paramètres du son [12].*

4.2. Le son pur

On parle de son pur lorsque la vibration est caractérisée par une seule fréquence [13].

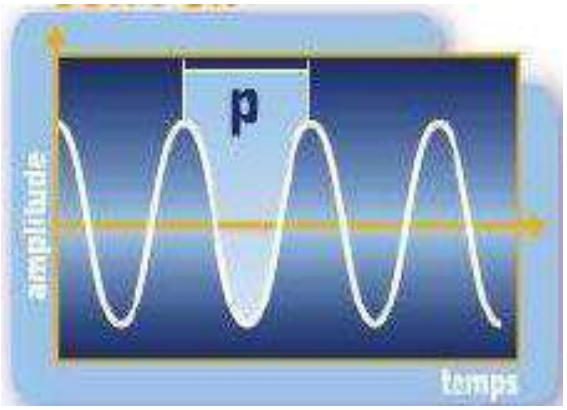


Figure I.9. *Représentation de Son pur [10]*.

4.3. Le bruit

Les sons non périodiques sont ceux qu'on appelle couramment des bruits. Un son non périodique peut aussi être considéré comme un son dont la période aurait une durée infinie.
Du point de vue acoustique, il existe deux sortes de bruit :

- ***Le bruit aléatoire*** : dans la nature il s'agit du vent ou de la pluie, dans la musique, et dans le langage les consonnes constrictives où le passage de l'air se rétrécit mais n'est pas interrompu.
- ***Le bruit impulsionnel*** : par exemple un objet qui se brise, dans le langage les consonnes occlusives sourdes c'est à dire que le passage de l'air est fermé et que le son résulte de son ouverture subite [11].



Figure I.10. *Représentation de Sons bruit [10]*.

4.5. Le seuil auditif

Le comportement de la cochlée n'est pas identique pour les basses et les hautes fréquences, notamment dans la mise en jeu des mécanismes actifs. De même, les fonctions de transfert de l'oreille externe et de l'oreille interne varient selon la fréquence. Il en découle une variation des sensations auditives selon la hauteur tonale du stimulus.

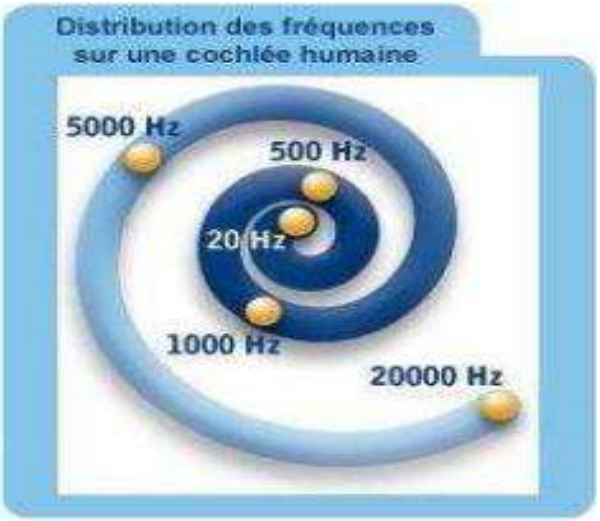


Figure I.11. *Distribution des fréquences sur la cochlée [10].*

Tableau I.1. *Les seuils d'auditions [11].*

Fréquence (en *Hz*)	**Seuil en *dB***	**Fréquence (en *Hz*)**	**Seuil en *dB***
12	4	200	9
25	25.	300	1
50	11.	400	9.
100	7	600	15.
150	6.	800	1

4.6. La transmission du son

Est de quatre types dans l'oreille, en partant du pavillon jusqu'à l'encéphale :

- Aérienne.
- Mécanique.
- Liquidienne.
- Nerveuse [2].

Tableau *I.2.* *De propagation du son dans différents milieux* [1].

MULIEU	VITESSE DE SON EN ms
Oxygène	316
Air sec à 0°C	331
Azote	334
Air à 20°C	340
Vapeur d'eau	402
Hydrogène à 0° C	1270
Eau	1400
Eau douce à 8°C	1435
Eau de mer à15°C	1500

Avant d'être capté et identifié comme tel, le(s) son(s) a (ont) pour origine une (ou des) variation(s) de la pression du milieu ce qui entraîne une (ou des) vibration(s) des molécules, généralement de l'air, qui peut être transmise à travers toute matière que cette variation peut Déformer pour se propager.

Cette vibration des molécules s'accompagne d'une modification alternative de la pression. C'est cette modification de la pression qui, une fois arrivée à l'oreille, va donner une

sensation sonore. On sait que la vitesse de propagation du son dans l'air est de 331,4 m/s, Mais dans des milieux plus solides cette vitesse augmente [1].

5. Conclusion

L'audition est un pilier de la communication humaine, des relations sociales et joue également un rôle important dans la perception de voix.

Dans le cas de perte d'audition ou de surdités les chercheurs ont trouvés des meilleures solutions de la réhabilitation de l'audition chez les malentendants par le biais d'implant cochléaire, qui est présenté dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II : LA SURDITE ET L'IMPLANT COCHLEAIRE

1. Introduction

L'audition est l'un de nos sens les plus précieux, car c'est celui qui nous permet de communiquer avec nos semblables ; lorsqu'on devient sourd, l'audition ne fonctionne plus, on devient alors un handicapé de la communication.

Cet handicap est très pénible pour la personne qui le vit au quotidien et leur seul mode de communication reste souvent la communication visuelle (langue des signes, langage parlé-complète, lecture labiale).

Dans ce chapitre nous allons évoquer la surdité, ses causes et ses remèdes. Plus Particulièrement nous nous intéresserons aux implants cochléaires, leurs techniques et leurs apports auditifs chez les sujets sourds.

2. La surdité

La surdité est définie comme un affaiblissement ou une disparition complète du sens de l'audition.

Pendant longtemps, on a cru qu'il ne serait jamais possible de restaurer l'audition des personnes sourdes. Mais depuis un demi-siècle, des scientifique ont tenté de la restaurer par une stimulation électrique de nerf auditif .bien que les premiers essais aient été plutôt décourageants, ce moyen de réhabilitation est devenu aujourd'hui un traitement reconnu de la surdité [14].

2.1. Les types de surdité

Il existe plusieurs types de surdité ; elles sont classées en trois catégories.

- surdité de transmission : défaut dans la partie de l'oreille qui transmet le son (oreille externe et oreille moyenne).
- surdité de perception : défaut dans la partie de l'oreille qui réceptionne le son et l'envoie au cerveau (oreille interne, voies nerveuses d'audition).
- surdité mixte : défaut dans les deux cas [15].

2.1.1. Origine de la surdité

On dit qu'une perte auditive est de transmission lorsqu'elle touche l'oreille externe ou moyenne. Dans ce cas le transfert du signal auditif vers l'oreille interne se fait mal et entraîne une atténuation plus ou moins forte de l'information.

Il existe différentes causes relatives à ce type de pertes :

- ***Au niveau de l'oreille externe :*** le pavillon ou le conduit auditif peuvent avoir subi au cours d'un accident, d'une infection ou de manière congénitale, une déformation entraînant une baisse de la sensation auditive.
- ***Concernant l'oreille moyenne :*** le tympan peut avoir subi suite à un traumatisme ou des otites chroniques une perforation, entraînant une diminution de l'intensité du signal transmis. Les osselets peuvent également intervenir dans cette diminution avec le blocage d'un des osselets (otospongiose par exemple).
- ***La trompe d'eustache :*** peut également être obstruée et donc entraîner un mauvais équilibrage des pressions provoquant une baisse auditive.

La perte auditive est dite de perception lorsqu'elle atteint l'oreille interne ou le système nerveux. Dans ce cas, c'est la transformation ou le transfert de l'information qui est touché. Comme la perte de transmission, elle peut entraîner une baisse de la sensation auditive mais celle-ci peut être différente en fonction des fréquences considérées [4].

2.1.2. Classification des surdités (Les degrés de surdité)

La classification des surdités peut s'effectuer de multiples façons. Les deux les plus couramment utilisées sont celle fonctionnelle et celle audiométrique, mais on distingue également une classification en fonction du moment d'apparition de la surdité et en fonction de l'évolution de la surdité.

La classification s'effectue de la manière suivante :

- Audition normale et subnormale : perte auditive inférieure à 20 dB.
- Surdité légère : perte de 21 à 40 dB.
- Surdité moyenne : 41 à 70 dB de perte. Il existe deux groupes :

Dans le Groupe I : la perte se situe entre 41 et 55 dB.

Dans le Groupe II la perte se situe entre 56 et 70 dB.

- *Surdité sévère* : 71 à 90 dB de perte. Il existe deux groupes :
  - ✓ dans le Groupe I : la perte se situe entre 71 et 80 dB.
  - ✓ dans le Groupe II la perte se situe entre 81 et 90 dB.
- *Surdité profonde* : au-delà de 90 dB de perte. Il existe trois groupes. Dans le Groupe Profonde I, la perte est comprise entre 91 et 100 dB de perte, dans le Groupe profonde II, entre 101 et 110 dB, tandis qu'elle se situe entre 111 à 119 dB pour le Groupe profonde III.
- *Surdité totale ou cophose* : La perte moyenne est de 120 dB. Rien n'est perçu [1].

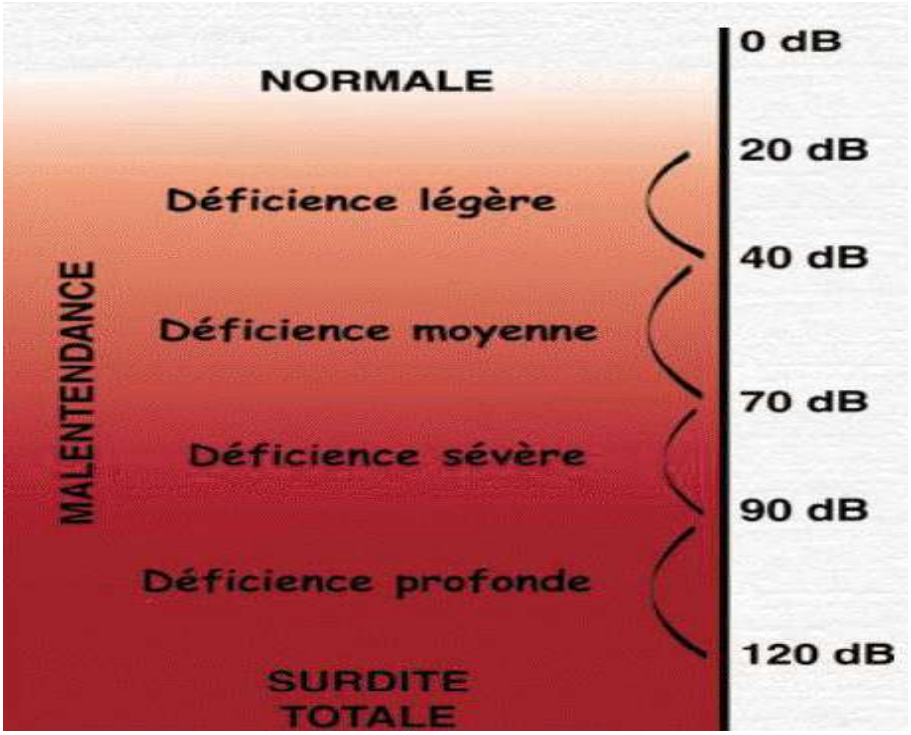


Figure II.1. *Les degrés de la surdité* [16].

3. Aides auditives

Les aides auditives couramment appelées prothèses auditives permettent une amplification et une correction du son et apportant une efficacité reconnue, mais variable suivant la surdité. Elles sont capables d'améliorer la communication, de d´ébruiter le signal environnant, d'améliorer certaines fréquences ainsi que la compression en fonction de l'intensité du signal.

L'aide auditive reçoit un signal acoustique et renvoi un signal acoustique. Il n'y a pas de transformation physique du son.

Il existe deux types d'aide auditive :

- ***Les contours d'oreille :*** ils sont portés sur le pavillon et reliés au conduit Auditif par un tube dit « embout ». Cet embout assure l'étanchéité acoustique entre le tube et le tympan. Ceci a pour effet d'éviter l'effet Larsen.
- ***Les intra-auriculaires :*** qui sont positionnés directement dans le conduit auditif et quasiment invisibles. Ce dernier appareil ne peut être utilisé que pour des « petites surdités ». En effet, ils ne sont pas capables de fournir une amplification suffisante pour les sons élevés [3].

4. Implant cochléaire

Un dispositif médical électronique destiné à restaurer l'audition des personnes atteintes de surdité profonde et qui ne peuvent obtenir aucun gain avec les aides auditives conventionnelles [10].

4.1. Historique de l'implant cochléaire

Alessandro Volta inséra dans ses oreilles des tiges métalliques raccordées à un circuit actif. Selon lui, la sensation produite était proche du son de l'eau en ébullition. Ce fut là, la première expérience reconnue de stimulation électrique du système auditif. Malgré d'autres tentatives durant le demi-siècle suivant, l'idée d'utiliser la stimulation électrique comme méthode thérapeutique fut rejetée vers le milieu du 19ème siècle.

- ***Les années 30*** les personnes sourdes percevaient des sensations auditives lorsque leur oreille moyenne est stimulée.
- ***Les années 50*** Succès de la première stimulation électrique réussie du nerf auditif obtenue par l'insertion d'une électrode dans l'oreille interne d'un sujet sourd.

- ***Les années 60 et 70*** Premières générations d'implants cochléaires : Appareils de type *monocanal.*
- ***Les années 80*** Appareils *multicanaux* stimulent les fibres du nerf auditif à différents endroits le long de la cochlée [10].

4.2. Principe de l'Implant cochléaire

Un implant cochléaire est un appareil destiné à rétablir partiellement l'audition chez les Personnes atteintes de surdité sévère ou profonde, grâce à une stimulation électrique adéquate des fibres nerveuses auditives résiduelles de la cochlée. L'implant est indiqué dans les cas où l'organe de Corti ne s'est pas développé ou a été endommagé, rendant impossible la restitution d'une audition satisfaisante par des prothèses auditives externes. Dans tous les cas le nerf auditif doit être fonctionnel pour permettre cette technique [1].

4.3. Constitution de l'implant cochléaire

L'implant est placé chirurgicalement sous la peau, derrière l'oreille. Il existe plusieurs fabricants et différents modèles, mais ils se composent tous d'une partie externe et d'une partie interne.

4.3.1. La partie interne d'implant

La partie interne se compose de :

- ✓ Un récepteur et stimulateur, placé sous la peau, il est relié à l'os afin d'être maintenu en place. Il convertit les signaux sous formes d'impulsions électriques et les envoie à travers un câble jusqu'aux électrodes.
- ✓ Un groupe d'électrodes pouvant aller jusqu'à 22 électrodes pour les modèles les plus récents, traversent la cochlée et transmettent les impulsions électriques aux nerfs de la rampe tympanique qui les relaient jusqu'au cerveau [17].



Figure II.2. *Représentation de la partie interne de l'implant cochléaire [18].*

4.3.2. La partie externe (le processeur)

La partie externe comporte :

- ✓ Un ou plusieurs microphones qui captent l'environnement sonore et transforment le son en signal électrique.
- ✓ Un processeur qui filtre les informations sonores reçues, afin notamment de traiter en priorité la voix humaine, et les répartir sur différents canaux. Les impulsions électriques sont dirigées ensuite vers le transmetteur à travers un fin fil conducteur.
- ✓ Un transmetteur par induction électromagnétique, maintenu par un aimant placé derrière l'oreille externe. Le transmetteur fournit à la partie interne de l'appareil l'énergie nécessaire au fonctionnement de l'appareil ainsi que les signaux électriques traités par le processeur [17].

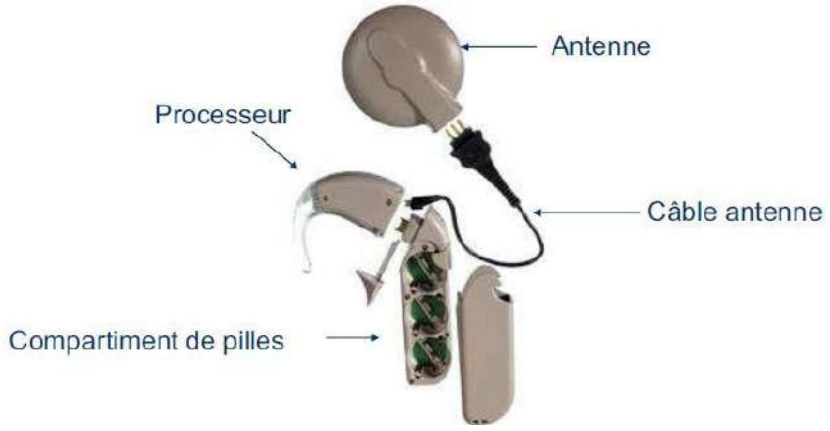


Figure II.3. *Représentation de la partie externe de l'implant cochléaire [10].*

4.4. Fonctionnement d'implant cochléaire

Les systèmes d'implants cochléaires convertissent les sons environnants en impulsions de courant électrique codées. Ces impulsions électriques stimulent le nerf auditif et le cerveau les interprète comme des sons. Comme le cerveau reçoit les informations sonores très rapidement, les sons sont perçus au moment où ils sont produits.

1) Le processeur vocal externe capte le son et le convertit en signaux numériques.
2) Le processeur transmet les signaux numériques à la partie interne.
3) La partie interne convertit les signaux en énergie électrique et les envoie aux électrodes, à l'intérieur de la cochlée.
4) Les électrodes stimulent le nerf auditif en contournant les cellules ciliées et le cerveau perçoit les signaux comme un son [19].

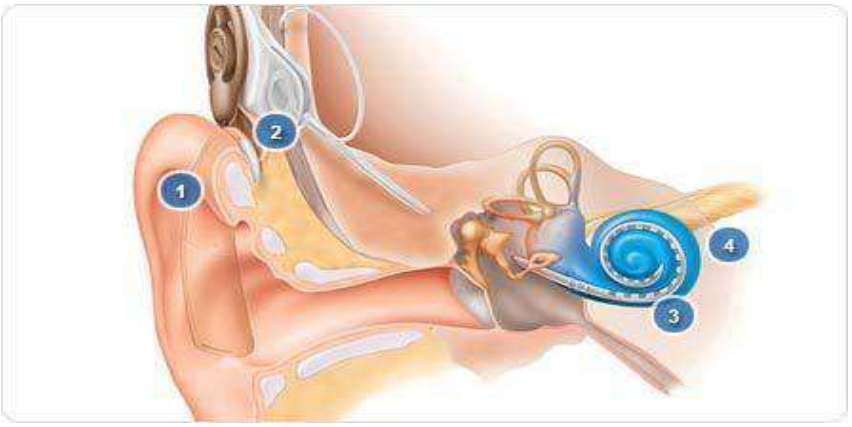


Figure II.4. *Schéma du principe de fonctionnement de l'implant cochléaire [19]*.

4.5. Les étapes de l'implantation cochléaire

L'opération chirurgicale dure généralement de Un à Trois heures. Les risques de l'opération sont minimes et comparables à ceux des autres opérations de l'oreille.

- L'anesthésie générale est administrée.
- Les cheveux sont rasés à l'emplacement de l'incision.
- L'incision est faite.
- L'emplacement de l'implant est préparé dans l'os derrière l'oreille.
- Une ouverture est faite pour accéder à la cochlée.
- Le porte-électrodes est inséré dans la cochlée.
- Le porte-électrodes et l'implant sont fixes solidement.
- Le bon fonctionnement du porte-électrodes est vérifié avant de refermer l'incision.
- En général, le patient ressent une légère douleur en se réveillant. Des médicaments contre la douleur peuvent être donnés si nécessaire.
- Le patient peut se lever le lendemain [20].

5. Stratégies de stimulation cochléaire

5.1. L'algorithme de House-Urban

Dans cet algorithme, le son est tout simplement capté par un microphone, amplifié puis filtré étroitement (200-400Hz). Le signal disponible à la sortie du filtre sur module l'amplitude d'une porteuse de 16 KHz. Le signal modulé est alors amplifié et expédié à l'implant. Cet implant a eu peu de succès étant donné sa simplicité et ses performances limitées. Cet algorithme est basé uniquement sur l'allure temporelle du signal [6].

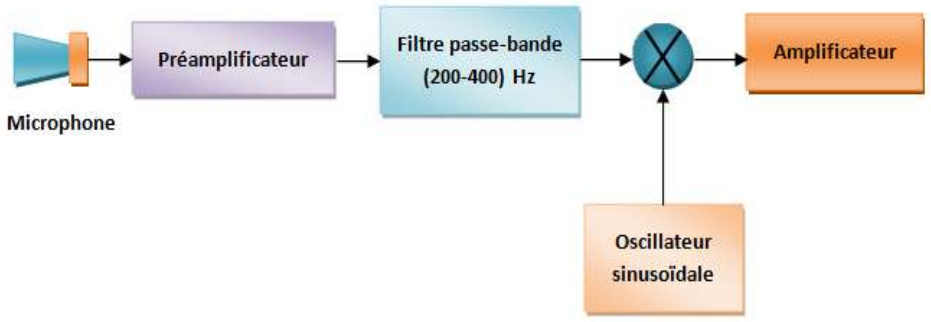


Figure II.5. *Schéma de principe de l'analyseur de paroles de House-Urban [6].*

5.2. L'algorithme « Compresses Analog (CA)»

Cet algorithme, conçu à la fin des années 1980, consiste en une extension de l'algorithme de House-Urban. En effet, le principe de l'implant réside à multiplier le nombre de canaux de l'implant House-Urban et d'utiliser des filtres passe-bande à différentes fréquences. L'algorithme consiste à utiliser quatre filtres passe-bande couvrant différentes plages de fréquence. Cette approche, permet d'utiliser la répartition fréquentielle de la cochlée mais le stimulus fourni est basé sur l'allure temporelle des sorties des filtres [6].

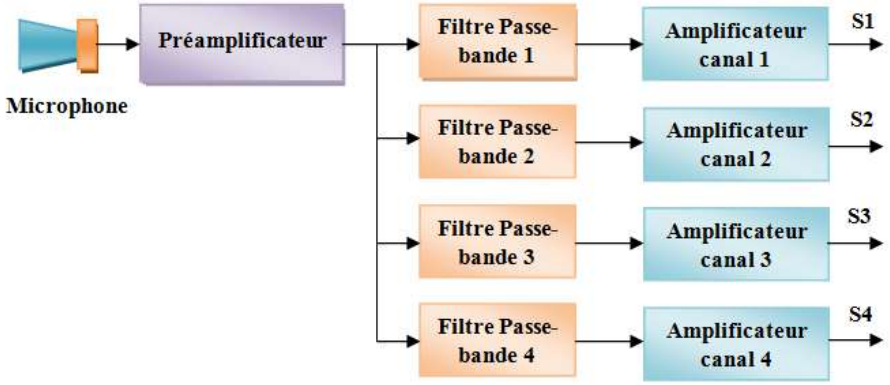


Figure II.6. *Schema d'un algorithm compressed analog (CA) [6]*.

5.3. L'algorithme CIS « Continuous Interleaved Sampling »

Avec l'algorithme Compressed Analog, les stimuli sont présentés simultanément sur les quatre canaux. Ceci peut engendrer de l'interférence entre ces derniers lors de la stimulation. L'objectif de la stratégie CIS est d'éliminer les interférences en générant des stimulations non simultanées sur les canaux.

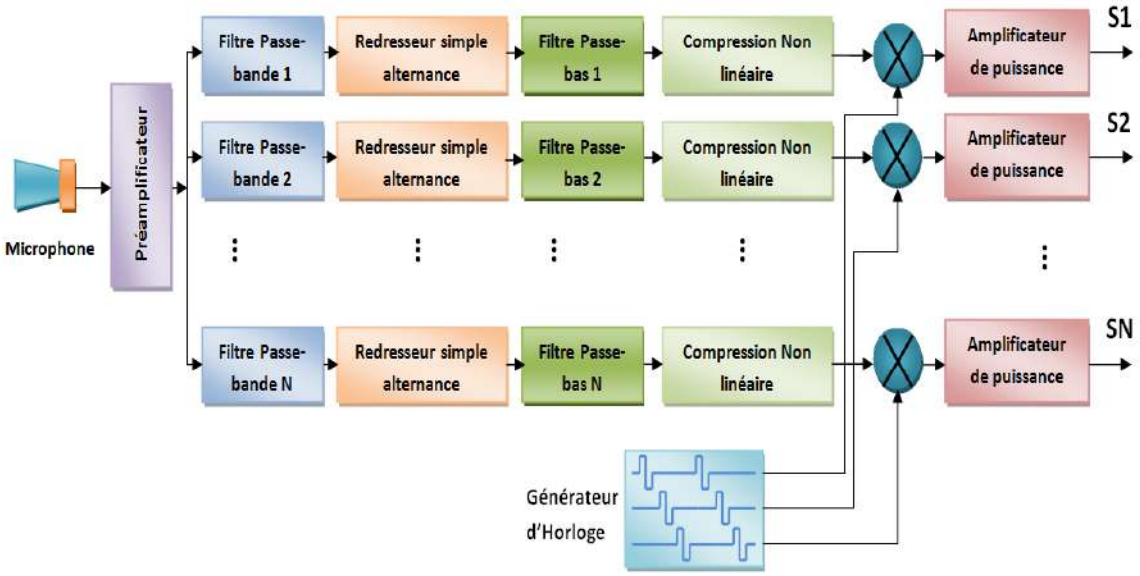


Figure II.7. *Schéma bloc de l'algorithme CIS[6]*.

5.4. Simultaneous Analog Stimulation ou SAS

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

5.5. Spectral Peak Strategy ou SPEAK

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

5.6. Advanced Combination Encoders ou ACE

La dernière stratégie de codage de l'implant est ACE. Elle prend le meilleur de CIS et de SPEAK. Dans CIS, la vitesse de stimulation importante est gardée et dans SPEAK on conserve le système de stimulation sélectionnant les sites d'activation de manière dynamique en fonction de l'énergie spectrale [3].

6. Modeles d'implants cochléaires

6.1. L'implant House/3M©

Il s'agit d'un implant mono-électrode 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 induction reliée à deux électrodes. Une des électrodes est insérée dans la rampe tympanique et l'autre sert de référence [6].

6.2. 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 vie une prise percutanée. Les stimulations étaient de nature analogique. La deuxième version de l'implant comportait huit électrodes dont six intra cochléaires 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 [6].

6.3. 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 Francisco(UCSF). La première implantation a été effectuée en 1991. L'implant, doté de 16 électrodes, est encapsulé dans un boîtier 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 1µA à 2,5 mA. Les stimulations peuvent être bipolaires ou mono-polaires. La largeur des impulsions varie de zéro à 500 µs par échelon de 0,9 µs. Le rafraîchissement des canaux s'effectue à 13 000 échantillons/sec/canal. Un aimant est assujetti à l'implant pour tenir en place le modulateur externe. Il utilise 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 [6].

6.4. L'implant Nucleus©

L'implant de cochléaire corporation appelé Nucleus© est sans aucun doute l'implant le plus commercialisé au mode. La première version de cet implant a été approuvée par la FDN 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 mono- polaire 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 500 Hz. Son alimentation de 12 Volts est assurée par un lien inductif qui sert également pour communiquer les données. Il est capable de délivrer jusqu'à 2 mA dans une charge de 5 KΩ. Il possède un système de télémétrie capable de superviser la tension de chaque électrode. Les mots de commandes ont 92 bits et sont transmis sur une porteuse de 2,5MHz. Les canaux injection des courants allant de 30 µA à 2 mA sur 225 divisions. La largeur des impulsions peut varier de 9,6µs à 614 µs sur 64 divisions. Il consomme 6,8 mW en mode de repos et jusqu'à un maximum de 45 mW avec des stimulations maximales [6].

Le tableau II.1 présente les constructeurs d'implant cochléaire ainsi que leur stratégie de codage utilisée.

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

Implant	Nombre d'électrodes	Stratégie de codage
Nucleus	24	SPEAK
Clarion	16	CIS / CA
Med-El	24	CIS
MXM	15	Proche du CIS
Advanced Bionics	*16*	CIS
Cochlear	*22*	SPEAK
Neurelec	*20*	SPEAK / ACE

7. *La perception de voix concurrentes*

Une personne qui porte un implant cochléaire, a une modalité sensorielle qui n'est pas familière, notamment lorsque le flux auditif est composé de plusieurs voix en même temps.

Dans ce paragraphe, nous présentons un algorithme qui est utilisé pour la sélection d'une voix masqué dans une autre voix appelée « masque ».

Le protocole généralement employé pour séparer des voix concurrentes, consiste à rapporter une cible (mot ou phrase) présentée simultanément à un masque. Cette procédure permet de mesurer une performance d'identification en fonction d'une variable, classiquement le rapport entre les niveaux de la cible et du masque exprimé en décibels (soit le rapport «signal sur bruit » ou SNR, pour signal-to-noise ratio). Cette mesure conduit à l'estimation d'un seuil de perception.

Le Seuil de perception (SRT, pour speech reception threshold) est défini le plus souvent comme la valeur du SNR qui donne 50% de bonnes réponses.

Il faut noter que la notion de "séparation" convient bien lorsqu'il s'agit d'observer des sources acoustiques physiquement séparées. Mais chaque son émis par chaque source est lui-même constitué de plusieurs primitives qui doivent donc être groupées dans un seul flux auditif.

Par exemple, un son complexe harmonique est composé de plusieurs harmoniques qui vont exciter des zones différentes de la cochlée. La séparation de voix concurrentes consiste donc :

a) A grouper à la fois les éléments sonores provenant d'une même source.
b) A les séparer des éléments provenant d'autres sources.

Dans le cas de la parole, les différentes harmoniques et les différents formants constituant les sons voisés doivent être groupés entre eux, mais séparés des harmoniques provenant d'un autre locuteur [21].

8. Analyse des scènes auditives

Pour parvenir à séparer deux locuteurs, l'auditeur doit résoudre l'analyse de la scène auditive (ASA), c'est-`a-dire qu'il doit séparer la mixture en flux auditif.

Un flux auditif peut être défini comme l'information auditive associée à la représentation que se fait un auditeur d'une source acoustique.

Pour la séparation :

- L'auditeur utilise des informations qui doivent caractériser les différentes sources acoustiques qu'il tente d'isoler. C'est la représentation perceptive de ces traits acoustiques que l'on appelle indices perceptifs.
- L'auditeur collecte donc des indices qui lui permettent de séparer la mixture en flux auditifs, chaque flux correspondant donc, en cas de succès total de l'analyse, à une source acoustique [21].

9. *Conclusion*

A ce jour, l'implant cochléaire est devenu un traitement sûr et efficace pour les personnes atteintes de surdité profonde bilatérale et qui ne retirent pas de bénéfices substantiels de leur prothèse auditive conventionnelle.

Cependant, il reste une inefficacité remarquable pendant l'audition de plusieurs voix simultanées dans un environnement publique. Dans ce cadre, nous avons présenté dans ce chapitre une méthode qui sert à décomposer deux voix concurrentes, que nous essayerons de l'implémenter dans la stratégie de stimulation cochléaire CIS, qui est présenté dans le chapitre suivant.

CHAPITRE III : IMPLEMENTATION D'UN ALGORITHME DE SELECTION D'UN LOCUTEUR SUIVI DE LA STRATEGIE CIS

1. Introduction

L'audition de plusieurs voix simultanées dans un environnement publique a besoin de la séparation entre les voix concurrentes. Dans ce cadre, nous avons présenté une méthode qui sert à décomposer deux voix concurrentes, où nous allons essayer de l'implémenter dans la stratégie de stimulation cochléaire CIS.

Alors notre objectif va cerner à :

L'utilisation du programme MATLAB pour sélectionner deux voix simultanées.

L'utilisation du programme MATLAB pour :

Réaliser la stratégie CIS, Comprendre comment les signaux sonores sont manipulés et traiter de la forme sonore originale jusqu'au signal final qui stimule les électrodes.

Reconstruire le signal original.

La réalisation et la simulation de l'application de l'algorithme de sélection sur la stratégie CIS.

2. La sélection de deux voix concurrentes

Le schéma bloc suivant représente les étapes de la séparation de deux voix simultanées.

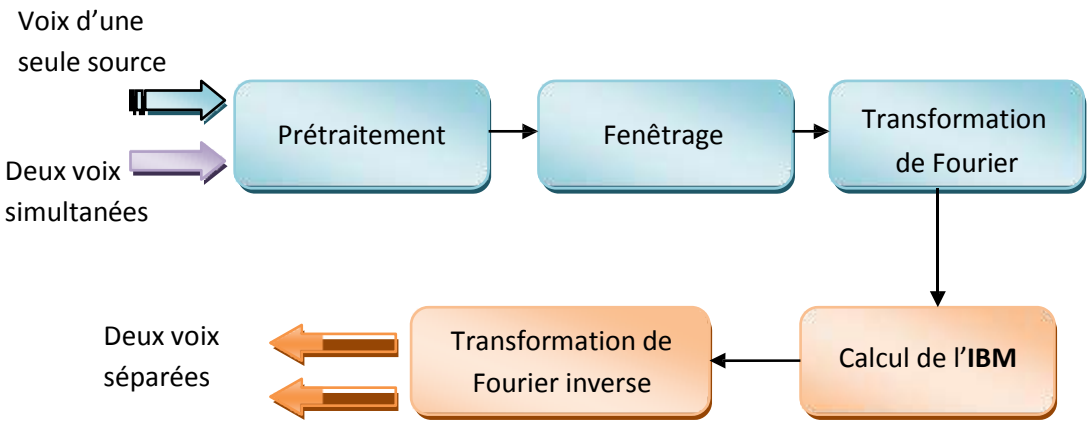


Figure III.1. *Diagramme Représentant la séparation des deux voix simultanées.*

La première phase de traitement consiste à lire les deux fichiers (.wav) (signal contenant les deux voix, et le signal contenant une seule voix claire).

L'enregistrement des fichiers (.wav) utilisés est t'appele*: « signal_mixte.wav »* et *« S_Apparaît.wav »,* la représentation temporelle des deux fichiers est suivant dans la (Figure III .2)

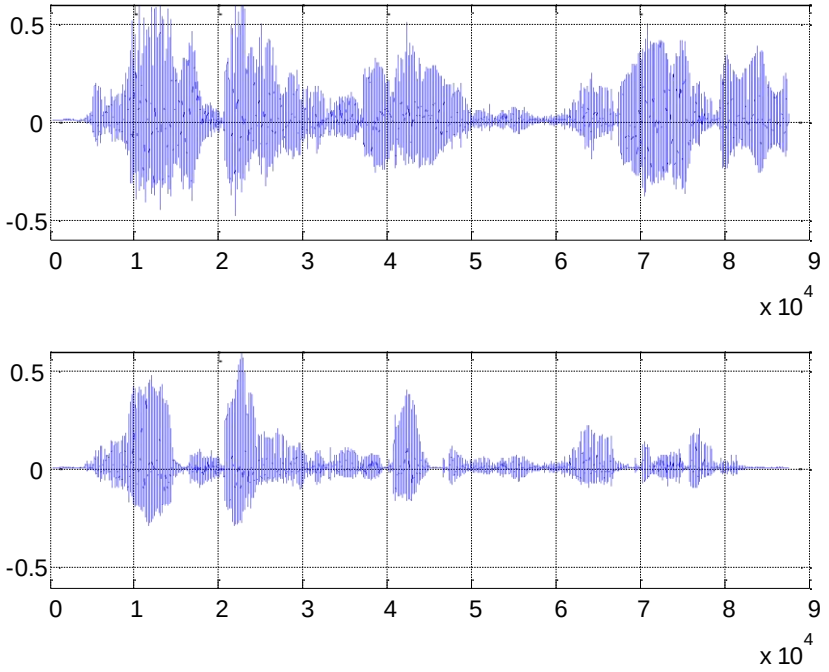


Figure III.2. *Représentation temporelle des fichiers (.wav) «signal_mixte.wav et S_Apparaît.wav»*

Les deux signaux sont d'abord segmentés en trames de 20 ms, avec un taux de chevauchement de 50% entre les segments adjacents. Chaque trame est de 500 échantillons, qui est fenêtré par la suite en utilisant la fenêtre de Hanning, ensuite la transformée de Fourier discrète (TFD) est calculé pour toutes les trames.

Le fenêtrage en traitement de signal est utilisé dès que l'on s'intéresse à un signal de longueur volontairement limité. En effet, un signal réel ne peut qu'avoir une durée limitée dans le temps ; de plus, un calcul ne peut se faire que sur un nombre de points fini [22].

La fenêtre de Hanning est particulièrement utile pour les signaux pseudo stationnaires. Partant de 0 et finissant à 0, elle rend le signal périodique sur la durée de la trame. C'est elle qui introduit le meilleur compromis entre résolution fréquentielle et temporelle en amplitude [3].

La commande MATLAB (Hanning) permet de réaliser une telle fenêtre:

```
→ fent = hanning (long);
```

Où la variable (long) est la taille de la fenêtre.

Le tracé de la fenêtre de Hanning est le suivant :

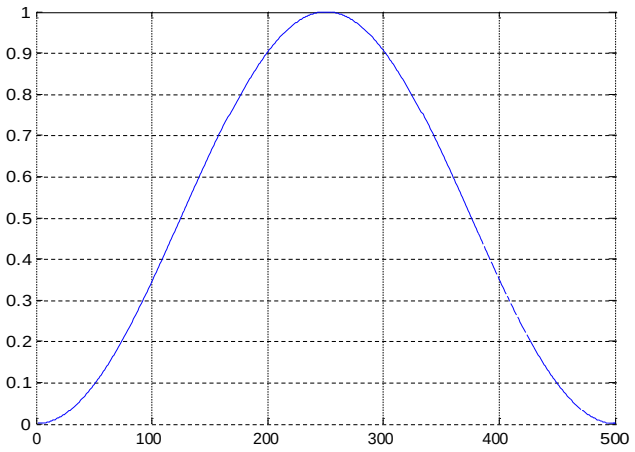


Figure III.3. *Représentation de fenêtre de Hanning.*

Après la réalisation de la fenêtre, elle sera appliquée par la suite aux trames du signal, la commande MATLAB de cette conception est comme suit:

→ x_signal = fent.*x (1:long);

Les figures suivantes donnent une représentation d'une trame après fenêtrage :

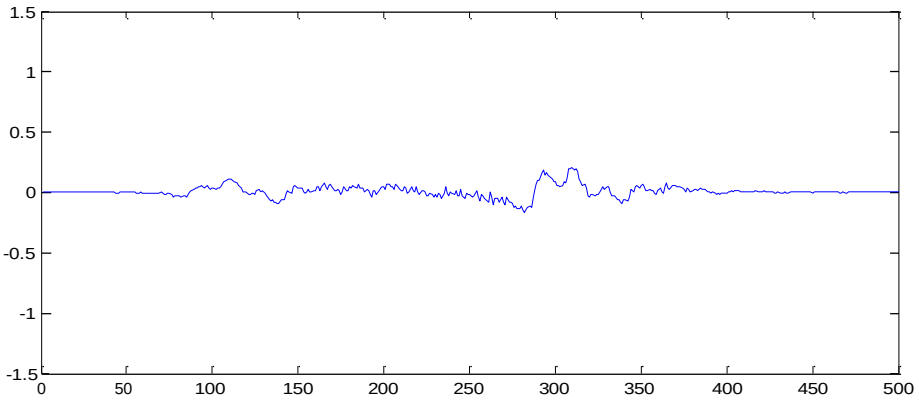


Figure III.4. *Représentation d'une trame après fenêtrage de Hanning du signal mixte.*

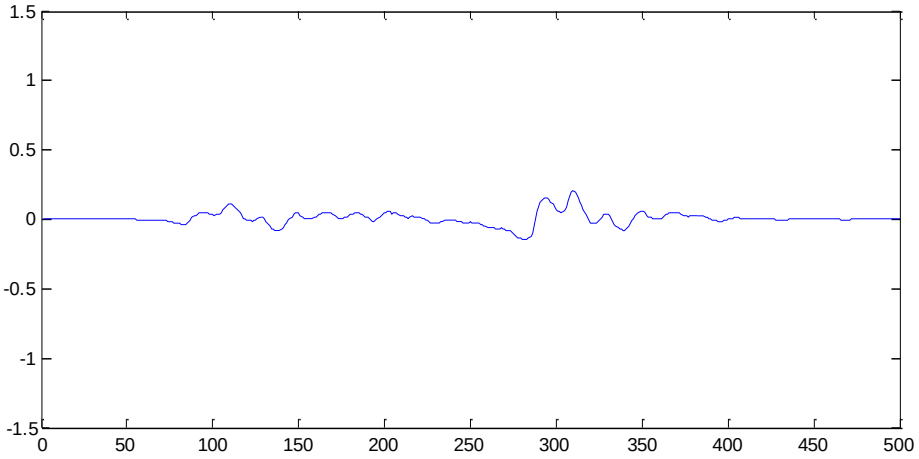


Figure III.5. *Représentation d'une trame après fenêtrage de Hanning du signal apparait.*

La Transformée de Fourier (TF) permet de passer d'un espace temporel à une dimension fréquentielle. Cette fonction est basée (Fourier) sur la décomposition d'un signal en somme de sinusoïdes (ou cosinus) qui sont des périodes multiples de la fréquence fondamentale (fréquence de base). Les coefficients de chaque fréquence représentent le niveau d'énergie [3].

La Transformée de Fourier permet d'estimer le spectre du signal, c'est à dire la répartition des fréquences. La Transformée de Fourier ne donne pas une courbe en fonction du temps mais de la fréquence [23].

Ainsi la FFT conduit à un gain de temps de calcul non négligeable. Il conviendra ensuite d'interpréter le résultat. En effet, le résultat étant sous forme complexe, on peut alors facilement calculer le module et la phase des fréquences correspondantes à la trame [3].

Le code MATLAB de cette conception peut être vu comme suit:

```
→ spectre = fft (x_signal, L);
→ signal = abs (spectre);
→sig2 = signal.^2;%puissance spectral normalisée
```

La figure suivante, donne le spectre des signaux traités :

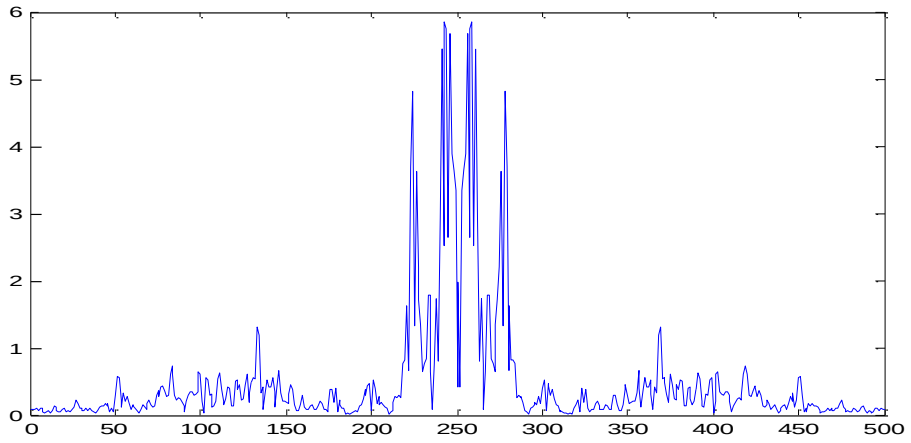


Figure III.6. *Représentation de la transformée de Fourier pour le signal mixte.*

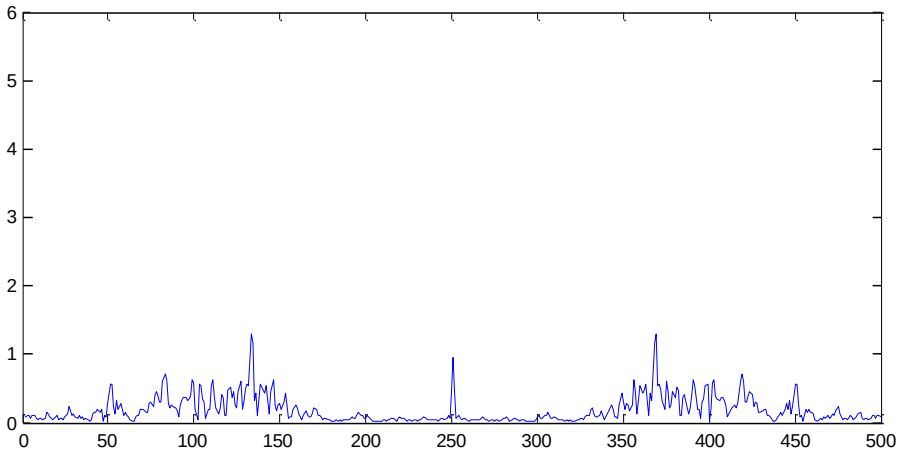


Figure III.7. *Représentation de la transformée de Fourier pour le signal apparait.*

❖ **Calcule de l'IBM (Idéal Binary Mask)**

IBM est une technique de séparation de signaux qui conserve l'énergie du mélange en unités de temps-fréquence locale où le rapport signal-sur-bruit dépasse un certain seuil, et rejette l'énergie de mélange à d'autres unités de temps-fréquence[24].

Pour passer au domaine temporelle, la transformée de fourrier inverse est nécessaire. En MATLAB, la commande (*ifft*) permet de réaliser cette tâche.

En fixant un seuil égal a -5dB, nous obtenons la figure suivante, qui donne une représentation temporelle des deux voix séparées :

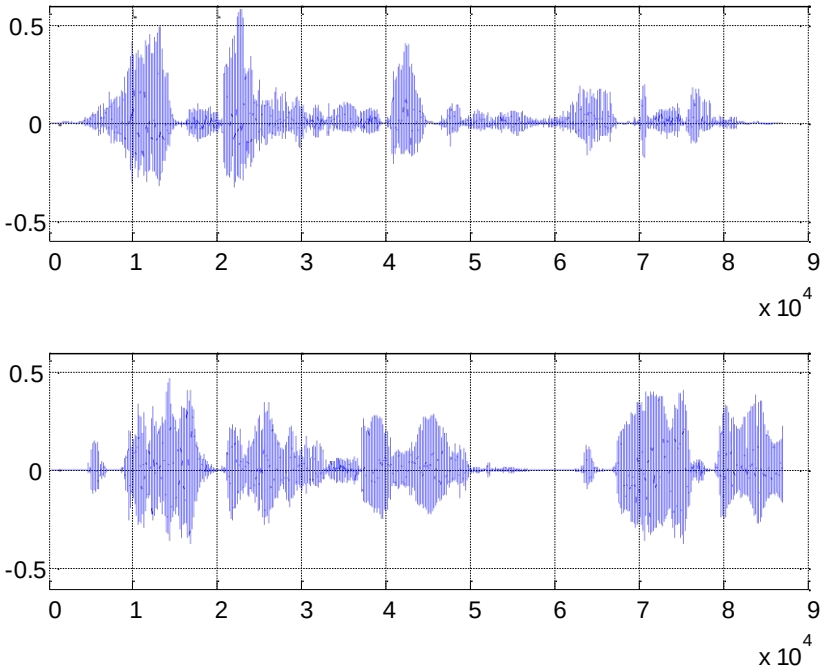


Figure III.8. *Représentation temporelle des deux voix séparées.*

Notons que la lecture de ces deux signaux, nous a permis d'entendre deux phrases différentes, ce qui confirme le bon fonctionnement de notre programme.

3. La stratégie CIS et synthèse de son

3.1. Réalisation en Matlab de la stratégie CIS

La stratégie CIS est l'une des techniques de traitement du signal pour les implants cochléaires. Quand une personne parle, sa voix est captée par un microphone. Le microphone

transforme les ondes sonores en signaux électriques. Le signal est d'abord amplifié avant d'entrer dans un bloc de filtres passe-bande. Après avoir traversé le filtre passe-bande redresseur double alternance et des filtres passe-bas (de fréquence de coupure entre 200 et 400 Hz) extrait les formes d'onde filtrée dans des enveloppes.

Ces signaux sont utilisés pour moduler des impulsions bi phasiques. Les amplitudes des impulsions sont proportionnelles aux enveloppes. Voici le modèle Simulink de la stratégie CIS que nous avons utilisée dans notre conception.

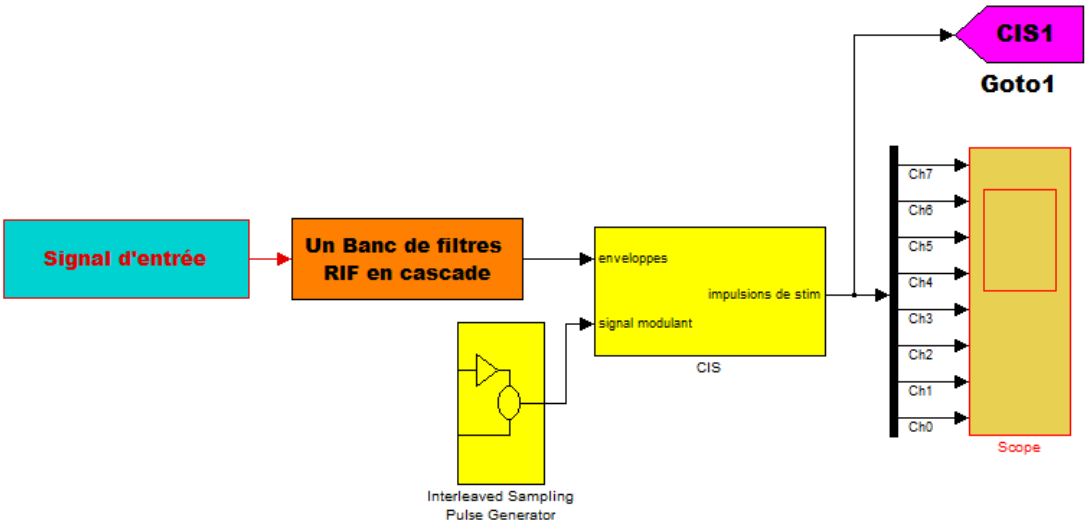


Figure III. 9. *Le modèle de la stratégie CIS.*

Le microphone capte seulement les sons qui correspondent à la variation brusque de la pression de l'air, et puis convertit en un signal électrique qui ressemble à une forme d'onde sur la figure III-10.

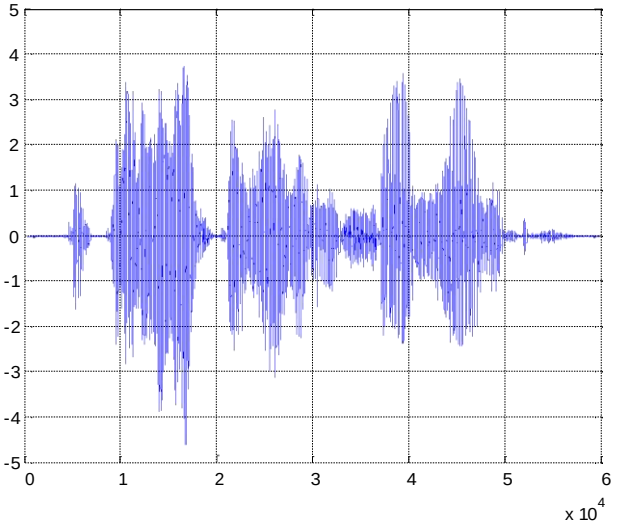


Figure III.10. *Représentation temporelle du fichier du son que je dois sélectionné .*

3.1.1. Le banc de filtre

Puisque la cochlée est composée de différents sites de fréquence pour les vibrations transmises, nous avons besoin d'un systeme de filtrage d'onde pour imiter cet effet de sites de fréquence. Dans notre conception nous avons utilisé 8 canaux *RIF* pour filtrer et traiter le son. Les différentes gammes de fréquences utilisées sont tirées de la référence [25].

Un filtre RIF est un *filtre numérique* qui est caractérisé par une réponse uniquement basée sur un nombre fini de valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, quel que soit le filtre, sa *réponse impulsionnelle* sera stable et de durée finie dépendante du nombre de coefficients du filtre. (En anglais *Finite Impulse Response filter* ou *FIR filter*).

L'équation peut être écrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N} b_k \cdot x[n-k] \qquad \textbf{(III.1)}$$

Puisque la réponse est une somme d'un nombre fini de valeurs, le filtre RIF est naturellement stable d'après le critère Entrée Bornée/Sortie Bornée.

Les filtres RIF sont forcément stables, peu importe les coefficients utilisés.

La complexité d'un filtre RII est moindre que celle d'un filtre RIF du même ordre. Cette propriété peut être utile sur les plateformes limitées en puissance de calcul.

Généralement, les filtres RIF sont moins sensibles aux erreurs de quantification que les filtres RII. L'absence de récursivité empêche les erreurs cumulatives.

Un filtre RIF est moins sélectif qu'un filtre RII du même ordre. C'est-à-dire que la transition entre la bande passante et la bande rejetée est moins rapide que dans le cas du filtre RII.

Contrairement à un RII, un filtre RIF peut avoir une réponse impulsionnelle symétrique et introduire un retard sur le signal mais aucun déphasage [26].

La figure suivante donne la réponse fréquentielle du banc de filtres utilisé.

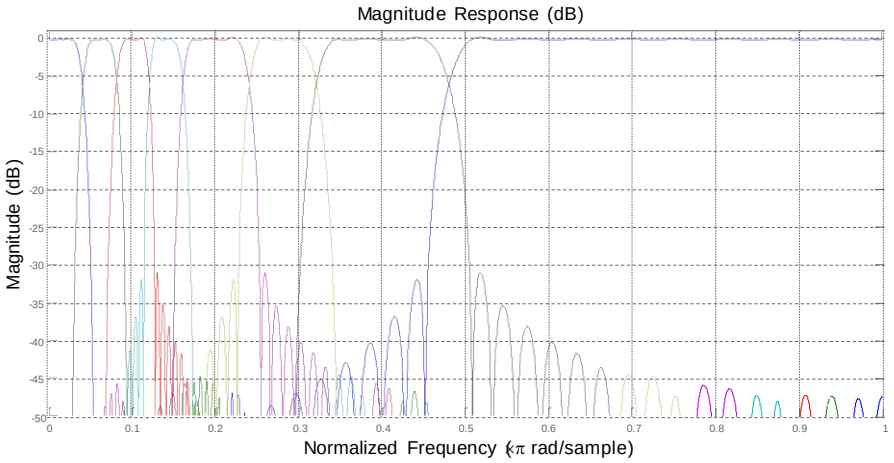


Figure III.11. *La réponse fréquentielle du banc de filtre RIF.*

3.1.2. Les sorties des signaux filtrés

La figure III.12 donne les signaux de sortie du canal deux et trois du banc de filtres, en appliquant à l'entrée le signal représenté par la figure III.10.

Notons que la plus basse fréquence passe à travers le premier canal alors que la plus haute fréquence passe par le dernier canal.

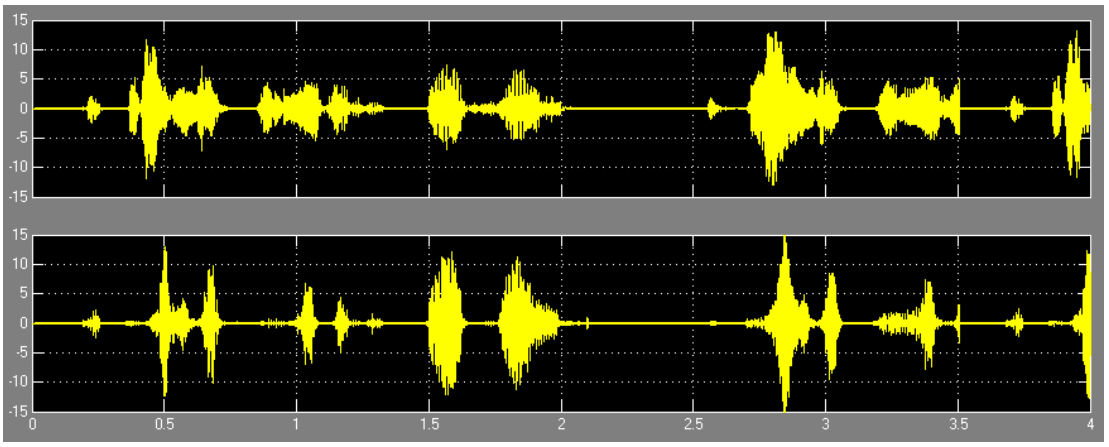


Figure III.12. *Les signaux de sorties pour le canal deux et trois.*

3.1.3. Extraction d'enveloppe

Afin d'extraire l'enveloppe à partir des sons filtrés, l'étape suivante est d'appliquer un redresseusement double alternance. Ceci se fait en mettant en valeur absolue la forme d'onde filtrée de chaque canal.

Les signaux d'enveloppe résultant, sont montrés sur les figures III.13 et III.14.

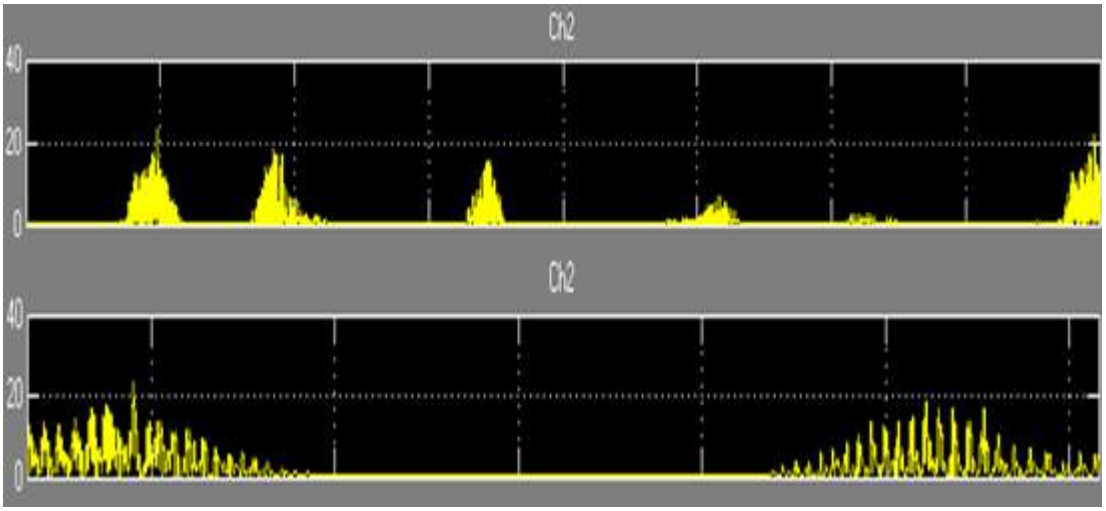


Figure III.13. *Extraction de la 2ème enveloppe et leur zoom.*

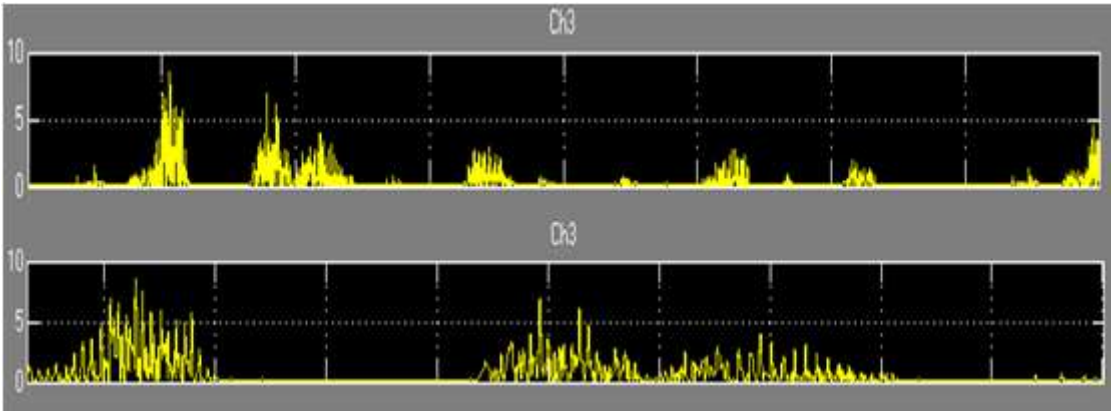


Figure III.14. *Extraction de la 3ème enveloppe et leur zoom.*

3.1.4. La compression d'enveloppe

La compression des signaux d'enveloppes est une étape essentielle du processeur d'implant cochléaire, parce qu'il transforme des amplitudes acoustiques à des amplitudes électriques.

La gamme dynamique est définie ici comme la gamme des amplitudes électriques entre le seuil (niveau à peine audible) et le volume du niveau inconfortable (très fort).

Dans le langage de la conversation, les amplitudes acoustiques peuvent varier dans une plage de 30 dB, les porteurs d'implant cependant peuvent avoir une plage dynamique plus petite que 5 dB.

Elle est généralement utilisée selon l'équation (III.2) ou X est l'amplitude acoustique (sortie de l'enveloppe) A et B sont des constantes et Y est l'amplitude électrique comprimé.

$$\mathbf{Y=AX^{P}+B \text{ Telle que } (p < 1)} \qquad \mathbf{(III.2)}$$

Où

$$A = \frac{VNI-NPA}{X_{max}^{p}-X_{min}^{p}} \qquad \mathbf{(III.3)}$$

Avec *VNI* est le volume du niveau inconfortable, et *NPA* est le niveau à peine audible.

Tel que

$$B=NPA-AX^{p}_{min} \qquad \text{(III.4)}$$

3.1.5. Génération de signal de modulation

Les amplitudes des impulsions stimulantes sont proportionnelles aux enveloppes. Elles doivent être livrées aux électrodes d'une manière non-chevauchante comme on le voit sur la figure III-15.

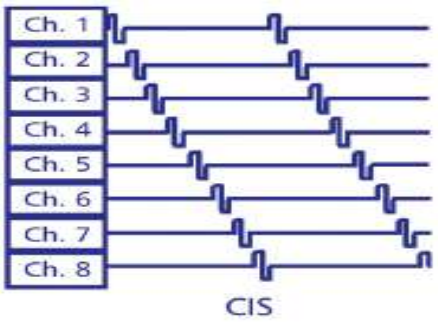


Figure III.15. Impulsions de stimulation [27].

Comme il est montré dans la figure, un générateur de train d'impulsions à deux phases est utilisé pour être modulé a l'enveloppe, afin de produire la sortie désirée pour la stimulation d'électrodes. Le générateur de train d'impulsions est constitué d'une série de nombreuses impulsions bi-phasiques de même taille que le signal original.

Le modèle Simulink suivant nous a permis de réaliser le générateur d'impulsions bi-phasiques :

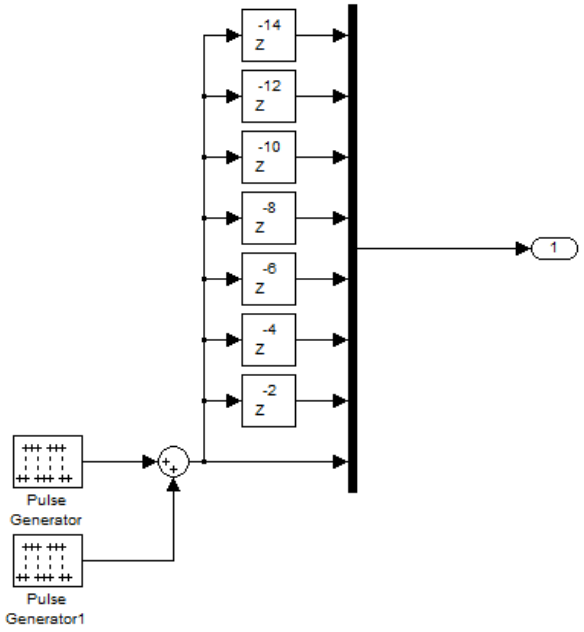


Figure III.16. *Modèle Simulink du générateur de signal de modulation***.**

La stratégie CIS, est une stratégie séquentielle, à cet effet les impulsions modulés doivent être non simultanés, afin d'éviter les interférences entre les électrodes de stimulation, la figure III-17 montre le résultat de simulation du modèle Simulink précédent pour quatre canaux.

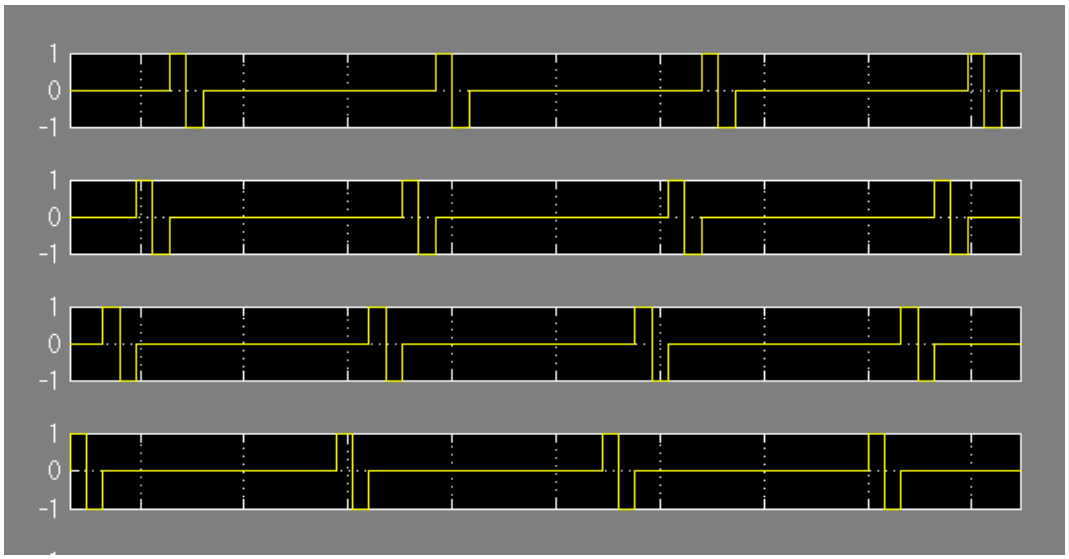


Figure III.17. *Les impulsions de modulation.*

3.1.6. Génération des impulsions de stimulation

Avec une série de plusieurs impulsions bi-phasiques qui sont modulés avec le signal d'enveloppe de chaque canal. On aura une amplitude d'impulsions dépendant de l'amplitude de l'enveloppe à un instant donné.

Le modèle Simulink du modulateur est représenté par la figure suivante :

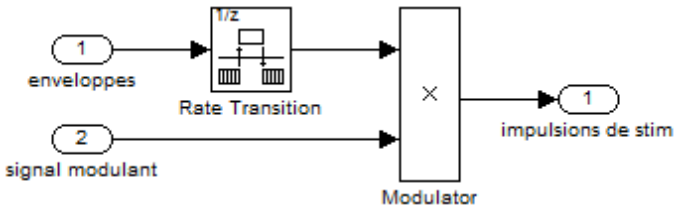


Figure III.18. *Modèle Simulink du modulateur.*

Les Figures III-19 et III-20 montrent les signaux résultants de l'étape de modulation. Ces derniers sont les signaux réels qui vont aux électrodes pour la stimulation du nerf auditif. Cette simulation résume toutes les étapes de la stratégie de traitement du signal CIS.

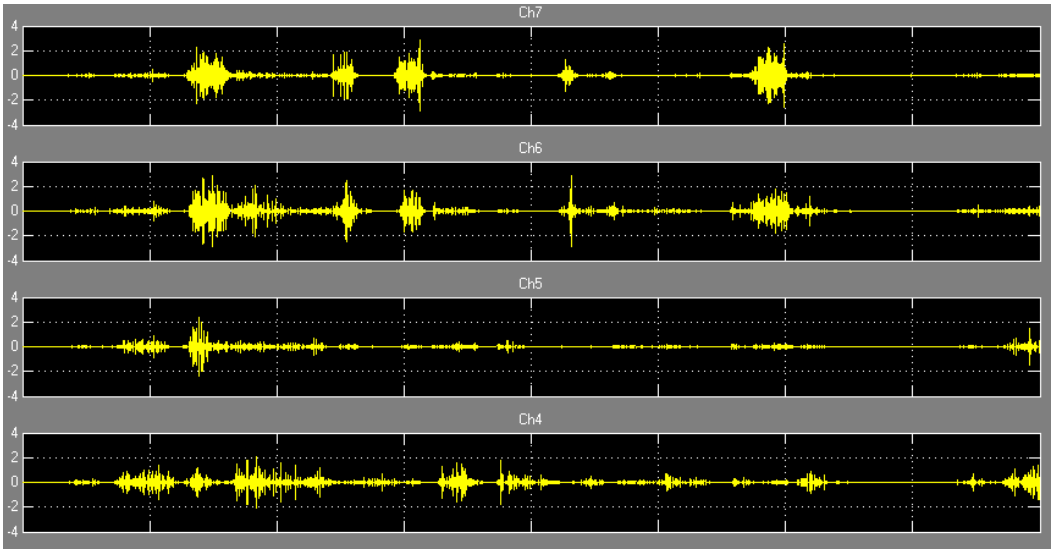


Figure III.19. *Les signaux du 4ème, 5ème, 6ème et le 7ème canal.*

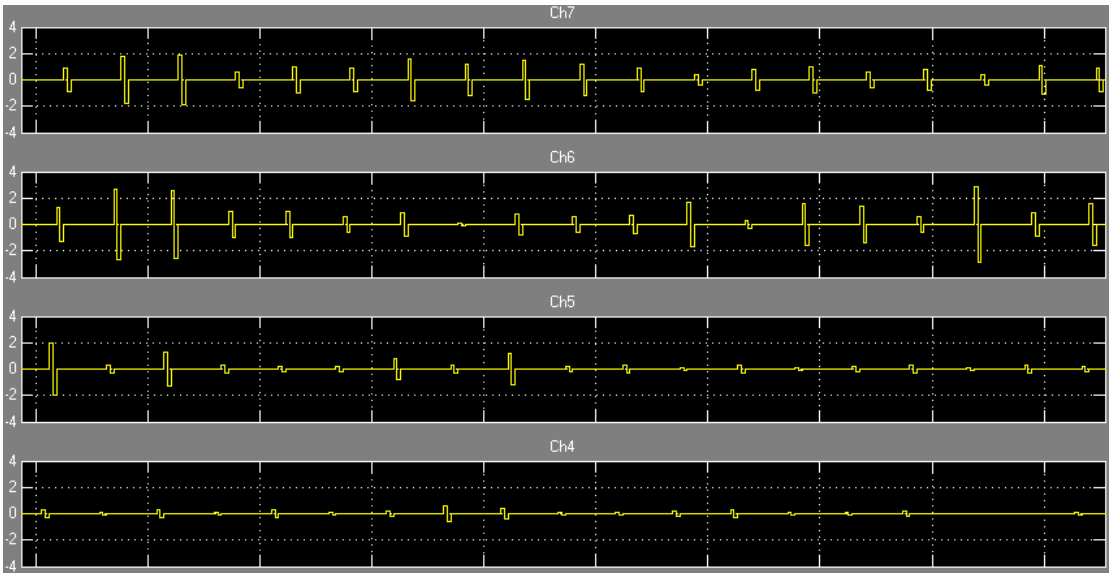


Figure III.20. *Une partie zoomée du signal du 4ème, 5ème, 6ème et le 7ème canal.*

3.2. Reconstruction du signal de parole pour les entendants normaux

Dans cette étape, nous présentons la méthode utilisée pour la reconstruction du signal de parole pour les entendants normaux, à partir des signaux de stimulation.

La figure III.21 illustre le modèle Simulink utilisée pour la synthèse du son.

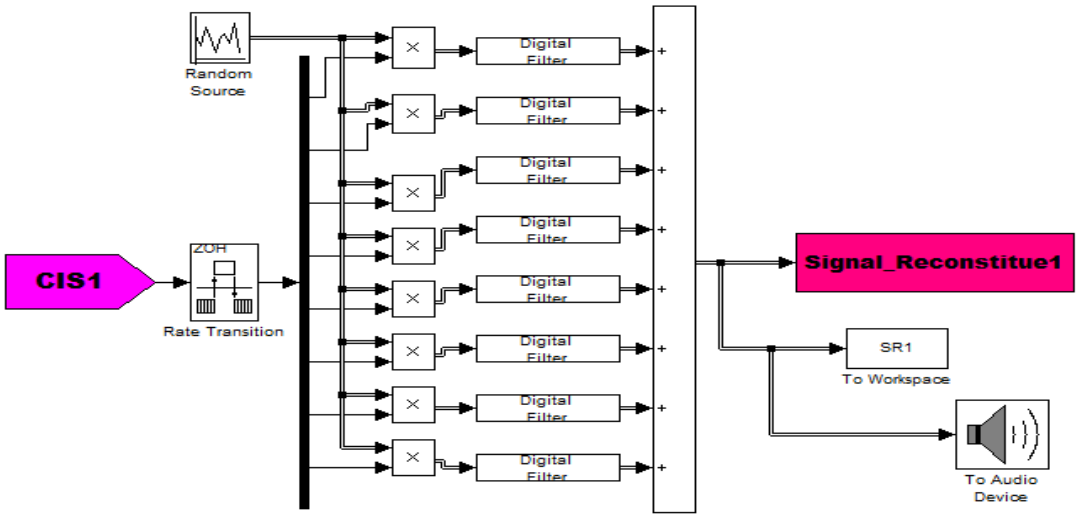


Figure III.21. *Modèle Simulink de la reconstruction du signal original pour les entendant normaux.*

Les signaux de sortie de la stratégie CIS, sont utilisés pour moduler un signal aléatoire (généré par le bloc Simulink Random), est filtrés par un banc de filtres *RII*, puis additionnés pour synthétiser le signal d'entrée de la stratégie CIS.

Le filtre à réponse impulsionnelle infinie ou filtre RII, est un filtre caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que les valeurs antérieures de cette même réponse. Dans la majorité des cas la *réponse impulsionnelle* de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. (En**anglais***infinite impulse response filter* ou *IIR filter*)

La sortie d'un filtre *RII* peut être écrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N} b_k \cdot x[n-k] - \sum_{k=1}^{M} a_k \cdot y[n-k] \qquad \textbf{(III.5)}$$

Les filtres RII ne sont pas forcément stables, la stabilité dépend de la position des pôles dans le plan complexe.

Un filtre RII est plus sélectif qu'un filtre RIF du même ordre. C'est-à-dire que la transition entre la bande passante et la bande rejetée est plus rapide que dans le cas du filtre RIF [28].

La réponse en amplitude du banc de filtres *RII* utilisée pour la reconstruction du signal est présentée dans la figure suivante :

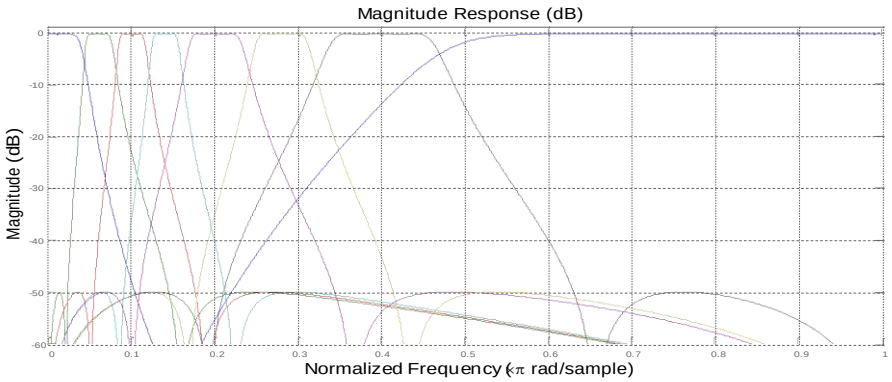


Figure III.22. *La réponse fréquentielle du banc de filtre RII.*

Après l'exécution du modèle Simulink, nous pouvons tracer le signal reconstitué, qui est présenté dans la figure III.23 :

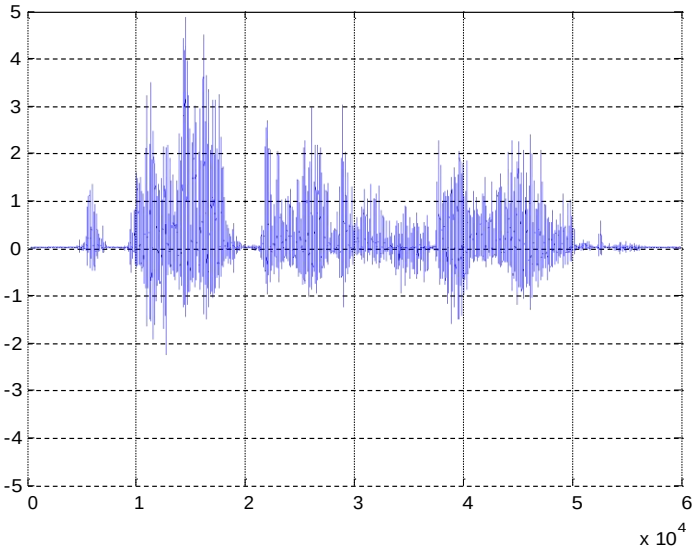


Figure III.23. *Représentation temporelle du signal reconstitué.*

Le son de synthèse est similaire au son initial dans sa forme temporelle. Cependant, la lecture du signal dans Matlab nous donne un signal modifie (sous une voix robotique).

4. La réalisation et la simulation de l'algorithme de sélection avec la stratégie CIS

Dans ce paragraphe, nous nous intéressons à l'implémentation et la simulation du programme de

sélection sur la stratégie CIS.

La figure suivante présente le modèle Simulink de notre application.

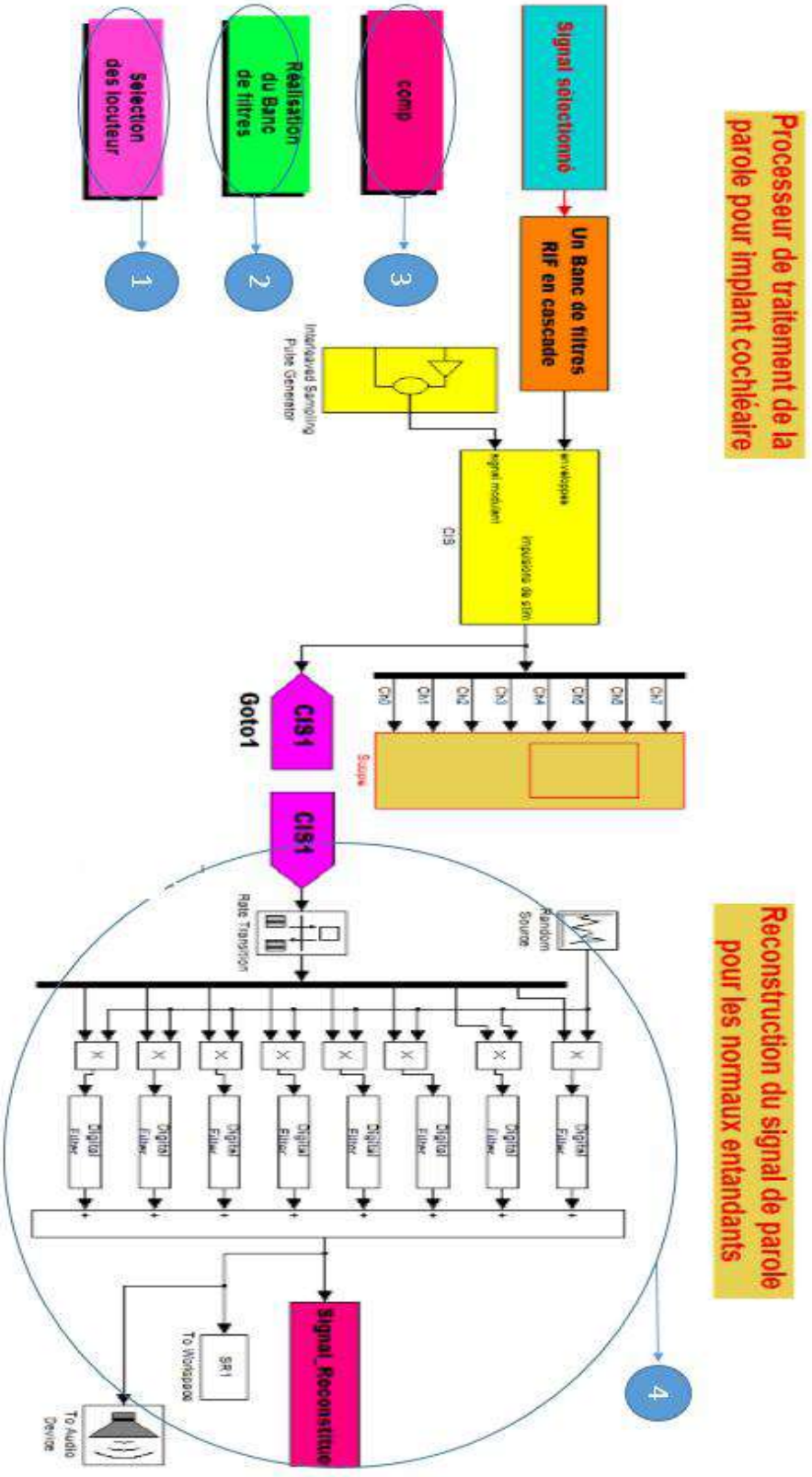


Figure III.24. *Le modèle Simulink de sélection/CIS.*

- Bloc (1) : Permet la séparation de deux voix concurrentes.
- Bloc (2) : Permet la réalisation du banc de filtre *RIF* utilisé dans la stratégie *CIS* et le banc de filtres *RII* utilisé pour la reconstruction du signal original.
- Bloc (3) : Permet de détecter le signal le plus puissant parmi les deux signaux séparés.
- Bloc (4) : Permet de reconstituer le signal traité par la stratégie *CIS*, qui est l'un des deux signaux séparés.

Après exécution, nous pouvons entendre un seul signal en sortie parmi les deux signaux présenté en entrée. Si nous changeons l'amplitude de l'un des deux signaux séparés par l'algorithme de sélection, nous remarquons que celui qui a l'amplitude le plus élevé, sera traité par la stratégie *CIS*.

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la méthode de séparation de deux voix simultanées, ainsi que la stratégie *CIS*, utilisée pour la stimulation cochléaire. L'application de l'algorithme de séparation des voix sur la stratégie *CIS* a donnée des résultats satisfaisants.

Conclusion générale

Le travail que nous avons effectué, consiste à appliquer un algorithme de sélection d'une voix masqué dans un bruit, suivi de la stratégie de stimulation cochléaire *CIS*.

Ce travail a été présenté en trois chapitres, dans le premier chapitre nous avons décrit le système auditif humain, dans le second chapitre, nous avons présenté la surdité ainsi que la technologie des implants cochléaires utilisés pour la réhabilitation auditif chez les sourds, et le troisième chapitre a été consacré à la description de notre travail, qui a été décomposé en trois parties : la sélection de locuteur, la simulation de la stratégie *CIS* et de la méthode de reconstruction du son, et enfin l'application de l'algorithme de sélection sur la stratégie *CIS*.

Les résultats obtenus nous donnent satisfaction, du point de vue reconstruction du signal original qui sélection pour être utilisée dans le banc de filtres de la stratégie *CIS*, par l'algorithme de sélection.

Nous espérons que ce travail pourrait être utile, et mérite d'être enrichi et développé.

Bibliographie

[1] : **Zoé Massida** these "Etude de la perception de la voix chez le patient sourd post lingual implanté.

Délivré par l'Université de Toulouse 3 Paul Sabatier,2010

[2]:L'oreille .http://www.infirmiers.com/pdf/oreille.pdf

[3]: **Arnaud JEANVOINE ''**these Intérêt des algorithmes de réduction de bruit dans l'implant cochléaire :

Application a la binauralité.''

L'universite claude bernard lyon 1,2012

[4] : **Mikaël,MENARD : «** *exploration objective de l'audition a partir des auditorysteady-state responses et adaptation a l'implant cochléaire.»*

l'Universite Claude Bernard – LYON 1 ,2008

[5]:httpswww.google.dzsearchhl

[6] *:* **Fontaine, Rejean : «** *Conception et développement d'un analyseur de parole multi algorithmes pour implant cochléaire. »*

Sherbrooke canada, 1999

[7] : **Gadhoumi, Kais** : « *mise en oeuvre d'un algorithme de traitement de la parole base sur la quantification vectorielle pour une prothèse cochléaire ».*

universtè de sherbrooke ,2001

[8] : **Cécile Delalande , Frédéric Charolais**« *Anatomie et physiologie de l'oreille. » Praticiens Hospitaliers, Hôpital Civil de Colmar,2008*

[9] : **PEYRARD, Mathieu : «** à l'aube des sons. »,2007-2008

[10] :**Sabrina LENGLET**(Fonctionnement et récents développements technologiques de l'implant cochleaire),centre romand d'implants cochlèaires

[11]:**Pujol, R.** « promenade au tour de la cochlée. le son . »

2007

http://www.neuroreille.com/promenade/francais/sound/fsound.htm

[12]:rono_34_physiologie_et_smiologie_de_laudition_otlgis.

[13] :**marc renard** (mieux s'ntandre) .

[14] **Grénoire COSENDAI** (dévelopement et évaluation de stratigies de codage pour l'audition artificielle par stimulation électrique du nerf auditif) ,2001, thèse

Ecole polytechnique fèdèrale de lausanne

[15]:http://fr.wikipedia.org/wiki/Surdit%C3%A9

[16]http://anso.pagesperso-orange.fr/page_degres.htm

[17][http://fr.wikipedia.org/wiki/Implant_cochl%C3%A

9aire] [18]https://www.google.dz/search

[19] :LOUISE DUCHESNE, «Développement des habiletés linguistiques chez les enfants porteurs d'un implant cochléaire» Faculté de Médecine en vue de l'obtention du grade de docteur en sciences bio-médicales option audiologie en , 2011, Thèse

[20] MED'EL, « *Comprendre les implants cochléaire. »*

[21] *:* **Etienne GAUDRAIN,** Rôle de la ségrégation séquentielle pour la séparation de voix concurrentes, université de layon 1 CLAUDE bernard

[22] : **Gibak Kim and Philipos C. Loizou**, Gain-induced speech distortions and the absence of intelligibility benefit with existing noise-reduction algorithms,2011.

[23] : http://fr.wikipedia.org/wiki/Transformation_de_Fourier

[24] : DeLiang Wanga ,Speech intelligibility in background noise with ideal binary time-frequency masking

University, Columbus, Ohio,2009

[25] : Loizou, Philip C. " http://www.utdallas.edu/~loizou/cimplants/

[26]:http://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_%C3%A0_r%C3%A9ponse_impulsionnelle_finie

[27] : **GEORRIC,** LES IMPLANTS COCHLEAIRES,*Edité dans la monographie numéro 33 du CCA Groupe*

[28]:http://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_%C3%A0_r%C3%A9ponse_impulsionnelle_infinie