République Algérienne Démocratique et populaire

Institut de l'enseignement Supérieure de la Recherche Scientifique

Université «Dr. Yahya FARES» de Médéa

Faculté des sciences et de la technologie

Département du Génie Electrique et de l'Informatique

Projet de fin d'études

Présenté pour l'obtention du Diplôme de Master

En Génie électrique

Spécialité : Systèmes Intelligents et Communicants

Thème

Analyse du signal dans l'implant cochléaire par l'utilisation d'un banc de filtre RIF

Proposé et dirigé par :

- *M. BOUCHERIT Ismail*

Préparé et présenté par :

- *M^elle^. HANTABLI Amina*
- *M^elle^. ATCHI Nassima*

Année universitaire : 2012/2013

ملخص :

في إعادة تأهيل السمع لدى الأشخاص الصم بواسطة زرع قوقعة الأذن فإننا نقدم من خلال هذا العمل دراسة وتصميم إستراتيجية CIS تستخدم هذه الإستراتيجية بنك التصفية المتكون من 16 مرشح من نوع FIR.

وقبل إرسال الذبذبات الصوتية إلى أقطاب قوقعة الأذن يتم ضغط مخرجات الطاقة لبنك التصفية وتعديلها.

الكلمات المفتاحية : قوقعة الأذن , إستراتيجية RIF,CIS.

Résumé :

Dans le cadre de la réhabilitation de l'audition chez les mal-entendants par le biais d'implant cochléaire, nous présentons à travers ce travail la réalisation et la simulation de la stratégie CIS. Cette stratégie utilise un ban de filtres constitués de 16 filtres de type RIF. L'énergie et l'amplitude des sorties du banc de filtres sélectionnés sont compressés modulés et transmis aux électrodes cochléaires.

MOT CLÉS **:** implant cochléaire, la stratégie CIS, RIF.

Abstract :

Within the framework of the rehabilitation of hearing at the deaf people by cochlear implant, we propose through this work the realization and the simulation of the strategy CIS. This strategy uses a filter bank consisting of 16 filters of type FIR. The envelope of outputs selected filters are compressed modulated and transmitted to the cochlear electrodes.

Keywords **:** cochlear implant, the strategy CIS, RIF.

Remeciement

Avant tout, nous remercions le Dieu tout puissant de nous avoir donné la force et la volonté pour achever ce modeste travail.

Nous tenons à remercier particulièrement nos

parents ; notre succès demeure de loin

Nous nous devons remercier sincèrement notre promoteur monsieur Boucherit Ismail pour son suivi, ses orientations et ses précieux conseils et qui a su nous faire profiter de sa grande expérience.

Nous remercions aussi, de tout cœur, tous ceux qui ont contribué, de prés ou de loin, à la réalisation de ce travail.

Et, nous n'oublions pas de remercier tous les enseignants qui ont suivi notre formation durant ces cinq années.

Enfin, nous tenons à remercier les membres de jury.

Amina et Nassima

Juin 2013

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à tous ceux qui me portent dans leurs cœurs et m'accompagnent dans leurs pensées.

A mes très chers parents qui veille pour me voir réussir, et qui n'ont jamais cessé de m'encourager, de me conseiller … Ils m'ont tout donné.

A toutes mes sœurs Fadila, Soumia et la petite Zineb.

A mes amies collègues de la section « Système Intelligent et Communicant » que je ne les oublierai jamais : Nouha, Nawel et Kaouther.

A tous mes, oncles, tantes, cousins et cousines, en souvenir de toutes les joies et forces qui unissent notre chère famille. A tous mes amis, pour votre sincère amitié, votre soutien permanent me remonte le moral et vos conseils m'incitent à relever les défis.

Hantabli
Amina

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à tous ceux qui me portent dans leurs cœurs et m'accompagnent dans leurs pensées.

A mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. J'espère qu'ils trouveront dans ce travail toute ma reconnaissance et tout mon amour.

A mes très chères sœurs : Meriem, Khadija et Sarah

A mon très chère frère Yousef

A mes tantes et à mes oncles.

Et à toute ma grande famille sans exception.

A mes chères amies qui nous aidé : Ikram, Sabah, Nawel, Nouha, Kawthar

A toute personne qui de prés ou de loin, a participé à ma Formation. Aux membres de ma promotion

Atchi Nassima

Sommaire

Table des matiéres

INTRODUCTION GENERALE 1

CHAPITRE I. Principe des prothèses cochléaires

I.1. Introduction 3

I.2. Caractéristiques générales de son 3

I.2.1. La période 3

I.2.2. La fréquence 4

I.2.3. La longueur d'onde 4

I.2.4. La puissance acoustique 5

I.2.5. Intensité acoustique (ou puissance surfacique) 6

I.2.6. Pression acoustique 6

I.3. Les organes de l'audition 7

I.3.1. L'oreille externe 7

I.3.2. L'oreille moyenne 7

I.3.3. L'oreille interne 8

I.3.4. Le canal cochléaire 9

I.3.5. L'organe de Corti 10

I.3.6. Le nerf cochléaire 11

I.4. Le mécanisme de l'audition 11

I.4.1. Réception des sons 11

I.4.2. Transmission des sons 11

I.4.3. Sensation auditive 12

I.5. La surdité 12

I.5.1. Les type de surdités 12

I.5.1.1. La surdité de transmission 12

I.5.1.2. La Surdité Neurosensorielle 13

I.5.1.3. La Surdité mixte 13

I.5.1.4. Surdité Rétro-cochléaire 13

I.5.2. Les degrés de la surdité 13

I.5.2.1. L'audition normale 14

I.5.2.2. La déficience légère 14

I.5.2.3. La déficience moyenne 14

I.5.2.4. La déficience sévère 14

I.5.2.5. La déficience profonde 15

I.5.2.6. La surdité totale 15

I.6. Implant cochléaire 15
I.6.1. Présentation matérielle de l'implant cochléaire 15
I.6.2. Fonctionnement de l'implant cochléaire 16
I.6.3. Les types d'implant cochléaire 16
I.6.3.1. L'implant house/3M 16
I.6.3.2. L'implant Ineraid 17
I.6.3.3.L'implant Clarion 17
I.6.3.4.L'impalnt Nucleus 17
I.6.3.5.L'implant de l'Université de Sherbrooke huit canaux 18
I.6.3.6.L'implant à 16 canaux de l'Université de Sherbrooke 18
I.6.4. Les algorithmes de stimulation et les analyseurs de paroles 18
I.6.4.1. L'algorithme de House-Urban 19
I.6.4.2. L'algorithmes « Compresses Analog (CA)» 19
I.6.4.3. L'algorithmes CIS « Continuous Interleaved Sampling » 20
I.6.4.4. Le «Wearable Speech Processor» de Nucleus 21
I.6.4.5. Le « Spectral Maxima Sound Processor» 22
I.6.4.6. Le « Mini Speech Processor» 22
I.7. Méthode actuelle de réglage de l'implant cochléaire 23
I.7.1 Branchement de l'IC 23
I.7.2 Rééducation 24
I.7.3 Réglage de l'IC 24
I.7.4 Réglage de l'IC 25
I.7.4.1 Conditions de réglage 25
I.7.4.2.Paramètres 25
I.8. Conclusion 26

CHAPITRE II. Traitement de parole et banc de filtre

II.1. Introduction 28
II.2. Les filtres auditifs 28
II.3. Les caractéristique de filtre cochléaires auditifs 28
II.3.1. Bandes Critiques 29
II.3.2. Largeur des bandes critiques 30
II.4. Les types de filtres numériques 32
II.4.1. Réalisation de filtres 'RIF' 32
II.4.2. Réalisation de filtres 'RII' 33
II.4.3. Comparaisons entre RIF et RII 34
II.5. Synthèse des filtres non récursifs RIF 34
II.5.1. Les avantages d'un filtre RIF 35
II.5.2. Les inconvénients d'un filtre RIF 35
II.6. Caractéristiques des filtres RIF 35
II.6.1. Méthode de la fenêtre 36

II.6.2. Algorithme de conception de filtre en utilisant la fenêtre kaiser 36
II.7. Le traitement de la parole 38
II.7.1. Caractérisation d'un son de parole 39
II.7.1.1. Le niveau acoustique 39
II.7.1.2. Le niveau phonétique 41
II.7.1.2.1. La phonation 41
II.7.1.2.2. La phonétique articulatoire 42
II.7.2. Description des voyelles 42
II.7.3. Description des consonnes 43
II.7.4. Typologie des sons 44
II.7.5. Composants pour l'analyse de la parole 45
II.8. Résultats et analyse des paroles 45
II.9. Conclusion 51

CHAPITRE III. Réalisation et Simulation de la Stratégie CIS

III.1. Introduction 52
III.2. La stratégie CIS 52
III.3. Prétraitement 53
III.3.1. Acquisition 53
III.3.2. Préaccentuation 53
III.3.3. Segmentation 54
III.3.4. Fenêtrage 54
III.4. contraste spectral 55
III.5. Réalisation de la stratégie cis avec RIF et RII 56
III.5.1. Le choix d'ordre 56
III.5.2. La comparaison entre les deux bancs RIF et RII par rapport le nombre de canal 57
III.5.3. La comparaison entre les deux bancs RIF et RII par l'utilisation des voyelles et des consonnes 57
III.6. Bruit 58
III. 6.1. Le bruit Babble 58
III.6.2. Le bruit WGN 60
III.6.3. Effet de bruit blanc sur les formants 61
III.6.4. Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral 61
III.7. Traitement de signal parole dans la stratégie CIS 63
III.8. Les étapes de stratégie CIS 64
III.8.1. Banque de filtre 64
III.8.2. Extraction d'enveloppe 66
III.8.3. Fonction de compression 67
III.8.4. Modulation Amplitude 69
III.9. Simulation de la stratégie CIS 71
III.9.1. Les étapes de la stratégie CIS par simulation 73

III.9. 2. Le résultat de simulation 77
III.10. Génération du code VHDL de la stratégie CIS 78
III.10.1. Contrôle de la compatibilité 78
III.10.2. Génération du code VHDL 78
III.10.3. Génération du code testbench 78
III.10.4. La simulation dans le modelsim 79
III.11. Conclusion 83
CONCLUSION GENERALE 84

Liste Des Figures

CHAPITRE I. Principe des prothèses cochléaires

Figure I.1: La période 3
Figure I.2:La fréquence 4
Figure I.3 : La longueur d'onde 5
Figure I.4: L'oreille humaine 7
Figure I.5: l'oreille interne 8
Figure I.6:Propagation d'onde sonore dans la cochlée 9
Figure I.7:Section de la cochlée et membrane basilaire déroulée 9
Figure I.8 : le canal cochléaire 10
Figure I.9:Cellules ciliées avec couplage des CCE :(1)ferme à la base et (2)lâche à l'apex .. 10
Figure I.10: Les degrés de la surdité 14
Figure I.11 : la partie interne et externe d'implant cochléaire 15
Figure I.12 : Fonctionnement de l'implant cochléaire 16
Figure I.13: Schéma de principe de l'analyseur de parole de House-Urban 19
Figure I.14:Schéma de principe de l'analyseur de parole «Compressed Analog » 20
Figure I.15 : Schéma bloc de l'analyseur CIS 21
Figure I.16:Algorithme basé sur l'extraction de caractéristiques de la parole 22

CHAPITRE II. Traitement de parole et banc de filtre

Figure II.1: Définition de la bande critique de la fréquence du son 29
Figure II.2:Décomposition du son par un bank de filtres 30
Figure II.3: Caractérisation d'un filtre passe-bande 30
Figure II.4 : Décomposition en bandes fréquentielles 31
Figure II.5: Forme directe de réalisation d'un filtre RIF 33
Figure II.6: Forme direct d'un filtre RII 33
Figure II.7: Définition du gabarit 35
Figure II.8: Spectrogrammes du les voyelles et les consonnes 40
Figure II.9: Appareil phonatoire humain 41
Figure II.10: Représentation des voyelles françaises dans le plan (F1, F2) 43
Figure II.11: Signal de parole échantillonné à 2000 Hz 44
Figure II.12: Bank de filtre RIF avec 16 canaux 46
Figure II.13: Spectre de la voyelle / a / 47
Figure II.14: La sortie de 16 canaux filtrés 47
Figure II.15: Canal d'énergie pour la voyelle / a / 48
Figure II.16: Canal d'énergie pour la voyelle / i / 48
Figure II.17: Canal d'énergie pour la voyelle / u / 49
Figure II.18: Le spectre de la parole d'entrée et sortie d'une consonne non voisée / t / 49
Figure II.19: Canal d'énergie pour la consonne / k / 50
Figure II.20: Canal d'énergie pour la consonne / t / 50
Figure II.21: Canal d'énergie pour la consonne / p / 51

CHAPITRE III. Réalisation et Simulation de la Stratégie CIS

Figure III.1: Représentation des impulsions biphasiques utilisés dans la stratégie CIS sur 12 canaux 51
Figure III.2: La préaccentuation 52
Figure III.3: RMSe sur un segment de 10 ms de la voyelle [a] 55
Figure III.4: L'effet d'ordre sur contraste spectral 56
Figure III.5: Comparaison entre RIF et RII avec différent nombre canaux 57
Figure III.6: Comparaison entre RIF et RII par rapport l'alphabet 58
Figure III.7: Le contraste spectral pour les voyelles et les consonnes avec bruit de Babble 59
Figure III.8: Le contraste spectral pour les voyelles et les consonnes avec le bruit SSN 60
Figure III.9: Effet le bruit sur les formants 61
Figure III.10: Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit Babble 62
Figure III.11:Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit WGN 62
Figure III.12: Diagramme de blocs d'un système d'implant cochléaire 63
Figure III.13: Signal audio filtré par banc de filtres RIF 65
Figure III.14: Exemple de Signal audio filtré dans le canal 12 (fc=1850 Hz) 65
Figure III.15: Enveloppe avec transformation de Hilbert 66
Figure III.16: Enveloppe de signal audio filtré par le canal 12 67
Figure III.17: Fonction de Compression 68
Figure III.18: Compression de signal audio filtré par le canal 12 69
Figure III.19: L'effet de pps sur un signal modulé 70
Figure III.20: la modulation de signal compressée avec 800 pps 71
Figure III.21: Simulation de stratégie CIS 72
Figure III.22: Simulation d'un canal 12 72
Figure III.23: Les étapes de la stratégie CIS 73
Figure III.24: Les paramètres de filtre RIF 74
Figure III.25: Simulation d'enveloppe 75
Figure III.26: Fonction de Compression 76
Figure III.27: Simulation de Modulation Amplitude 76
Figure III.28: Le résultat de simulation 77
Figure III.29: Génération du code VHDL 78
Figure III.30: Génération du code testbench 79
Figure III.31: Le modelsim 79
Figure III.32: Le code testbench de compilation 80
Figure III.33: Le code testbench de simulation 81
Figure III.34: La simulation (format numérique) 82
Figure III.35: La simulation (format analogique) 82

Liste Des Tableaux

CHAPITRE II. Traitement de parole et banc de filtre

Tableau II.1:Normalisation de l'échelle des Barks et découpage en 16 bandes critiques……32

Tableau II.2: comparaisons entre RIF et RII……34

Tableau II.3:Classification des phonèmes standard en classes de son…….45

CHAPITRE III. Réalisation et Simulation de la Stratégie CIS

Tableau III.1: Les blocs utilisés dans simulation d'enveloppe…….76

Tableau III.2: Les blocs utilisés dans simulation de Modulation Amplitude……...78

Glossaire des abréviations

CCI Les cellules ciliées internes

CCE Les cellules ciliées externes

CIS Continuous Interleaved Sampling

CA Compresses Analog

MSP Mini Speech Processor

IC Implant cochléaire

BIAP bureau international d'audiophonologie

RIF filtre à réponse impulsionnelle finie

RII filtre à réponse impulsionnelle infinie

RMSe Root Mean Square

CS Le contraste spectral

WGN White Gaussien Noise

SNR Le rapport de signal sur bruit

PPS Le nombre d'impulsions par seconde

Introduction

Générale

Introduction générale

Depuis plusieurs années, l'implant cochléaire a changé la vie de milliers de personnes atteintes de forte surdité, lesquelles, fautes d'entendre, ne pouvaient vivre que dans le monde du silence même avec des prothèses.

Un implant cochléaire comprend deux parties : une partie interne, appelée l'implant cochléaire et une partie externe appelée processeur vocal. Le processeur vocal à un petit micro qui capte les sons, les transforme en signaux et les envoie à l'émetteur. L'émetteur envoie alors les signaux à l'implant interne sous la peau. L'implant interne convertit les signaux codés en énergie électrique et les envoie aux électrodes, cela stimule les fibres nerveuses dans la cochlée et les signaux sont reconnus par le cerveau comme sons.

Afin de comprendre comment fonctionne un implant cochléaire, il est d'abord nécessaire de comprendre comment l'audition fonctionne. L'oreille comprend trois parties: l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne. Ces trois parties travaillent ensemble pour envoyer les sons au cerveau. En audition normale, l'oreille externe capte les sons et les envoie sous forme d'onde vers le tambour.

Ces ondes font vibrer le tambour. Les vibrations font bouger les fines cellules à fibres nerveuses dans la cochlée. Les cellules auditives absorbent le mouvement et le transforment en impulsions électriques qui sont alors envoyées aux fibres nerveuses auditives puis au cerveau, pour constituer le son

Le mémoire sera organisé en trois chapitres :

Dans le premier chapitre nous présentons l'oreille humaine en particulier l'oreille interne et le problème de la surdité qui est résolu par l'implant cochléaire, nous tenterons de réunir les principales stratégies utilisées dans la stimulation cochléaire, ainsi que les différents types d'implants commerciaux existants et leurs modèles d'électrodes employés en matière d'implantation cochléaire.

Dans le deuxième chapitre nous réalisons les deux types de filtres RIF et RII pour filtrer le signal parole, nous présentons les caractéristiques de traitement de parole et nous analysons quelque voyelles et consonnes

Et dans le dernier chapitre, nous analysons la stratégie CIS avec les deux bancs de filtres RIF et RII et celui qui est mieux nous utilisons dans les autres étapes de réalisation de stratégie CIS, et nous simulons par simulink/MATLAB.

Enfin, nous allons clôturer ce mémoire avec une conclusion générale

Chapitre I:

Principe des prothèses cochléaires

I.1. Introduction

L'audition est le fruit d'un mécanisme complexe assuré principalement par les deux oreilles avec notamment un rétrocontrôle permanent du cerveau. L'oreille humaine perçoit les différents sons allant, dans les meilleurs cas, de 20 Hz (son grave) à environ 20 000 Hz (son aigu).Pour qu'on puisse entendre, plusieurs transformations se produisent dans l'oreille. Nous essayons dans ce premier chapitre 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 et nous présenterons à la fin l'implant cochléaire (IC) avec les différentes stratégies adoptées.

I.2. Caractéristiques générales de son [1]

Une onde sonore est le plus souvent une onde mécanique longitudinale, car les molécules se déplacent parallèlement au sens de propagation de l'onde. Dans les solides, il peut également exister des composantes transversales. De plus, lorsqu'elle évolue dans un milieu homogène, isotrope et sans obstacle, l'onde d'une source idéale se propage de manière identique dans toutes les directions, elle est dite sphérique. Cependant, à une distance importante de la source, l'onde sonore peut être assimilée à une onde plane car le front d'onde (ensemble des molécules qui oscillent dans le même état vibratoire) tend à être rectiligne.

I.2.1. La période

La période, notée T, est l'intervalle de temps séparant deux états vibratoires identiques et successifs d'un point du milieu dans lequel l'onde se propage

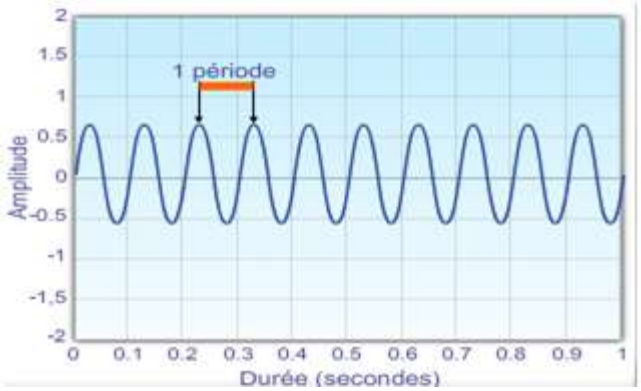


Figure I.1: La période.

Cette courbe représente les variations de pression acoustique d'une onde pour une durée d'une seconde. La période est l'intervalle de temps entre deux points successifs ayant la même amplitude : par exemple, sur le graphe entre le 3ème et le 4ème maximum la période est de 0,1 seconde.

I.2.2. La fréquence

La fréquence est le nombre de périodes par unité de temps ce qui correspond à l'inverse de la période :

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

Ou f est la fréquence en Hertz (Hz ou s^{-1}) et T la période en seconde (s).

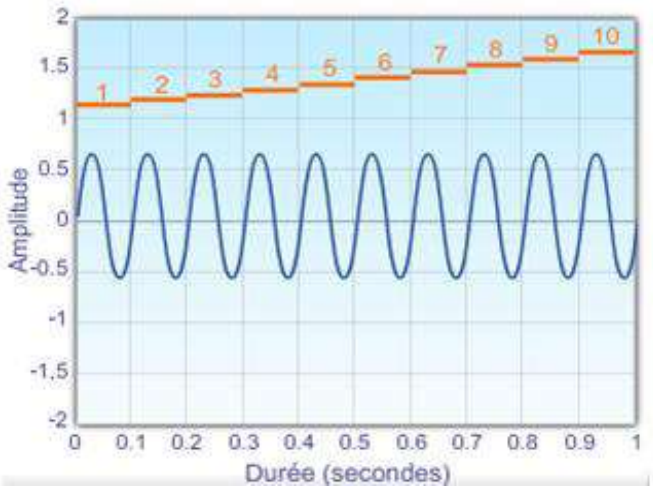


Figure I.2: La fréquence.

Dans l'exemple choisi, la sinusoïde possède une période de 0,1 seconde. La fréquence correspond au nombre de période par seconde, c'est à dire le nombre de fois que le motif se répète, soit 10 fois. La fréquence est donc de 10 Hz. En appliquant l'inverse de la période on obtient également cette valeur : f=1/0,1=10 Hz.

I.2.3. La longueur d'onde

La longueur d'onde est la distance séparant deux molécules successives dans le même état vibratoire (même pression et vitesse acoustique) ou encore la distance parcourue par l'onde pendant une période.

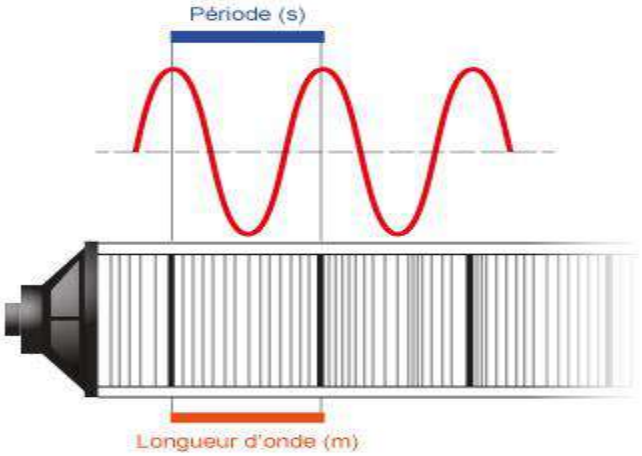


Figure I.3 : La longueur d'onde.

Dans l'exemple choisi ici, la longueur d'onde peut être représentée comme la distance séparant deux maximums de compression (traits gras successifs) ; à cet instant t, chaque molécule séparée de la longueur d'onde est soumise à une pression et une vitesse acoustiques identiques.

Dans un milieu donné, la fréquence et la longueur d'onde sont liées par la formule :

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

Ou λ est la longueur d'onde en mètre (m), c la célérité de propagation de l'onde en mètre par seconde ($m.s^{-1}$), f la fréquence (Hz) et T la période (s). Pour une sinusoïde de fréquence 10 Hz et une célérité de propagation de l'onde égale à 340 $m.s^{-1}$, la longueur d'onde vaut 34 mètres.

Plus la longueur d'onde est grande, plus la fréquence est faible. A l'inverse, plus elle est faible, plus la fréquence est élevée.

I.2.4. La puissance acoustique

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 :

$$P = E/\Delta t \qquad \textbf{(I.3)}$$

Où P est la puissance acoustique en Watt (W), E l'énergie acoustique en joules (J), et Δt un intervalle de temps (s). Cette variable dépend uniquement des caractéristiques de la source.

I.2.5. Intensité acoustique (ou puissance surfacique)

Exprimée en Watt par mètre carré, ($W.m^{-2}$), l'intensité acoustique correspond à l'énergie qui traverse chaque seconde une surface unitaire perpendiculaire à la direction des ondes sonores. Dans le cas d'une source d'ondes sphériques, elle est liée à la puissance p*a*r la formule :

$$I = W/(4 * \pi * r^2) \qquad \textbf{(I.4)}$$

Ou I est l'intensité acoustique ($W.m^{-2}$), W la puissance acoustique (W) et r la distance entre la source et un point de mesure (m).

Ainsi, l'intensité dépend non seulement des caractéristiques de la source par le biais de la puissance mais également de la distance du point de mesure par rapport à la source. Si la distance du point de mesure par rapport à la source double, l'intensité sera divisée par 4.

I.2.6. Pression acoustique

La pression p 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 :

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

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. Les organes de l'audition

L'oreille est un organe complexe, qui nous permet de capter les sons qui nous entourent. Notre système auditif est composé de trois parties l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne

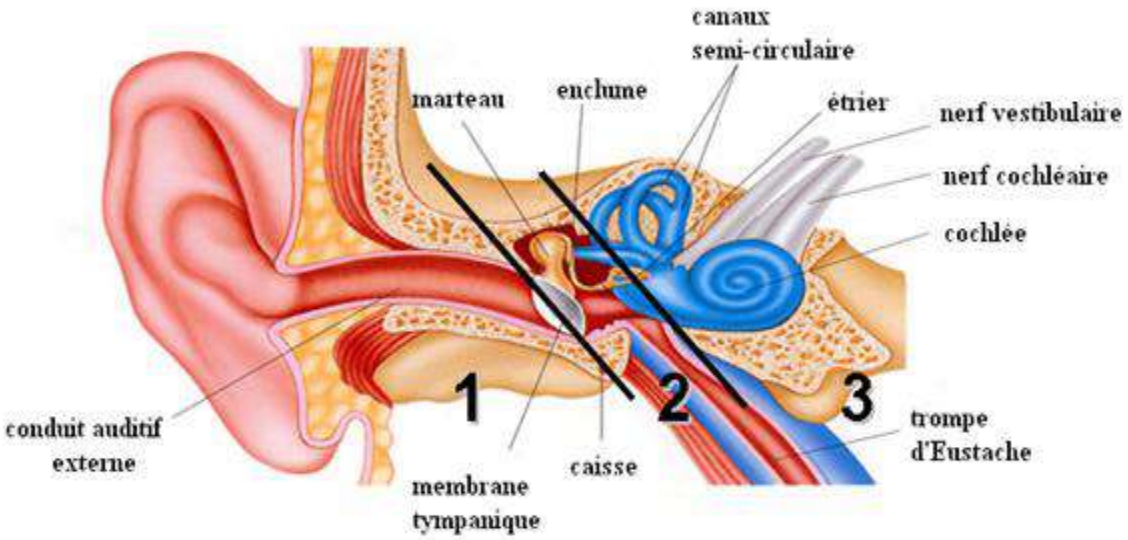


Figure I.4: L'oreille humaine. [2]

I.3.1. L'oreille externe [3]

L'oreille externe est le premier maillon de la chaîne que constitue l'appareil auditif. Elle est formée du pavillon et du conduit auditif externe. Le pavillon se prolonge par le conduit auditif externe : un canal d'environ 2,5 centimètres de longueur, fermé à son extrémité par la membrane tympanique (ou tympan). Le tympan sépare l'oreille externe de l'oreille moyenne. Elle joue un rôle essentiel dans la transmission de l'information.

I.3.2. L'Oreille moyenne [4]

L'oreille moyenne est l'élément essentiel de la transmission sonore. Elle est composée principalement par la membrane tympanique et la chaîne des osselets qui comprend le marteau, l'enclume et l'étrier**.** La fonction principale de l'oreille moyenne est de transmettre les vibrations aériennes vers l'oreille interne. Afin de parvenir à ce résultat, l'oreille moyenne réalise l'adaptation d'impédance nécessaire entre le milieu aérien et le milieu liquidien de l'oreille interne

I.3.3. L'oreille interne [4]

L'oreille interne ou le labyrinthe 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.

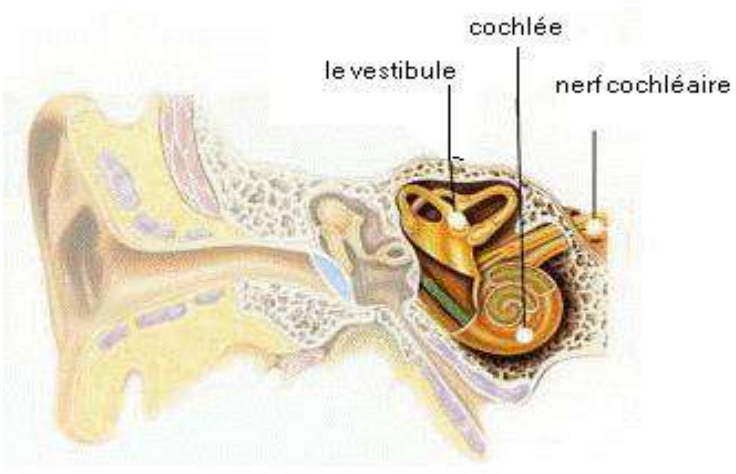


Figure I.5: L'oreille interne.

L'oreille interne est divisée en deux parties :

- **Le vestibule :** c'est l'organe de l'équilibration
- **La cochlée [5]** : C'est un tube qui s'enroule sur lui-même en deux tours et demi allant de la base à l'apex, comme une coquille d'escargot, figure 1-6. Le tube a une longueur totale de 30 mm, une hauteur du milieu de la base au sommet de 3 à 4 mm, un diamètre du tube à l'origine de 2 mm et au sommet de 1 mm. Ainsi, les vibrations mobilisent le tympan et la chaîne des osselets, qui transfèrent la vibration au liquide périlymphe de la rampe vestibulaire. L'onde se propage de la base vers l'apex et retourne vers la base par la rampe tympanique. Les deux rampes entourent le canal cochléaire, qui contient l'organe sensoriel auditif appelé organe de Corti, et qui baigne dans ce liquide endolymphe. Le nerf auditif se ramifie pour se connecter aux cellules sensorielles de l'organe de Corti.

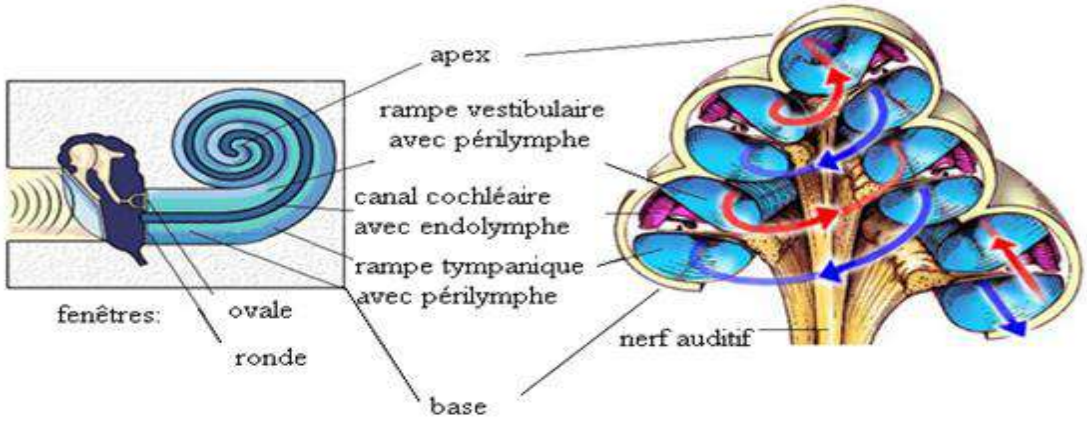


Figure I.6:Propagation d'onde sonore dans la cochlée.

L'organe de Corti repose sur une membrane dite la membrane basilaire, figure I.7. Elle présente une largeur qui augmente de la base à l'apex, entraînant des modifications importantes en rigidité et masse réparties. Le lieu de résonance de la membrane varie ainsi en fonction de la fréquence sonore.

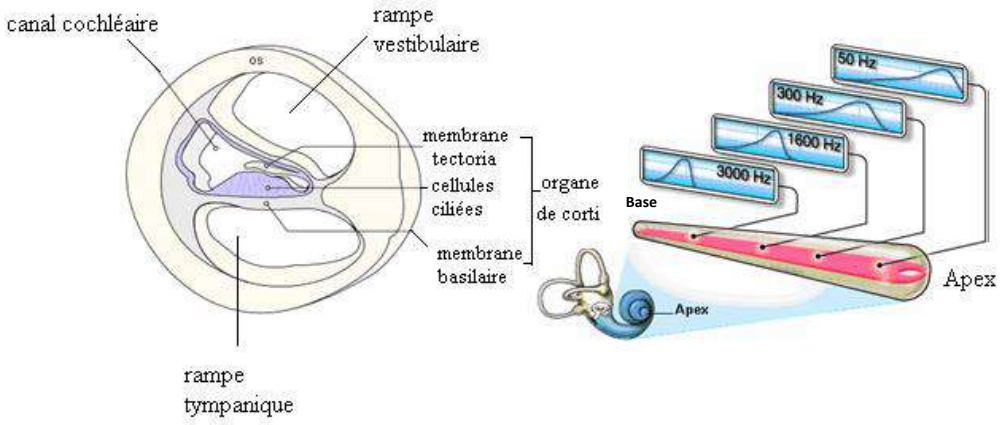


Figure I.7: Section de la cochlée et membrane basilaire déroulée.

I.3.4. Le canal cochléaire [5]

Le canal cochléaire contient l'organe de Corti qui baigne dans l'endolymphe caractérisé par une surcharge en potassium K+, figure I.8. Les rampes vestibulaire et tympanique contiennent la périlymphe, qui se compose de Na+ et Cl−. L'électrochimie des liquides de la cochlée, se traduit par un potentiel de +80 mV dans l'endolymphe par rapport à la

périlymphe. Les deux liquides ont un rôle physiologique double: le premier est de concourir à l'excitation des cellules ciliées sensorielles par la transmission du signal mécanique, et le second est de participer à la transformation de ce signal en un message nerveux par des échanges chimiques entre les liquides et les cellules ciliées. Les cellules sensorielles, couvertes par la membrane tectoria, sont connectées aux fibres nerveuses.

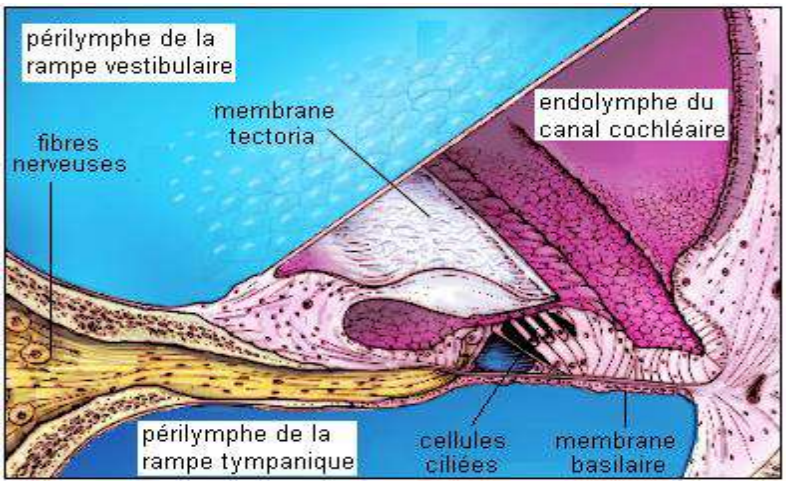


Figure I.8 : le canal cochléaire.

I.3.5. L'organe de Corti [5]

Les cellules sensorielles de l'organe de corti sont de deux types:

- Les cellules ciliées internes (CCI), qui se disposent sur une seule rangée, et présentent des stéréocils qui flottent dans l'endolymphe.
- Les cellules ciliées externes (CCE), qui se disposent en 3 rangées, et présentent des stéréocils qui s'ancrent dans la membrane tectoria, figure I.9.

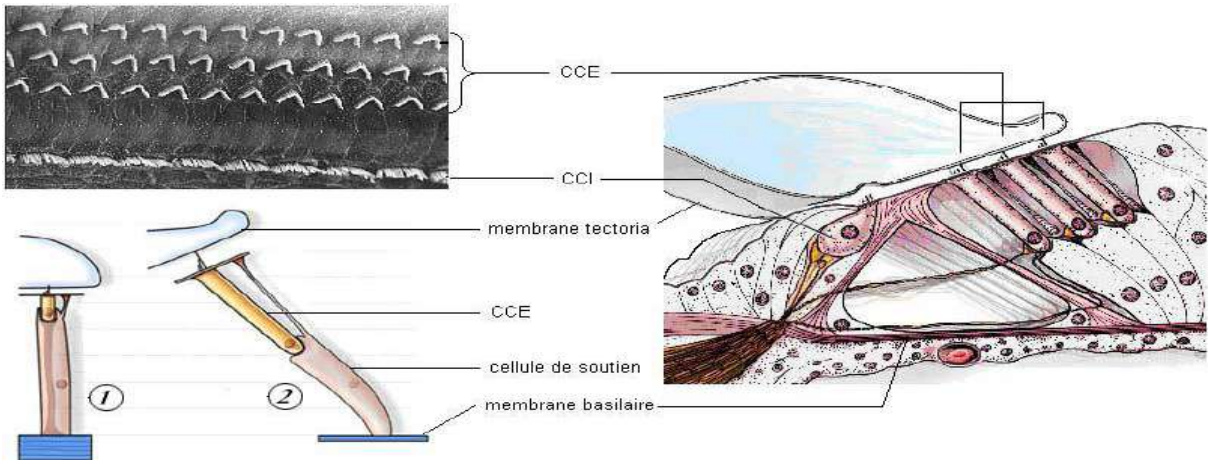


Figure I.9: Cellules ciliées avec couplage des CCE : (1) ferme à la base, et (2) lâche à l'apex.

Le couplage des CCE avec les structures environnantes est plus ferme à la base qu'à l'apex. L'action des CCE est donc plus importante aux fréquences aiguës qu'aux fréquences graves.

I.3.6. Le nerf cochléaire [3]

Le nerf cochléaire, volumineux, débute à la base du cerveau pour se terminer dans le canal cochléaire. Il rejoint l'organe de Corti au travers de la membrane basilaire. Chez l'homme, le nerf cochléaire est constitué d'environ 30000 neurones. Ceux-ci ont leur corps cellulaire situé dans le ganglion spiral. Les neurones afférents sont séparés en 2 groupes selon leur origine dans la cochlée : les neurones de type I et de type II. Les neurones de type I sont en contact avec les cellules ciliées internes. Ils sont très majoritaires (environ 95%). En moyenne, chacune des 3500 à 4000 cellules ciliées internes sont en contact avec une dizaine de neurones de type I, alors que chaque neurone de ce type n'est en contact qu'avec une seule cellule ciliée interne. Les neurones de type II sont en contact avec les cellules ciliées externes, et représentent 5 à 10% des neurones afférents. Un neurone de type II est connecté à 10 ou 20 cellules ciliées externes.

I.4. Le mécanisme de l'audition

L'audition peut se résumer ainsi (a) réception par l'oreille d'une vibration sonore. (b) transmission à l'intérieur de l'oreille des vibrations. (c) stimulation nerveuse et déclenchement de la sensation auditive.

I.4.1. Réception des sons

Si on examine la transmission d'un son à travers les diverses parties de l'oreille, on constate qu'au niveau de l'oreille externe, les ondes sonores sont concentrées par le pavillon dans l'axe aérien du conduit auditif et s'y propagent ce dernier se comporte comme une chambre de résonance dont les caractéristiques sont déterminées par ses dimensions. Les fréquences autour de 400 Hz sont ainsi amplifiées, vu ce phénomène de résonance, de façon très prononcées.

I.4.2. Transmission des sons

Dans l'oreille moyenne, la chaine des osselets (marteau, enclume, étrier) a une double fonction. Elle sert au besoin d'amplificateur pour donner un gain d'environ 30 dB, du tympan à la fenêtre ovale. Par ailleurs, la mécanique de l'oreille moyenne fait que les muscles des osselets resserrent ou détendent leurs articulations, contrôlant ainsi l'intensité sonore. L'amplitude des vibrations du tympan est alors diminuée par la contraction du muscle du

marteau, le même le muscle stapédien qui agit sur l'étrier lui permet de se séparer de son point de contact avec l'oreille interne, de manière à réduire l'intensité de l'onde sonore qu'il lui transmet. On note cependant que seule la sensibilité aux fréquences inférieures à 1500 Hz s'on trouver diminuée. De plus, la contraction réflexe des muscles de l'oreille moyenne, qui réduit la sensibilité de l'oreille aux basses fréquences, se produit avec un certain retard ainsi, le temps de réponse du muscle du tympan est d'environ 150 ms et celui du muscle stapédien, approximativement de 60 ms.

I.4.3. Sensation auditive

L'oreille interne, appareil complexe, se présente comme un labyrinthe osseux, situe dans l'os temporal, à l'intérieur duquel se trouvent les canaux semi-circulaires, organes de l'équilibre, et la cochlée, organe de l'audition. Le canal cochléaire sert de support aux cellules auditives ciliées. Au nombre d'environ 30000 et groupées, on les appelle les organes de Corti. Ainsi, le signal sonore transmis par l'étrier à l'oreille interne vient exciter les cils des cellules auditives flottant dans le liquide (endolymphatique qui remplit le canal cochléaire les cellules transportent à leur tour le signal dans leur prolongements nerveux axones) qui, en se regroupant en faisceau, forment le nerf auditif par lequel l'influx nerveux chemine jusqu'à la région cérébrale ou se construit la sensation auditives.

I.5. La surdité

La surdité est l'affaiblissement ou la perte de l'ouïe.

I.5.1. Les type de surdités [6]

Il existe quatre types de surdité : de transmission, neurosensorielle mixte ou rétro-cochléaire.

I.5.1.1. La surdité de transmission

Tout problème situé au niveau de l'oreille externe ou moyenne qui empêche la transmission correcte du son est appelé surdité de transmission. Cette surdité est généralement légère ou moyenne, entraînant une perte auditive de 25 à 65 décibels. Dans certains cas, la surdité de transmission peut être temporaire. Selon l'origine du problème, certains médicaments ou une intervention chirurgicale peuvent se révéler utiles. Le recours à une aide auditive ou à un implant d'oreille moyenne peut également permettre de corriger une surdité de transmission.

I.5.1.2. La Surdité Neurosensorielle

La surdité neurosensorielle est causée par un manque de cellules sensorielles (cellules ciliées) ou à la détérioration des cellules dans la cochlée et elle est généralement permanente. Également connue sous le terme de « surdité de perception », la surdité neurosensorielle peut être légère, modérée, sévère ou profonde.

Le recours à une aide auditive ou un implant d'oreille moyenne permet le plus souvent de corriger les surdités neurosensorielles légères à sévères. Les implants cochléaires constituent une solution en cas de surdité sévère ou profonde. Certaines personnes présentent une surdité neurosensorielle uniquement dans les fréquences aiguës, appelée aussi surdité partielle. Dans ce cas, seules les cellules ciliées à la base de la cochlée sont endommagées. À l'apex, la partie interne de la cochlée, les cellules ciliées, responsables du traitement des fréquences graves, demeurent intactes La stimulation combinée électrique et acoustique, ou EAS, a été spécialement mise au point pour les personnes présentant ce type de surdité.

I.5.1.3. La Surdité mixte

Une surdité mixte est la combinaison d'une surdité neurosensorielle et d'une surdité de transmission. Elle est due à des problèmes au niveau de l'oreille interne et de l'oreille externe ou moyenne. Les différentes options thérapeutiques disponibles incluent la prise de médicaments, la chirurgie ou le recours à une aide auditive ou un implant d'oreille moyenne.

I.5.1.4. Surdité Rétro-cochléaire

La surdité rétro-cochléaire est due à l'absence de nerf auditif ou à un nerf auditif endommagé. Cette surdité est généralement profonde et permanente.

Les aides auditives et les implants cochléaires ne permettent pas de corriger cette surdité car le nerf ne parvient pas à transmettre les informations sonores au cerveau. Dans de nombreux cas, la mise en place d'un implant auditif du tronc cérébral (ABI) constitue une option thérapeutique possible.

I.5.2. Les degrés de la surdité [7]

De l'audition normale à la surdité totale, il existe plusieurs degrés de déficience auditive (BIAP) :

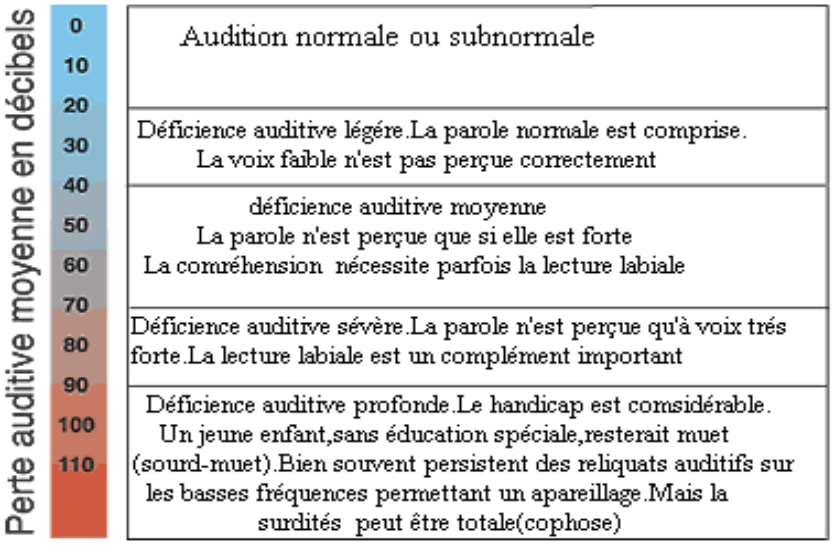


Figure I.10: Les degrés de la surdité.

I.5.2.1. L'audition normale

Elle correspond à une perte en dessous de 20 dB. Aucune difficulté de perception de la parole.

I.5.2.2. La déficience légère

C'est une perte d'audition entre 20 et 40 dB. Elle se manifeste lorsque l'on ne perçoit plus les sons aigus. La personne entend des sons, mais certains éléments lui échappent lorsque les interlocuteurs ne forcent pas la voix. La voix chuchotée n'est pas perçue. L'acquisition du langage chez l'enfant se fait spontanément.

I.5.2.3. La déficience moyenne

La perte auditive est entre 40 et 70 dB. On a des difficultés à tenir une conversation en groupe, écouter la télévision..."les bruits de la vie quotidienne". Seule la parole forte est perçue. A partir de 50 dB, la personne contrôle difficilement sa propre voix. On ne peut suivre une conversation courante. L'enfant ne pourra acquérir et développer un langage normal que s'il est appareillé.

I.5.2.4. La déficience sévère

Elle se situe entre 70 et 90 dB. La gêne ressentie est très importante et le trouble de la parole est apparent. La voix forte n'est pas perçue. L'enfant ne développera pas spontanément de communication orale.

I.5.2.5. La déficience profonde

Perte de 90 à 120 dB, Seuls les bruits très intenses sont perçus. La mutité est de règle en l'absence d'appareillage surpuissant, voire d'implant cochléaire.

I.5.2.6. La surdité totale

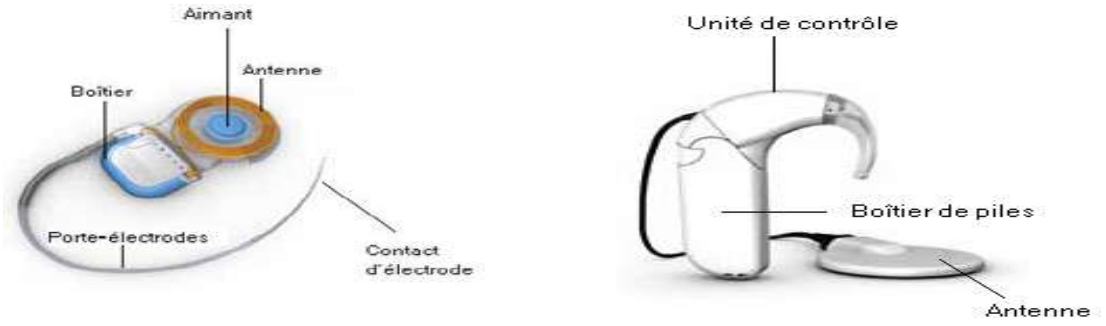
Elle correspond à une perte d'audition supérieure à 120 dB. Il semble néanmoins que certains sons soient perçus, mais trop faiblement pour permettre la compréhension du message auditif. Si les sourds ne perçoivent pas les vibrations aériennes (les sons), ils sont très sensibles aux vibrations solidiennes.

I.6. L'implant cochléaire [8]

L'implant cochléaire est un appareil permettant aux personnes atteintes de surdité profonde de retrouver une audition partielle. Le principe de ce dispositif est d'exciter directement le nerf auditif à l'aide d'électrodes placées dans la cochlée par une opération chirurgicale. Une partie de l'implant est situé en dehors du conduit auditif (le plus souvent derrière l'oreille), c'est là que se trouve le microphone et le processeur réalisant les calculs nécessaires à la production du signal excitateur envoyé aux électrodes. Les électrodes placées dans la cochlée réalisent une excitation ponctuelle le long de la membrane basilaire, il y a donc un nombre fini de points d'excitation pour un implant donné. La cochlée agit comme un banc de filtre passe bande : chaque électrode excite donc un de ces filtres. Avec les technologies actuelles, les implants cochléaires vont de 4 à 24 bandes.

I.6.1. Présentation matérielle de l'implant cochléaire

Un implant cochléaire comprend deux parties : une partie interne appelée l'implant cochléaire et une partie externe appelée processeur vocal.



La partie interne **La partie externe**

Figure I.11 : la partie interne et externe d'implant cochléaire

I.6.2. Fonctionnement d'implant cochléaire [9]

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 endommagées et le cerveau perçoit les signaux comme un son.

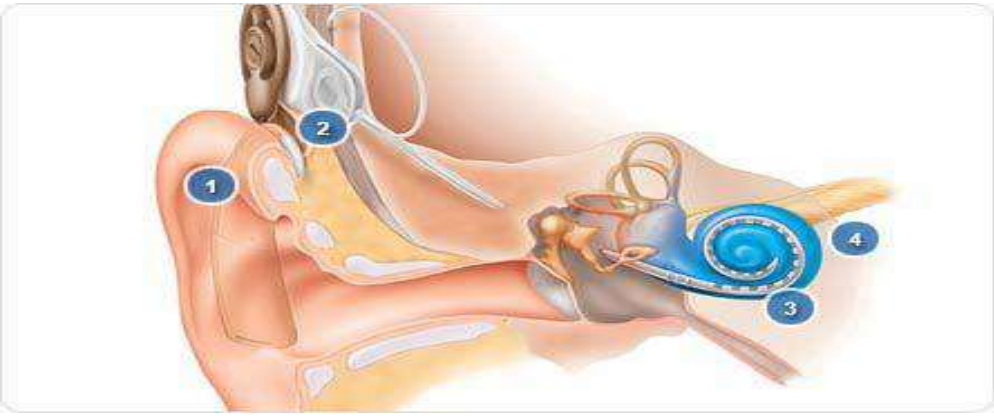


Figure I.12 : Fonctionnement de l'implant cochléaire

I.6.3. Les types d'implant cochléaire [10]

Quelques implants présentement disponibles sur la scène scientifique méritent une attention particulière. Il s'agit des implants de House/3M, Ineraid, Clarion, Nucleus et des deux implants de l'université de Sherbrooke. Une brève description de chacun des implants est présentée ci-après.

I.6.3.1. 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.

I.6.3.2. 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

I.6.3.3. 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 premiére implantation a été effectué en 1991.L'implant,doté de 16 eléctrodes, 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 1µA à 2.5mA. Les stimulations peuvent être bipolaires ou monopolaires.La lageur 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.

I.6.3.4. 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. 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 injectent des courants allant de 30 µA à 2 mA sur 255 divisions. La largeur des impulsions

peut varier de 9.6 µs à 614.4 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.

I.6.3.5. 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 prédiffusé ISO6CMOS de Mitel,il permet d'effecteur des stimulations bipolaires sur n'importe quelles paires des huit électrodes ou une stimulation monopolaire 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.

I.6.3.6. 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 grace à ses 16 canaux.Le microstimulateur,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 monopolaires 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 trandférées 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.

I.6.4. Les algorithmes de stimulation et les analyseurs de paroles [10]

Les premiers analyseurs de paroles sont intimement liés aux premiers algorithmes de stimulation ainsi qu'à leur implant respectif. Leur concept découlait directement des expériences cliniques effectuées ou du degré de compréhension du système auditif. Dès

l'apparition des implants multiélectrodes, des analyseurs de paroles plus complexes ont été conçus pour réaliser des algorithmes de stimulation qui tiennent compte des avantages de ces systèmes. Malgré les progrès effectués sur l'électronique numérique, la majorité des systèmes qu'on retrouve aujourd'hui utilisent encore une approche analogique. Cependant, une évolution s'effectue lentement vers des systèmes partiellement numériques. Jusqu'à présent, la majorité des systèmes sont conçus d'une manière trop spécifique aux algorithmes de stimulation qu'ils utilisent. Il est possible d'observer deux approches principales dans tous les algorithmes utilisés aujourd'hui. Il s'agit des algorithmes basés sur l'extraction des caractéristiques de la parole, et des algorithmes basés sur l'allure temporelle des signaux large bande. Ces deux approches se basent sur différentes caractéristiques de la cochlée

I.6.4.1. L'algorithme de House-Urban

L'algorithme de house-Urban est décrit dans le schéma bloc de la figure 1.13.Dans cet analyseur de parole, le son est tout simplement capté par un microphone, amplifié puis filtré étroitement (200-400Hz). Le signal disponible à la sortie du filtre surmodule 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

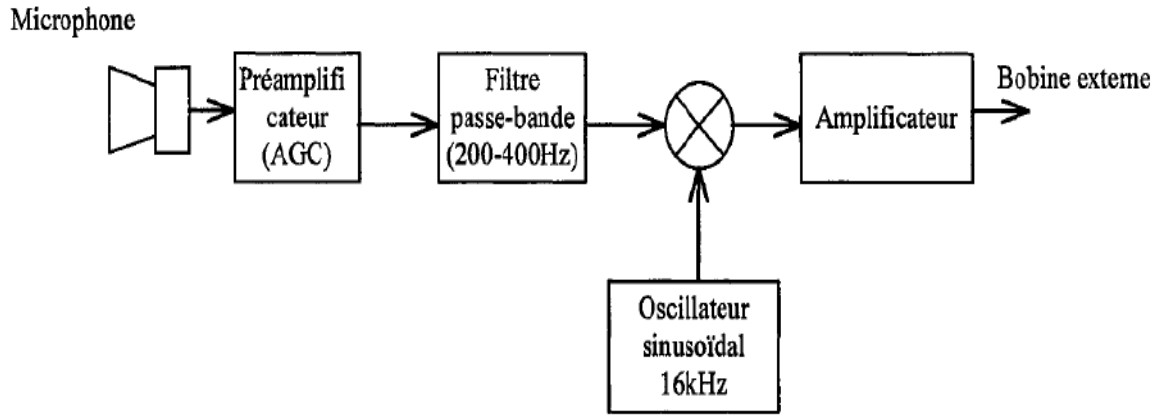


Figure I.13: Schéma de principe de l'analyseur de parole de House-Urban. [10]

I.6.4.2. L'algorithmes « 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 (figure I.14) de l'implant House-Urban et d'utiliser des filtres passe-bande à

différentes fréquences. L'analyseur 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.

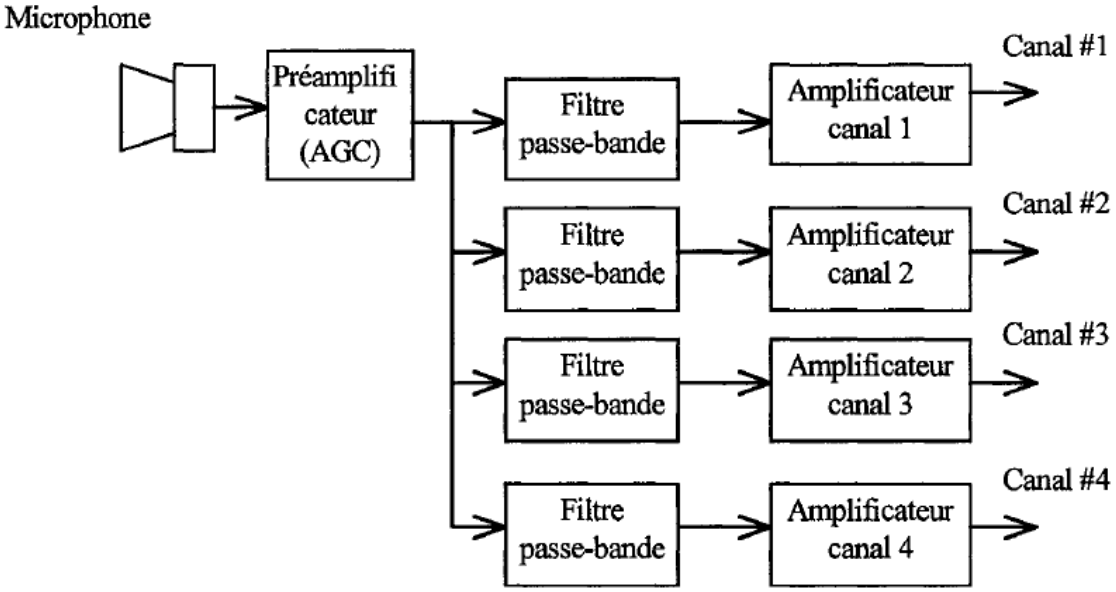


Figure I.14. Schéma de principe de l'analyseur de parole «Compressed Analog». [10]

I.6.4.3. L'algorithmes 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 d de la stratégie CIS est d'éliminer les interférences en générant des stimulations non simultanées sur les canaux tel que démontré sur la figure I.15. Dans cet algorithme, l'enveloppe du signal sera extraite grâce à la transformée de Hilbert au lieu d'utiliser directement le signal d'entrée comme dans le cas de house-Urban et Compressed Analog. Chaque branche comporte un filtre passe-bande qui extrait la partie du signal voulue et d'une fonction non-linéaire destinée à compresser le signal dans la plage dynamique du patient. Les canaux sont modulés par des impulsions non simultanées permettant d'éliminer toutes interférences entre canaux. Des études cliniques ont démontré la supériorité du CIS par rapport au CA.

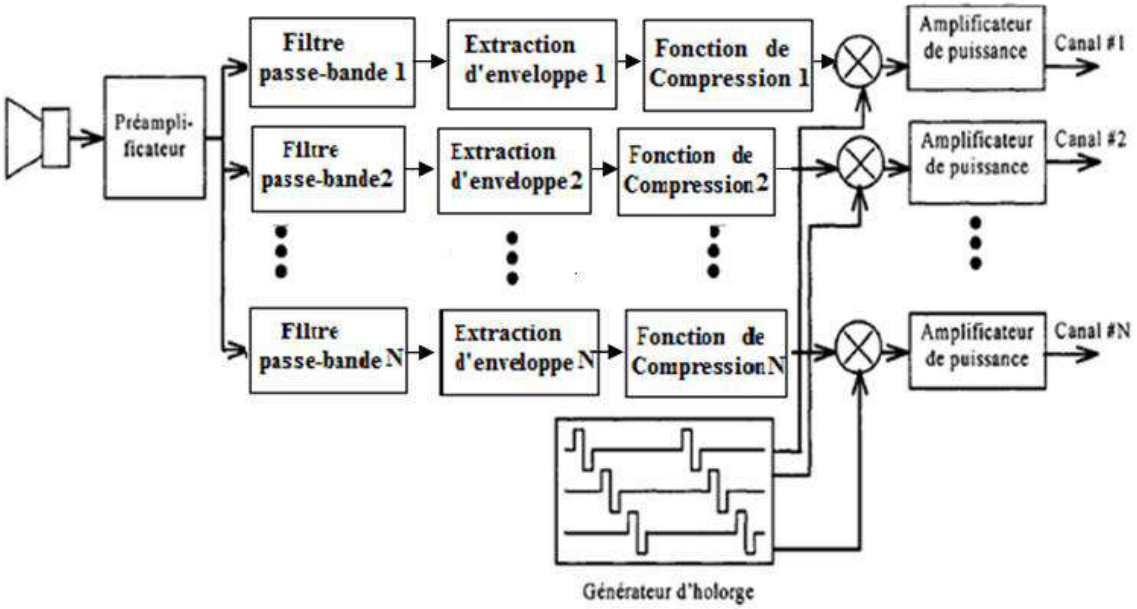


Figure I.15 : Schéma bloc de l'analyseur CIS. [10]

I.6.4.4. Le «Wearable Speech Processor» de Nucleus

Les algorithmes basés sur les caractéristiques de la parole vont chercher à déterminer différents paramètres du signal tel que la fréquence fondamentale (F_0), la fréquence du premier et deuxième formant (F_1 et F_2) ainsi que leurs amplitudes (A_1 et A_2) respectives tel que le démontre la figure 1.16. Le WSP est le premier analyseur conçu pour extraire les caractéristiques fréquentielles de la parole. Cet algorithme utilise un amplificateur à gain contrôlé (AGC) pour compresser dynamiquement le signal sonore. La fréquence fondamentale est extraite par un détecteur d'enveloppe composé d'une redresseuse double alternance suivit d'un filtre Passe-bas à 270Hz. Les premiers et deuxièmes formants sont extraits via des filtres passe-bande et des détecteurs de maximum. Les différents paramètres sont numérisés puis expédiés à l'implant qui s'occupe de stimuler la cochlée. La majeure partie de l'analyseur de parole est analogique

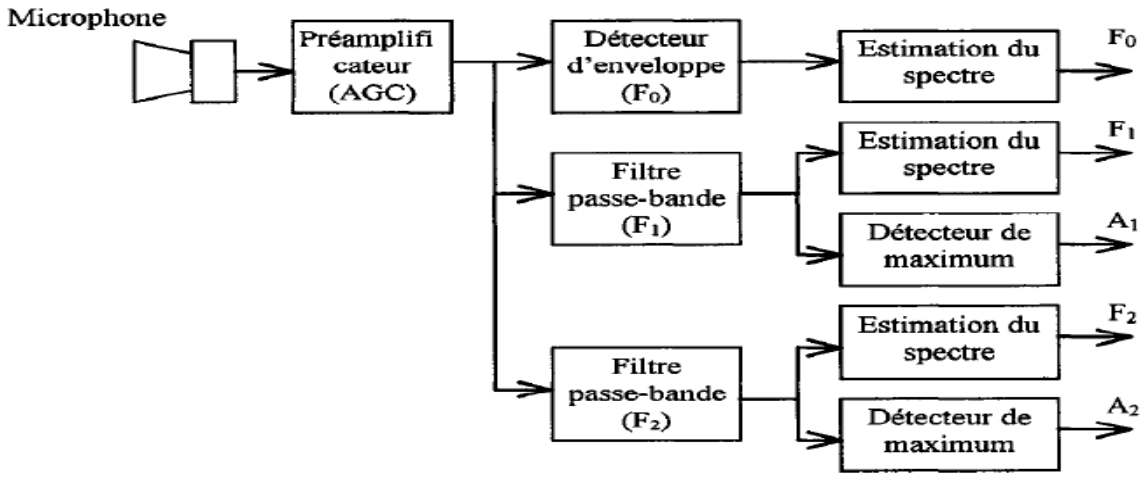


Figure I.16:Algorithme basé sur l'extraction de caractéristiques de la parole. [10]

I.6.4.5. Le « Spectral Maxima Sound Processor»

Cet analyseur de parole de Nucleus, utilisé pour la première fois en 1989, utilise une extension de l'approche précédente, le signal capté par le microphone, est amplifié et compressé avant d'être présenté à une banque de filtre de 16 filtres passe-bande à capacité commutée. Les 16 filtres sont répartis entre les fréquences 250 Hz et 5400 Hz. La sortie des filtres est numérisée sur 8 bits avant d'être traitée par un microprocesseur. Le rôle de ce dernier est de corriger le gain des filtres et de sélectionner les six filtres présentant les plus grandes énergies spectrales qui seront utilisés pour stimuler sur leurs électrodes correspondantes. Les données appropriées sont alors générées et expédiées à l'encodeur avant d'être présentées au transmetteur RF. Les amplitudes sont rafraîchies toutes les quatre millisecondes. Ce taux est limité par la capacité de communication du lien RF

I.6.4.6. Le « Mini Speech Processor»

Le « Mini Speech Processor» (MSP) de Nucleus est une version numérique du WSP. Il est un des premiers analyseurs basés sur un DSP. Le MSP a été utilisé pour simuler numériquement l'algorithme du SMSP. Une transformée de Fourier est effectuée sur le signal sonore et génère 65 amplitudes également espacées de 0 à 6 KHz. Seuls les composantes impaires sont conservées et la première valeur générée par la transformée est éliminée. Des 31 bandes de fréquences restantes, 16 sont utilisés pour déterminer les électrodes qui seront activés. La partie basse du spectre estime huit bandes également espacées en regroupant les données produites par la transformée. La partie haute regroupe huit bandes de façon

logarithmique afin d'être près des bandes de fréquences du SMSP. Sur les 16 bandes, les six ayant les plus hautes amplitudes seront sélectionnées pour effectuer une stimulation sur leurs électrodes correspondantes. Le rafraîchissement des stimulations s'effectue à une fréquence de 400 Hz.

Des essais cliniques ont été effectués pour comparer le SMSP. Le SMSP utilisé choisissait les six filtres ayant l'énergie la plus élevée alors que le MSP utilisait quatre électrodes sélectionnées à chaque impulsion glottale. Dans ce cas, les résultats démontrent que SMSP est meilleure que le MSP.

I.7. Méthode actuelle de réglage de l'implant cochléaire [4]

Quel que soit l'équipe d'implantation et le constructeur de l'implant, l'opération chirurgicale est suivie du branchement du processeur de l'IC avec les électrodes, de rééducation auditive et de réglages de l'IC. Pour réaliser ces différentes phases, le processeur de l'IC est connecté au PC du praticien qui les modifie. La méthode de réglage est détaillée dans cette section.

I.7.1 Branchement de l'IC

Lors du branchement de l'IC, le praticien connecte pour la première fois le processeur externe avec la partie interne de l'IC qui permet de stimuler les électrodes introduites dans la cochlée. La présence ou l'absence de sons est perçue mais le patient entend généralement une bouillie auditive dans laquelle il ne discerne pas grand-chose. Il est important de l'avoir mis en garde au préalable de ce désagrément pour qu'il ne soit pas trop surpris et déçu. Le praticien profite souvent de cette séance pour donner au patient des précisions sur le fonctionnement de l'IC. Lors de cette première séance, le praticien procède au test psychophysique. Compte tenu de l'efficacité et de la technologie des nouveaux implants, cette première séance peut s'achever par un premier essai d'écoute de la parole, pour lequel les résultats sont extrêmement variables (et ne prédisent aucunement de la rapidité future de la rééducation). La séance du branchement de l'IC a une importance primordiale, le patient l'attend avec impatience car il va découvrir le monde sonore environnant. Il y a une attente énorme de la part du patient. L'équipe médicale doit être très présente pour l'accompagner et partager ses émotions. Le premier branchement est suivi d'un nombre variables de séances de rééducation.

I.7.2 Test psychophysique

Quel que 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 Comfortable 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.

I.7.3 Rééducation

Les résultats de l'implant cochléaire nécessitent une rééducation auditive de durée et de difficulté variable en fonction de l'étiologie de la surdité de chaque patient. C'est l'étape pour laquelle la diversité des cas de figure est la plus grande. En effet, si l'opération et le branchement se passent peu ou prou de la même façon quel que soit le profil du patient, la rééducation auditive peut, elle, s'étaler de deux semaines (pour certains cas de réussite rapide qui sont souvent pour des devenus sourds opérés rapidement) à plusieurs années dans le cas de surdités totales pré-linguales de l'enfant. La rééducation va consister en exercices plus ou moins complets visant à améliorer au jour le jour la rééducation par l'écoute de phonèmes, de mots, de phrases . . . La rééducation orthophonique peut se dérouler au centre d'implantation ou chez un orthophoniste en libéral près du domicile du patient. Le nombre de séances est fonction du patient.

Quinze séances suffiront à des patients tandis que pour d'autres la rééducation sera poursuivie bien au-delà soit parce qu'ils ont des difficultés particulières soit parce qu'ils ont une demande très précise : travailler avec le téléphone ou dans le bruit, par exemple. La durée des séances est en général de quarante-cinq minutes. Le rythme des séances est déterminé notamment par les possibilités matérielles de l'implanté : s'il en a la possibilité, une séance quotidienne les premières semaines est évidemment l'idéal. Celles-ci peuvent s'espacer au fur et à mesure de l'obtention d'une qualité d'écoute satisfaisante. Le contenu de cette rééducation n'est pas standardisé mais au contraire, adapté à chaque cas en fonction des progrès réalisés, de la satisfaction du patient avec ses réglages actuels. Les séances de rééducation comportent des entraînements auditifs qui vont permettre de restaurer les habiletés auditives en favorisant l'attention et les capacités perceptives du patient. Pour cela, des exercices d'identification et de reconnaissance de phrases interrogatives et impératives sont proposés au patient. Des exercices de discrimination et d'identification de mots permettent d'améliorer la netteté phonétique. D'autres permettent au patient de distinguer la parole parmi les bruits de

l'environnement. L'aspect rythmique est appréhendé à l'aide d'exercices sur les phénomènes prosodiques. La compréhension est abordée dans des situations réelles de communication. Le patient devra travailler dans des environnements bruyants multi locuteurs. L'orthophoniste proposera également de travailler la compréhension au téléphone. Les séances de rééducation et de réglages peuvent se dérouler en parallèle dès lors qu'un réglage suffisamment satisfaisant est obtenu pour démarrer le travail.

I.7.4 Réglage de l'IC

L'objectif des réglages est d'optimiser l'information délivrée par l'implant par rapport aux capacités électro physiologiques des voies auditives du patient dans le but d'améliorer la communication. Il s'agit de privilégier les éléments pertinents contenus dans la parole de manière à permettre une meilleure reconnaissance de celle-ci.

I.7.4.1 Conditions de réglage

Le patient doit se rendre au centre d'implantation. La séance de réglage se déroule dans une pièce calme. Une séance dure généralement entre 60 et 90 minutes, elle dépend beaucoup du temps durant lequel le patient est capable de collaborer. Plusieurs séances de réglages (une dizaine) sont nécessaires dans les premiers mois qui suivent l'opération puis s'espacent au fil du temps, en fonction de l'évolution des progrès du patient. A l'issue de la première année, le nombre moyen de réglage est de six par an. Un suivi est assuré pendant plusieurs années entre le patient et l'équipe hospitalière. Les réglages sont effectués par un praticien secondé parfois de l'orthophoniste de l'hôpital. Le praticien connecte l'IC du patient sur son ordinateur équipé du logiciel de réglage spécifique au constructeur de l'IC. Quel que soit le centre d'implantation et le constructeur de l'implant, la méthode mise en œuvre pour le réglage est toujours basée sur le conditionnement perception-action. C'est à dire qu'en fonction des sensations auditives du patient, le praticien ajuste les paramètres de réglage.

I.7.4.2. Paramètres

Aucune procédure de réglage n'est établie. Le praticien procède par essai-correction en fonctions des sensations auditives du patient et de sa capacité à coopérer. Quelques conseils sont formulés par le constructeur de l'implant :

- Déterminer les seuils C et T.
- Equilibrer les C et T de telle sorte que la sonie soit identique à 30 et à 70% de la dynamique.

- Abaisser les C de la première et dernière électrode activées.
- Effectuer la répartition fréquentielle.
- Régler les gains.
- Ajuster le nombre d'électrodes stimulées simultanément.
- Ajuster le volume.
- Ajuster la fréquence de stimulation.
- Activer ou désactiver une électrode.

A l'issue d'une séance de réglage, le praticien enregistre dans le processeur de l'IC le réglage ayant obtenu les meilleures sensations auditives du patient. Il conserve en mémoire l'ancien réglage (celui déjà testé par le patient). Un seul nouveau réglage est donc proposé au patient à l'issue d'une séance d'une heure et demie environ.

I.8. Conclusion

L'oreille interne comporte la cochlée : un tube creux enroulé sur lui-même. Le nerf cochléaire s'insère en ramification dans ce tube. A l'origine de cette insertion se trouve un élément fondamental: l'organe de Corti. C'est lui qui permet la transduction du message sonore, et aussi le codage de ce message. En effet, l'organe de Corti, situé tout le long de la cochlée, a une activité spécifique en fonction de la fréquence qui est détectée. Les fréquences aigues étant prises en charge par les organes à la base de la cochlée, et les graves au sommet de la cochlée. Une implantation cochléaire est prévue pour des surdités totales, profondes, voire sévères, à la condition qu'une certaine population de fibres nerveuses subsiste encore.

Depuis son invention, l'implant cochléaire a subi d'énormes améliorations. Les implants extracochléaires sont plutôt utilisés dans les cas de malformation anatomique comme une ossification de la cochlée ou l'imperméabilité de la cochlée à la pénétration d'une électrode. Pour les malentendants gardant une faible audition naturelle intacte, ce sont des implants intra-cochléaires multi-électrodes, qui permettent l'utilisation d'un courant plus faible et la possibilité d'avoir des informations plus complètes. Les implants multi-canaux essaient de reproduire la physiologie cochléaire en répartissant tonotopiquement l'analyse fréquentielle du message sonore le long de la cochlée : un son d'une fréquence donnée stimule une zone précise dans la cochlée, donc certains neurones du nerf auditif, ce qui permet la différentiation des fréquences du son par le patient. L'implant cochléaire est formé de deux parties : une

partie implantée et une partie externe. La partie implantée est formée d'électrodes qui sont reliées par une gaine et sont insérées dans la cochlée, et un récepteur situé sous le cuir chevelu. La partie externe comprend un microphone et un processeur de traitement porté à la taille ou sur l'oreille. Le message est envoyé via l'antenne à la partie interne pour être appliqué au nerf auditif. Les stratégies de codage sont les techniques utilisées par le processeur vocal pour convertir les aspects fréquentiels, temporels et intensité du son en signaux que l´implant transmet au nerf auditif.

Chapitre II :

Traitement de la parole et banc de filtre

II.1. Introduction

Ce chapitre présente le banc de filtre RIF (filtre à réponse impulsionnelle finie) utilisé dans cette étude ainsi la notion de filtre auditif. Dans sa deuxième partie, nous présentons les notions principales du traitement de la parole qui est une discipline technologique dont l'objectif est la captation, la transmission, l'identification et la synthèse de la parole.

II.2. Les filtres auditifs [6]

Lorsqu'on cherche à caractériser les lois psycho acoustiques pour des sons complexes, les observations montrent qu'il est alors pertinent de considérer que le système auditif réalise une analyse fréquentielle du signal à l'aide d'une série de filtres passe-bandes. Ces filtres, appelés filtres auditifs, se recouvrent continûment tout le long de la plage des fréquences audibles.

Afin de faire le lien avec la physiologie de l'oreille interne, on peut considérer que chaque région de la membrane basilaire est sensible à une certaine plage de fréquences et peut être ainsi assimilée à un filtre passe-bande.

Ce phénomène est particulièrement mis en évidence dans les expériences de masquage et de perception d'intensité. Lorsque le système auditif tente de détecter un signal, on suppose qu'il utilise la sortie d'un filtre auditif dont la fréquence centrale est proche de celle du signal. Seul le bruit à l'intérieur de la bande passante détermine si le signal est détectable ou non. En réalité, plusieurs expériences ont montré que le système auditif utilise le filtre auditif dans lequel le rapport signal à bruit est le plus élevé.

II.3. Les caractéristiques du filtre auditif [11]

La perception du son commence par la conversion d'un champ de pression acoustique en impulsions neuronales grâce aux cellules ciliées disposées le long de la membrane basilaire.

Dans une expérience de détection d'un son pur plongé dans un bruit large bande (par exemple un bruit blanc), seule une petite bande spectrale centrée sur le son pur gène ou masque sa perception. La largeur de cette bande "masquant" définit la bande critique de la fréquence du son.

II.3.1. Bandes Critiques

La théorie des bandes critiques est née de la découverte du phénomène problématique entre seuil d'audition d'un son pur et son complexe. Elle vient de l'idée que notre oreille intègre les sons par tranches de fréquences appelées sous-bandes. Nous avons en effet pu constater que pour entendre le son au voisinage, il fallait fournir beaucoup plus de niveau par rapport au seuil d'audition. Le phénomène observé n'est pas linéaire: selon la fréquence mise en cause, la largeur de ces bandes critiques varie.

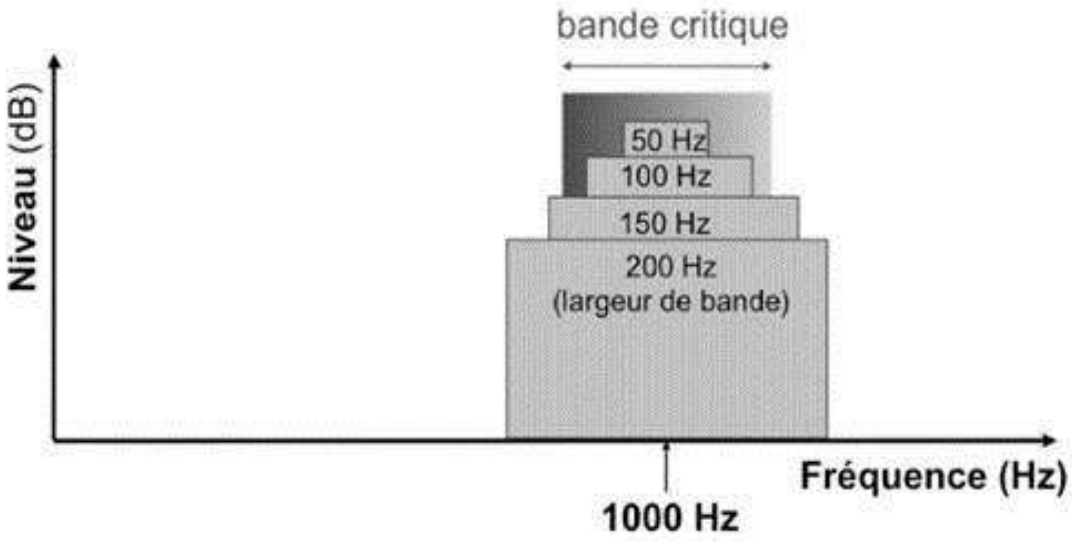


Figure II.1: Définition de la bande critique de la fréquence du son. [11]

Cette bande donne ainsi toute la gamme des fréquences des sons risquant d'interférer avec le son pur s'ils sont présentés simultanément à celui-ci.

Le fonctionnement de la cochlée pourrait être ainsi modélisé par une juxtaposition de bandes critiques.

Ces bandes couvrent la gamme fréquentielle allant de 125 Hz à 4000 Hz

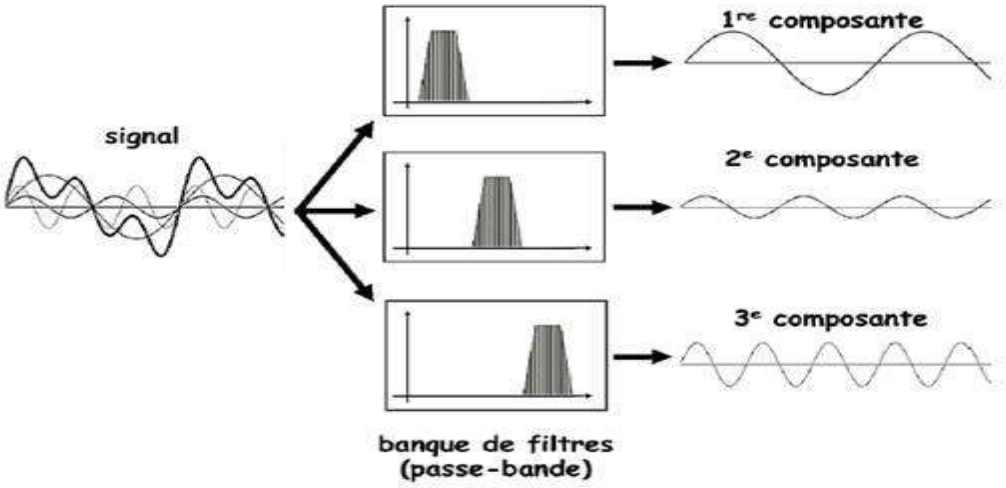


Figure II.2:Décomposition du son par un Banc de filtres. [11]

L'idée de la modélisation est donc de considérer la membrane basilaire et les cellules ciliées comme un banc de filtres passe-bande, appelés filtres auditifs.

II.3.2. Largeur des bandes critiques

Historiquement, les filtres auditifs ont été caractérisés en premier lieu par leur largeur de bande, sous l'hypothèse qu'ils pouvaient être modélisés par des filtres passe-bande idéaux (Un filtre passe-bande est un filtre ne laissant passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse et une fréquence de coupure haute du filtre),c'est-à-dire rectangulaires.

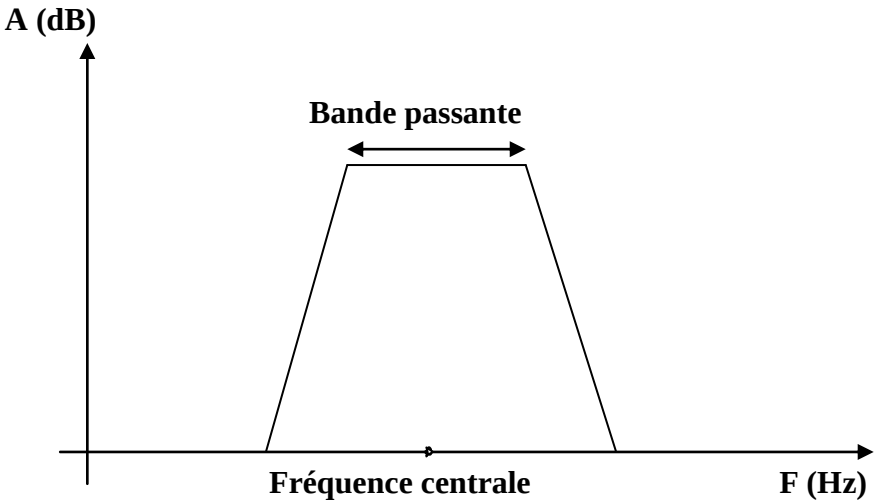


Figure II.3: Caractérisation d'un filtre passe-bande.

La largeur d'un filtre est appelée Bande Critique. Nous la citons en exemple, ici, car elle est très populaire et a été utilisée dans de nombreuses applications de traitement du signal faisant appel à des notions de psycho acoustique. Les bandes critiques ont une largeur constante de 100Hz pour des fréquences centrales jusqu'à environ 500Hz.

Au-dessus de 500Hz, la largeur des bandes critiques augmente avec la fréquence jusqu'à une largeur de 4000Hz pour une fréquence centrale de 3400Hz. La valeur des bandes critiques BWc peut être calculée en fonction de la fréquence centrale fc en Hz grâce à la formule suivante :

$$\boldsymbol{BW_c = 25 + 75[1 + 1.4(fc/1000)^2]^{0.69} Hz} \qquad \textbf{(II.1)}$$

Les valeurs de bandes critiques sont définies en tout point de la membrane basilaire, cependant dans la pratique, notamment afin de définir un banc de filtres, il est souvent plus commode de considérer un nombre discret de filtres auditifs. A cet effet, le tableau II.1 indique un découpage normalisé de l'échelle des fréquences en 16 bandes adjacentes.

Ceci constitue alors une nouvelle échelle de fréquences dite échelle Bark. Les barks se divisent en 16 bandes critiques comprises entre100 et 4000 Hz.

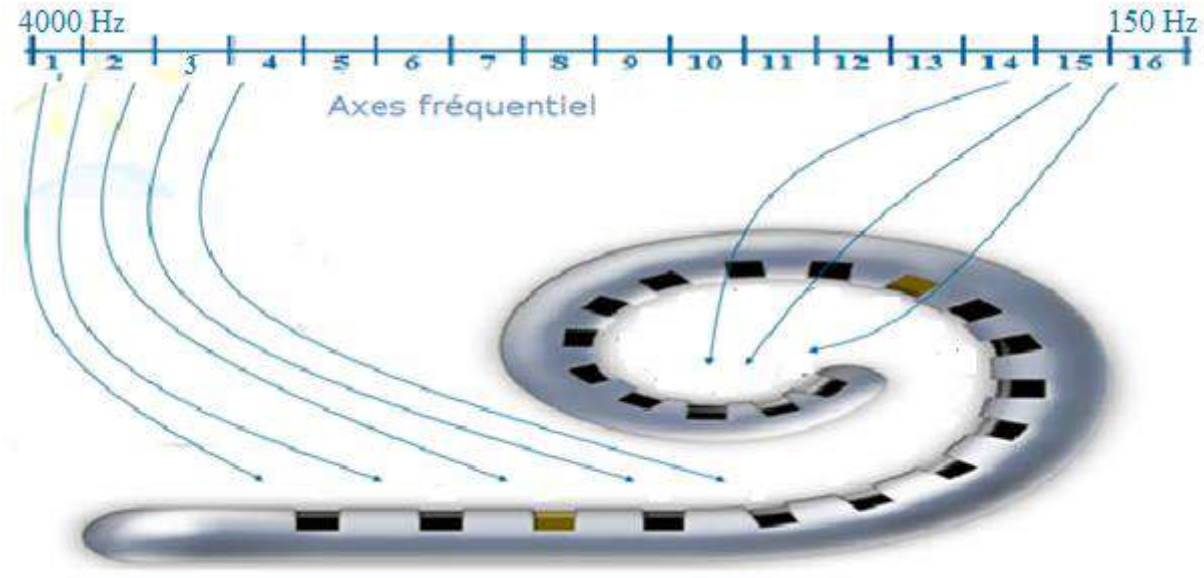


Figure II.4 : Décomposition en bandes fréquentielles.

On obtient ainsi une échelle de fréquence cohérente avec la résolution fréquentielle du système auditif.

Nbr de bande	Fréquence Central(Hz)	BWc (Hz)
1	150	100
2	250	100
3	350	100
4	450	110
5	570	120
6	700	140
7	840	150
8	1000	160
9	1170	190
10	1370	210
11	1600	240
12	1850	280
13	2150	320
14	2500	380
15	2900	450
16	3400	550

Tableau II.1:Normalisation de l'échelle des Barks et découpage en 16 bandes critiques.

II.4. Les types de filtres numériques [12]

Notre approche dans cette étude va se baser sur des filtres passe bande répartie sur le spectre audible considéré. La sortie de chaque filtre permet le calcul de l'énergie qui sera codée à la partie interne, la stimulatrice cochléaire. Dans ce paragraphe, il serait utile de présenter les procédures théoriques de réalisation des filtres ainsi utilisés dans notre application.

II.4.1. Réalisation de filtres 'RIF'

Les filtres à réponse impulsionnelle finie 'RIF' sont définis par une convolution avec une séquence de durée finie h(n) représentant la réponse impulsionnelle du filtre :

$$y(n) = \sum_{m=0}^{N} x(n-m).h(m) \qquad \textbf{(II.2)}$$

La structure directe du filtre est donnée par la figure suivante :

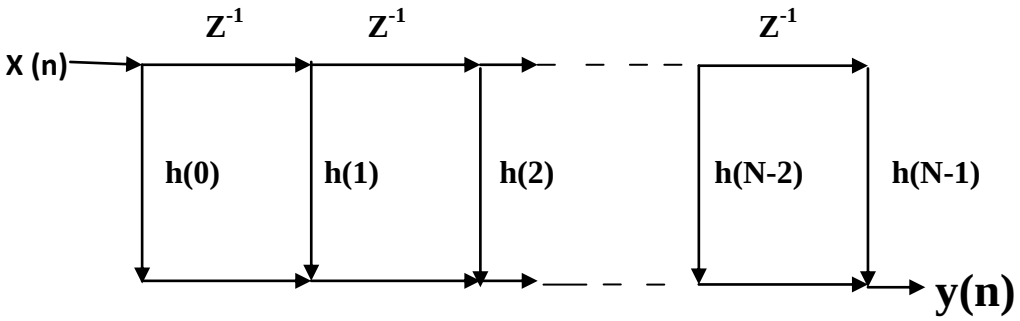


Figure II.5: Forme directe de réalisation d'un filtre RIF.

Pour implémenter les filtres RIF, il existe différentes méthodes de synthèse telles que la méthode de la fenêtre.

II.4.2. Réalisation de filtres 'RII'

Les filtres à réponse impulsionnelle infinie fournissent une sortie y(n) dépendante des sorties antérieurs y (n-i). De ce fait, de tel filtre est récursif, à stabilité difficile vue que les erreurs de calcul de la sortie vont être Accumulées, mais par contre plus performants en terme de sélectivité :

$$y(n) = \sum_{r=1}^{M} a_r \,.\, y(n-r) + \sum_{k=0}^{N} b_k \,.\, x(n-k) \qquad \textbf{(II.3)}$$

Où a_k et b_k représentent les coefficients du filtre. En général le numérateur et le dénominateur ont le même degré M=N. La structure directe des filtres RII est donnée par la figure suivante :

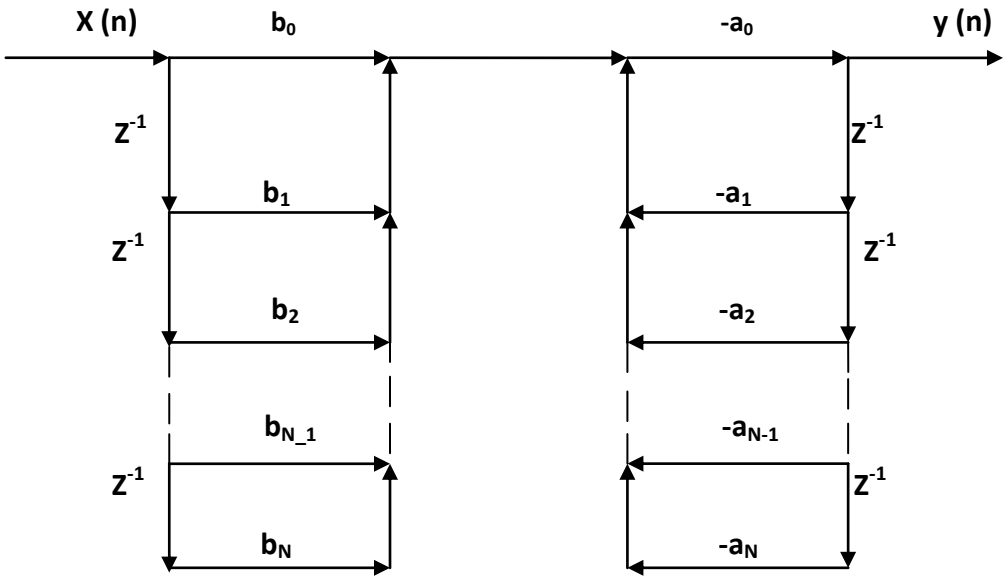


Figure II.6: Forme direct d'un filtre RII.

Une méthode directe pour calculer les coefficients d'un filtre RII consiste à faire appel à une fonction modèle, qui est une fonction réelle définie sur l'axe des fréquences. Cette fonction modèle est connue par ses propriétés de sélectivité : Butterworth, Tchebychev et les fonctions elliptiques.

II.4.3. Comparaisons entre RIF et RII

Critère	RIF	RII
Maîtrise de la phase	Oui	Non
Complexité	Très faible Calcul possible par TFD	Faible
Stabilité	Toujours	Risque de problème en cas de précision de calcul insuffisante
Nombre de coefficients nécessaires	Moyen	Faible
Précision nécessaire pour les calculs	Moyenne	Assez grande

Tableau II.2: comparaisons entre RIF et RII.

II.5. Synthèse des filtres non récursifs RIF [13]

En règle générale, on procède en quatre étapes :

1. résolution du problème d'approximation pour déterminer les coefficients du filtre qui satisfait un gabarit en fréquence donné.
2. choix d'une structure et quantification des coefficients du filtre en un nombre fini de bits.
3. quantification des variables du filtre, c'est-à-dire choix d'une longueur de mots pour :
    - l'entrée.
    - la sortie.
    - les mémoires intermédiaires.
4. vérification par simulation que le filtre final satisfait au gabarit.

Nous nous intéressons ici à la première étape. L'étape 4 n'est nécessaire que si les étapes 2 et 3 sont mises en œuvre, or le choix d'une structure de réalisation et les problèmes de quantifications ne sont pas indépendants de l'architecture du calculateur utilisé pour la réalisation pratique. De plus, il faudrait tenir compte de la notion d'efficacité de calcul (algorithmique rapide) et de manière paradoxale, ce n'est pas toujours l'algorithme qui

nécessite le moins d'opérations qui s'avère le plus efficace pour une architecture donnée. L'ensemble de ses problèmes que l'on peut réunir sous la notion d'adéquation architecture algorithme ne possède pas de réponse unique et leur étude pourrait faire l'objet d'un développement plus complet.

II.5.1. Les avantages d'un filtre RIF

Les avantages des filtres RIF, on peut citer :

- la possibilité de réaliser des filtres à phase linéaire.
- la possibilité d'obtenir un bruit de calcul assez faible.

II.5.2. Les inconvénients d'un filtre RIF

Parmi les inconvénients, il y a :

- la nécessité d'un ordre assez élevé pour obtenir des filtres à coupure raide.
- pour les filtres à phase linéaire, un temps de propagation de groupe n'est pas forcément un nombre entier d'échantillons.

II.6. Caractéristiques des filtres RIF

Les méthodes de synthèse considérées ici permettent de satisfaire des contraintes de réponses en amplitudes, sachant que par raison de symétrie de la réponse impulsionnelle, la phase résultante sera linéaire en fréquence.

On définit un gabarit de réponse en amplitude de la façon suivante (figure II.7) :

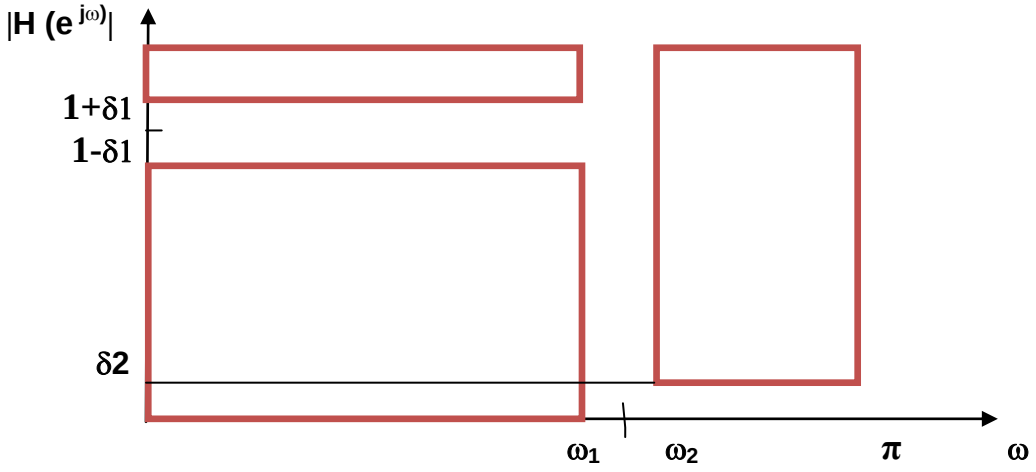


Figure II.7: Définition du gabarit.

- $\Delta\omega = \omega_2 - \omega_1$ bande de transition
- $R_c = \frac{\omega 1+\omega 2}{\Delta\omega}$ raideur de coupure
- δ_1 : ondulation tolérée en bande passante
- δ_2 : ondulation tolérée en bande affaiblie.

L'amplitude des ondulations est aussi définie en décibels :

- en bande passante $A_p = 20\ \log\left(\frac{1+\delta 1}{1-\delta 1}\right)$
- en bande atténuée $A_a = -20\log(\delta_2)$

Tout filtre dont la réponse en amplitude se situe dans le gabarit ainsi défini satisfait les contraintes spécifiées. Pour des raisons de facilité de réalisation et de réduction en coût de calcul, le meilleur filtre sera celui d'ordre minimum.

II.6.1. Méthode de la fenêtre

Initialement, cette méthode est une minimisation au sens des moindres carrés dont le principe repose sur le fait que la meilleure approximation d'une série de Fourier par une série finie est la série de Fourier tronquée. En effet, la réponse en fréquence d'un filtre numérique est périodique de période 1 (fréquence d'échantillonnage normalisée). Il est alors facile de l'exprimer sous forme de série de Fourier, série dont les coefficients h_n sont ceux de la réponse impulsionnelle. Soit H_d (e^{jw}) la réponse en fréquence idéale :

$$H_d(e^{jw}) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h_d(n)e^{-jwn} = \begin{cases} 1, |w| < w_c \\ 0, w_c < w < \pi \end{cases} \qquad \textbf{(II.4)}$$

Les h_d (n) s'en déduisent par :

$$h_d(n) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\pi}^{\pi} H_d(e^{jw})e^{jwn}dw = \int_{-1/2}^{1/2} H_d(e^{j2\pi f})e^{j2\pi fn}df \qquad \textbf{(II.5)}$$

Cette méthode s'étend simplement aux quatre types de filtres à phase linéaire : rectangulaire, Hamming Hanning et blackmann et kaiser.

II.6.2. Algorithme de conception de filtre en utilisant la fenêtre kaiser [13]

Dans notre travail nous avons utilisées la fenêtre de Kaiser qu'a mis au point une méthode empirique permettant de déterminer le nombre N de coefficients afin de satisfaire les contraintes du gabarit.

La fenêtre de Kaiser est définie par :

$$w_k(n) = \begin{cases} \dfrac{I_0\left(a\left[1-\left(\frac{2n}{M}\right)^2\right]^{\frac{1}{2}}\right)}{I_0(a)} & , \quad |\mathrm{n}| \leq \mathrm{M} \\ 0 & , \quad |n| > M \end{cases} \qquad \textbf{(II.6)}$$

L'intérêt de cette fenêtre est que l'on peut faire varier le taux d'ondulation de façon continue entre celui obtenu par la fenêtre de Blackmann et celui de la fenêtre rectangulaire, cela en faisant varier β. L'élargissement de la bande de transition dû à la variation croissante de β peut être compensé par un accroissement de l'ordre du filtre, on a ainsi une grande souplesse pour déterminer la fonction de transfert d'un filtre. Kaiser a développé une méthode empirique permettant de déterminer l'ordre du filtre et la valeur de β pour un gabarit donné.
Soit le gabarit défini par la figure (II.7)

On choisira ici $\delta_1=\delta_2=\delta$, ce qui, en décibels, permet de définir le taux d'ondulation en bande passante $A_p = 20 \log\left(\frac{1+\delta}{1-\delta}\right)$ et l'atténuation minimum en bande atténuée $A_a = -20 \log \delta$.

La bande de transition est : $\Delta\omega = \omega_2 - \omega_1$.

Supposons que l'on veuille déterminer un filtre dont les spécifications sont :

- ondulation en bande passante :A'_p
- atténuation minimum : A'_a
- bande de transition : $\Delta'\omega$

La procédure à suivre est :

- détermination de la série h_n à l'aide de la série de Fourier de la fonction :

$$H\left(e^{jw}\right) = \begin{cases} 1 & pour\ |\omega| \leq \omega_c \\ 0 & pour\ |\omega| > \omega_c \end{cases} \qquad \textbf{(II.7)}$$

Où ω_c est la moyenne arithmétique de ω_1 et ω_2 : $\omega_c = (\omega_1 + \omega_2)/2$.

- choix de δ tel que :$A_p \leq A'_p\ et\ A_a \geq A'_a$ On peut prendre $\delta = \min(\delta 1, \delta 2)\ ou$:

$$\delta 1 = \frac{10^{0.05A'_p}-1}{10^{0.05A'_p}+1} \qquad \textbf{(II.8)}$$

$$\delta 2 = 10^{-0.05}A'_a \qquad \textbf{(II.9)}$$

- calcul de A_a
- choix de β tel que :

$$\beta = \begin{cases} 0 & pour \quad A_a \leq 21 \\ 0.5842(A_a - 1)^{0.4} + 0.0.78(A_a - 21) & pour \ 21 < A_a \leq 50 \\ 0.1102 & pour \quad A_a > 50 \end{cases} \qquad \textbf{(II.10)}$$

- détermination de l'ordre impair le plus petit N = 2M + 1 tel que :

$$N \geq \frac{\omega_\theta D}{\Delta\omega} + 1 \qquad \textbf{(II.11)}$$

Ou : $$D = \begin{cases} 0.92 & pour \quad A_a \leq 21 \\ \frac{A_a - 7.95}{14.36} & pour \quad A_a > 21 \end{cases} \qquad \textbf{(II.12)}$$

Nous disposons alors de tous les éléments pour évaluer ω_K (n) et donc les coefficients h_n

Pour obtenir un filtre passe-bande ou coupe-bande, la procédure est le même, seule change la définition de la bande de transition. Dans ce cas, il existe deux bandes de transition qui peuvent être de largeurs différentes. On choisit la plus étroite pour bande de transition :

$$\Delta\omega = \min\left[(\omega_{1,1} - \omega_{2,1}), (\omega_{2,2} - \omega_{1,2})\right] \qquad \textbf{(II.13)}$$

D'où $H(e^{j\omega})$ vaut :

$$H(e^{j\omega}) = \begin{cases} 0 & pour \quad 0 \leq |\omega| < \omega_{c1} \\ 1 & pour \quad \omega_{c1} \leq |\omega| < \omega_{c2} \\ 0 & pour \quad \omega_{c2} \leq |\omega| < \pi \end{cases} \qquad \textbf{(2.14)}$$

Avec ω_{c1} et ω_{c2} sont définies par

$$\omega_{c1} = \omega_{1,1} - \frac{\Delta\omega}{2} \qquad \textbf{(II.15)}$$

$$\omega_{c2} = \omega_{1,2} + \frac{\Delta\omega}{2} \qquad \textbf{(II.16)}$$

Avec cette définition, le filtre résultant aura deux bandes identiques.

II.7. Le traitement de la parole

Le traitement de la parole est aujourd'hui une composante fondamentale des sciences de l'ingénieur. Située au croisement du traitement du signal numérique et du traitement du langage (c'est-à-dire du traitement de données symboliques), cette discipline scientifique a connu depuis les années 60 une expansion fulgurante, liée au développement des moyens et des techniques de télécommunications.

L'importance particulière du traitement de la parole dans ce cadre plus général s'explique par la position privilégiée de la parole comme vecteur d'information dans notre société humaine.

II.7.1. Caractérisation d'un son de parole

Les signaux naturels comme la parole sont des sons complexes contenant de nombreuses composantes fréquentielles présentes simultanément. L'enveloppe de leur onde de pression peut également être très variable.

L'information portée par le signal de parole peut être analysée de multiples façons. On en distingue généralement plusieurs niveaux de description non exclusifs : acoustique, phonétique, phonologique, morphologique, syntaxique, sémantique et pragmatique.

II.7.1.1. Le niveau acoustique [14]

La parole apparaît physiquement comme une variation de la pression de l'air causée et émise par le système articulatoire. La phonétique acoustique étudie ce signal en le transformant dans un premier temps en signal électrique grâce au transducteur approprié :

Le microphone. De nos jours, le signal électrique résultant est le plus souvent numérisé. Il peut alors être soumis à un ensemble de traitements visant à mettre en évidence les traits acoustiques : sa fréquence fondamentale (F0), son énergie et son spectre. Chaque trait acoustique est lui-même intimement lié à une grandeur perceptuelle : sensation de hauteur, intensité et timbre.

❖ **La structure fréquentielle de la parole**

- La fréquence fondamentale est un composant de basse fréquence de la parole, résultant de la vibration des cordes vocales, permettant la perception de la hauteur tonale de la voix d'un individu. Elle s'étend approximativement de 70 à 250 Hz chez les hommes, de 150 à 400 Hz chez les femmes, et de 200 à 600 Hz chez les enfants.
- La structure harmonique est un phénomène acoustique dont les composants (les harmoniques) sont des multiples de la fréquence fondamentale. Les harmoniques, sont caractérisés par une fréquence ou hauteur (exprimée en hertz, Hz) et une amplitude ou intensité (exprimée en décibels, dB). L'interaction entre la fréquence de vibration des cordes vocales et les résonnances du tractus vocal d'un individu, privilégie certains harmoniques, proches de la fréquence de résonnance du tractus vocal : les formants. Les deux premiers formants (F1 et F2), jouant un rôle important dans la perception auditive des voyelles

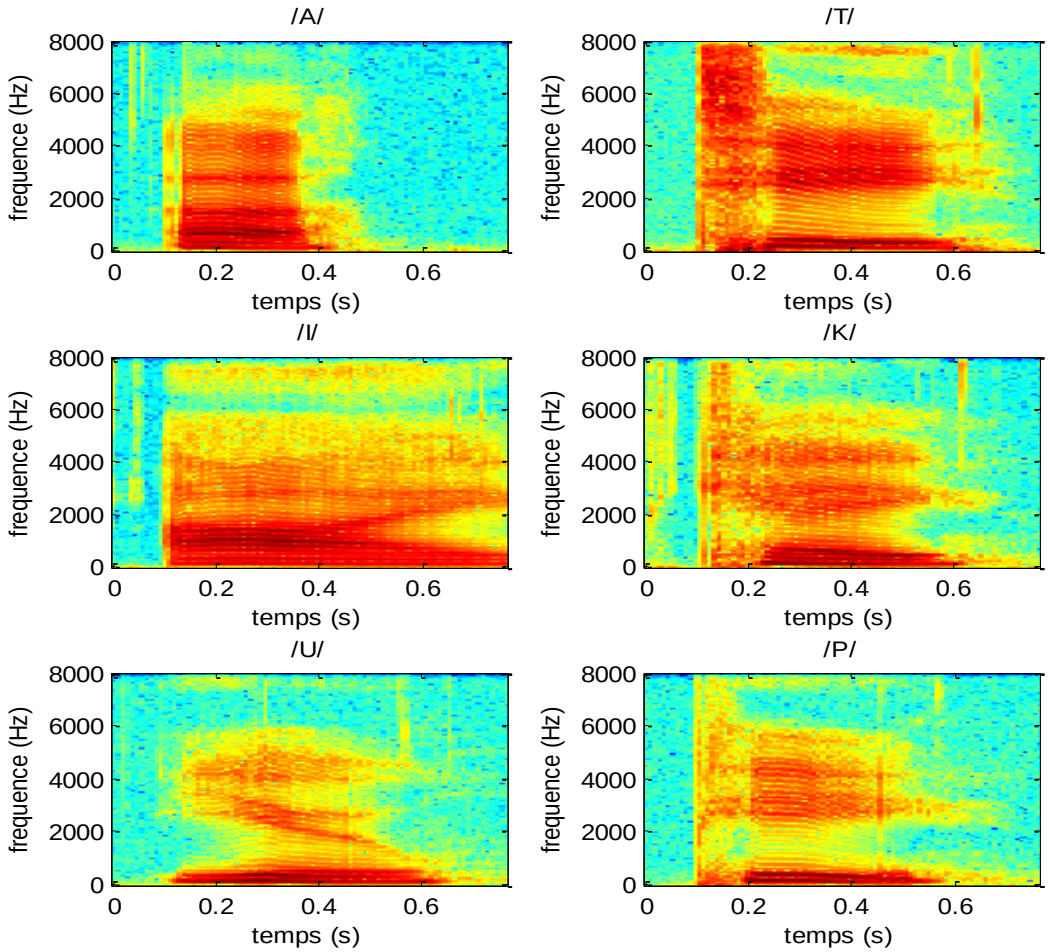


Figure II.8: Spectrogrammes des voyelles et les consonnes.

Les bandes rouges fine correspondent aux harmoniques, tandis que les bandes rouges épaisses correspondent aux formants.

- La structure temporelle de la parole : Les caractéristiques acoustiques temporelles jouent un rôle important dans la perception de la parole Elles interviennent en complément des informations fréquentielles (fréquence fondamentale et formants). On peut distinguer trois types d'information temporelle en fonction de la gamme de fréquence considérée :

  - L'enveloppe temporelle qui véhicule les informations relatives au rythme global de la phrase, la délimitation des syllabes et concerne les variations temporelles de moins de 50 Hz (> 20 ms).

  - La périodicité, qui reflète la prosodie (intonation de la voix), ainsi que le voisement (genre du locuteur, hauteur de la voix), et se situe entre 50 et 500 Hz.

-Enfin, la structure fine temporelle, qui se situe au-delà de 500 Hz (durées < 2ms), et permet la perception, par exemple, des transitions formantiques.

II.7.1.2. Le niveau phonétique [14]

Au contraire des acousticiens, ce n'est pas tant le signal qui intéresse les phonéticiens que la façon dont il est produit par le système articulatoire, présenté à la figure II.9, et perçu par le système auditif.

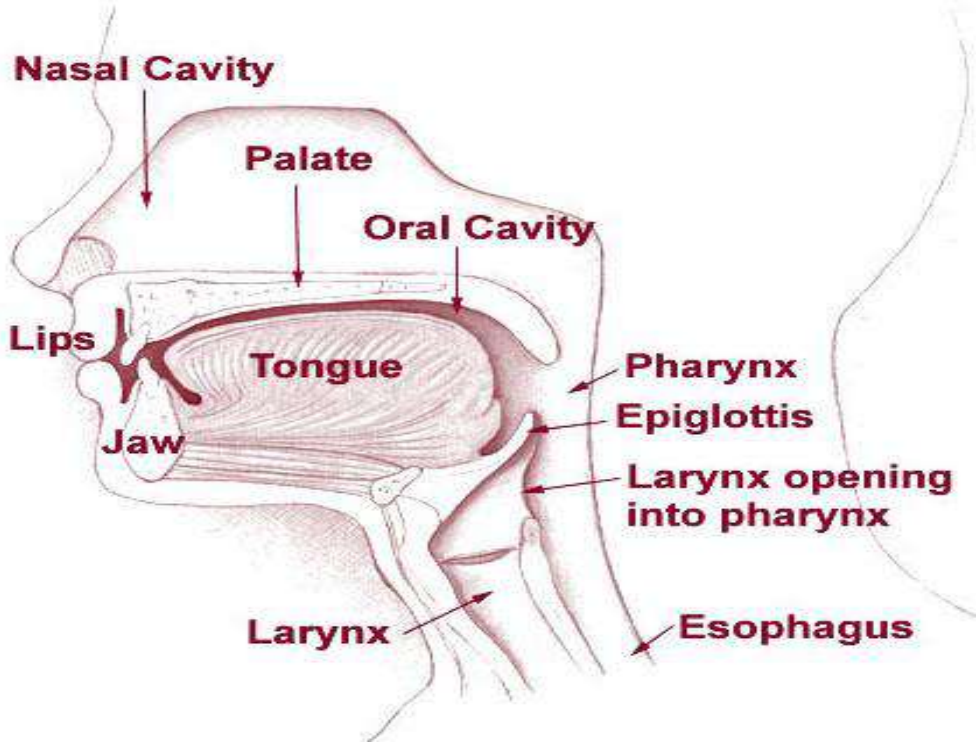


Figure II.9: Appareil phonatoire humain.

II.7.1.2.1. La phonation

La parole peut être décrite comme le résultat de l'action volontaire et coordonnée d'un certain nombre de muscles. Cette action se déroule sous le contrôle du système nerveux central qui reçoit en permanence des informations par rétroaction auditive et par les sensations kinesthésiques. La parole est donc obtenue par la modulation d'air de différentes manières, faisant intervenir plusieurs éléments corporels : de la cage thoracique aux éléments buccaux et faciaux. Tels les différents instruments composant un orchestre musical, les différents organes que sont les cordes vocales, la langue, les lèvres… peuvent être vus comme contribuant de manière conjointe et harmonieuse à l'exécution d'une partition. Toutefois, si chacun des instruments peut jouer sa partition seul, il n'en est pas de même pour les différents organes articulatoires, dont certains ne peuvent travailler qu'avec d'autres.

II.7.1.2.2. La phonétique articulatoire

Il est intéressant de grouper les sons de parole en classes phonétiques, en fonction de leur mode articulatoire. On distingue généralement trois classes principales : les voyelles, les semi-voyelles et les liquides, et les consonnes.

Si le conduit vocal est suffisamment ouvert pour que l'air poussé par les poumons le traverse sans obstacle, il y a production d'une voyelle. Le rôle de la bouche se réduit alors à une modification du timbre vocalique. Si au contraire, le passage se rétrécit par endroit, ou même s'il se ferme temporairement, le passage forcé de l'air donne naissance à un bruit : une consonne est produite. La bouche est dans ce cas un organe de production à part entière. Les semi-voyelles, quant à elles, combinent certaines caractéristiques des voyelles et des consonnes. Enfin, les liquides sont assez difficiles à classer.

II.7.2. Description des voyelles

Comme nous venons de le voir, les voyelles se caractérisent par un libre passage de l'air à partir des cavités supra glottiques. Le « timbre » d'une voyelle dépend en partie de la résonnance ou non de la cavité nasale, de la forme ainsi que du volume du résonateur buccal et de l'arrondissement ou non des lèvres. La configuration adoptée par ces différents facteurs détermine une fonction de transfert caractéristique. Ainsi, l'allure de l'onde excitatrice sera modulée par cette fonction de transfert et fera émerger des zones fréquentielles de concentration d'énergie appelées formants.

On distingue ainsi selon la localisation les voyelles antérieure, moyennes et postérieures et selon l'écartement entre l'organe et le lieu d'articulation les voyelles fermées et ouvertes. La forme de cette fonction de transfert reste constante au cours de la production de la voyelle, la rendant assimilable à un signal quasi-stationnaire.

On peut approximativement représenter les voyelles dans le plan des deux premiers formants. Les voyelles sont donc identifiables par la position de leurs formants sur le spectre.

Les premiers formants (notés F1 et F2) sont les plus importants pour la caractérisation de la voyelle. Proposent de caractériser les voyelles selon deux axes relatifs aux valeurs F1 et F2.

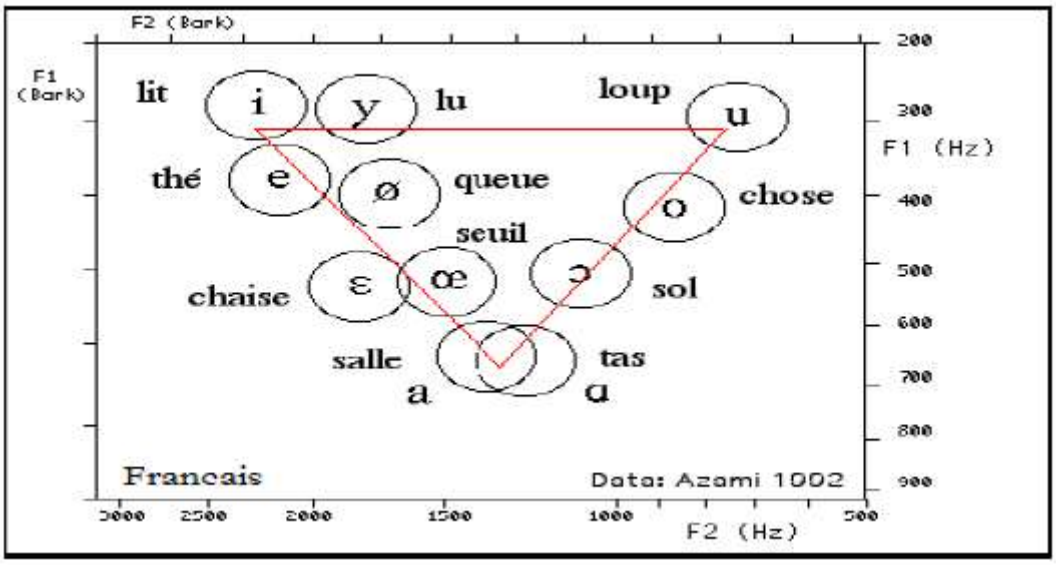


Figure II.10: Représentation des voyelles françaises dans le plan (F1, F2).

En phonétique, on peut se limiter à l'étude des deux premiers formants puisqu'ils suffisent à caractériser et à identifier les voyelles prononcées. On représente alors, dans un plan, les voyelles en fonction des valeurs de F1 et de F2. L'ensemble des voyelles d'une langue se situe en général à l'intérieur d'un triangle formé par les voyelles [a], [i], [u] qu'on appelle le triangle vocalique.

II.7.3. Description des consonnes

Contrairement aux voyelles, le flux d'air provenant des poumons est partiellement ou totalement obstrué au cours de la production d'une consonne, de ce fait l'énergie est généralement moins intense que pour les voyelles. On classe principalement les consonnes en fonction de leur mode d'articulation, de leur lieu d'articulation, et de leur nasalisation.

Comme pour les voyelles, d'autres critères de différenciation peuvent être nécessaires dans un contexte plus général : l'organe articulatoire, la source sonore, l'intensité, l'aspiration, la palatisation et la direction du mouvement de l'air. En français, la distinction de mode d'articulation conduit à deux classes : les fricatives (ou constrictives) et les occlusives (ou plosives). Lorsque le passage de l'air est complètement fermé, le son résulte de son ouverture subite, on parle dans ce cas de consonnes occlusives ou plosives (/p/, /t/, /k/, /b/, /d/, /g/). Inversement, lorsque le passage du flux d'air bien que rétréci reste continu, on parle de consonnes constrictives (/s/ /z/ /f/ /v/ /ch/ /j/).

II.7.4. Typologie des sons [15]

Le signal représenté sur la figure II.11 présente deux sections bien distinctes correspondant à deux types de sons :

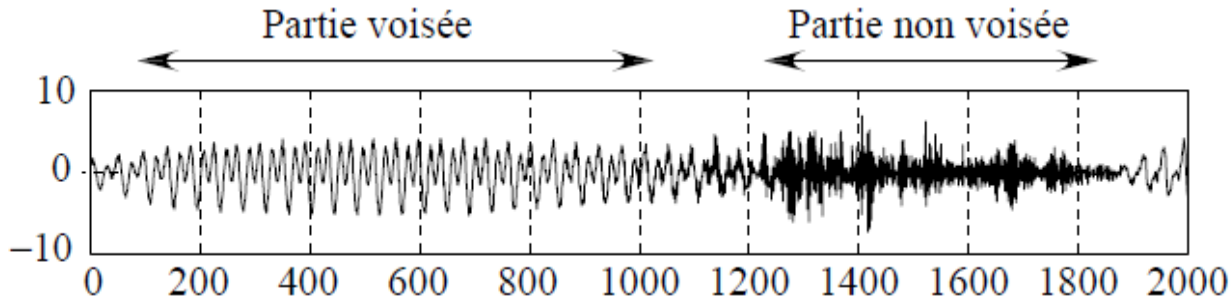


Figure II.11: Signal de parole échantillonné à 2000 Hz.

- Les sons qui ont l'aspect d'une vibration harmonique et que l'on dit voisés. Les voyelles illustrent parfaitement ce type de son. Un exemple est fourni dans la figure II.11 dans la fenêtre allant des indices 0 à 1200.
- Les sons qui nous font davantage penser à un bruit et que l'on dit non voisés. Un exemple est fourni dans figure 2.11 dans la fenêtre allant des indices 1200 à 1800.

Les voyelles sont généralement de durée bien supérieure à celle des consonnes. Elles sont aisément reconnaissables par l'aspect très harmonique qu'elles présentent. Pour les consonnes, on distingue plus précisément :

- Les nasales /m/, /n/ . . . pour lesquelles l'ensemble "cavité orale + pharynx" forme une cavité résonante fermée, l'air passant par les narines.
- Les fricatives non voisées /f/, /s/, /ch/ . . . qui sont produites par des turbulences dans la cavité buccale à partir d'un flux continu d'air. La cavité est divisée en deux sous cavités, celle du fond étant à l'origine de "zéros" dans la fonction de transfert.
- Les fricatives voisées /v/, /z/ . . . qui peuvent s'expliquer comme dans le cas précédent mais avec les cordes vocales qui vibrent.
- Les plosives voisées /b/, /d/ . . . qui sont des transitions provoquées par l'ouverture brusque de la cavité buccale préalablement mise en pression. Elles dépendent fortement des voyelles qui les accompagnent.
- Les plosives non voisées /p/, /t/, etc.

II.7.5. Composants pour l'analyse de la parole

L'information perceptuellement importante d'un signal de parole doit être préservée pour évaluer à son intelligibilité. La parole est un résultat de la vibration des cordes vocales en raison de l'écoulement d'air à travers eux. En fonction du type d'excitation d'entrée, des sons de la parole sont produits qui sont appelés phonèmes.

Nbr	type de son	Exemple
1	Les voyelles	/a/,/e/,/i/,/o/,/u/,/ai/,/aw/
2	Les consonnes	
	(a) plosives	
	(i) voisés	/b/, /d/et /g/
	(ii) non voisés	/k/, /t/ et /p/
	(b) fricatives	
	(i) voisés	/v/,/th/,/z/ et /zh/
	(ii) non voisés	/f/,/s/, /sh/
	(c) nasales	/m/,/n/
3	Les diphtongues	/ai/, /au/, /ju/
4	Les semi-voyelles	/w/, /l/, /r/, /y/

Tableau II.3:Classification des phonèmes standard en classes de son.

Dans analyse de la parole, la décision voisée-non voisée est généralement effectuée pour extraire l'information à partir des signaux de parole. Dans notre travail, nous avons estimé l'énergie nécessaire pour séparer les parties voisées et non voisées de la parole en utilisant le modèle de bank de filtres RIF développée dans la section précédente.
Les voyelles / a /, / i /, / u / et consonnes occlusives non voisé / k /, / t / et / p / sont utilisé dans ce sujet.

2.6. Résultats et analyse des paroles

Selon les bandes de fréquences indiquées dans le tableau (II.1) le signal de parole d'entrée est filtré à l'aide bank RIF basés sur les spécifications décrites dans la section précédente en utilisant la fenêtre de kaiser d'ordre 877 avec $\beta=6$

La figure suivante représente un filtre RIF passe bande de 16 canaux

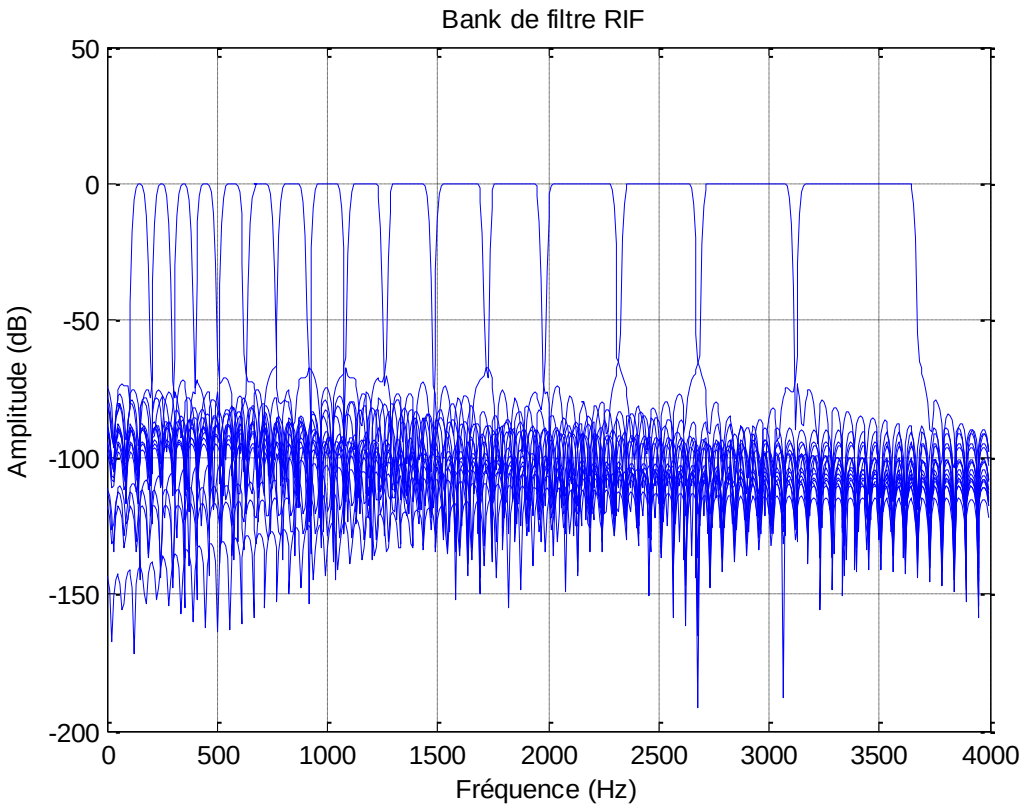


Figure II.12: Bank de filtre RIF avec 16 canaux.

Dans la présente étude, le signal de la parole est analysé pour des fréquences dominantes entre 125Hz et 4000Hz. Chaque énoncé du signal de parole pour les voyelles / a /, / i /, /u/ (qui est produit lorsque l'entrée est périodique), et consonnes non voisés / k /, / t /, / p / (qui est produite par l'arrêt complet et la libération soudaine de la respiration) sont transmises à travers les 16 canaux pour tenir compte de toutes les fréquences.

Le spectre de puissance des voyelles / a /, / i / et / u / sont estimés en utilisant la grandeur de FFT avec une fenêtre de longueur typique de 877. L'énergie de bande critique est estimée à partir du spectre de puissance. On observe que les voyelles possèdent une grande énergie, périodique et spectre bien définie.

Le diagramme de la figure II.13 montre le spectre de parole d'entrée de voyelle / a /

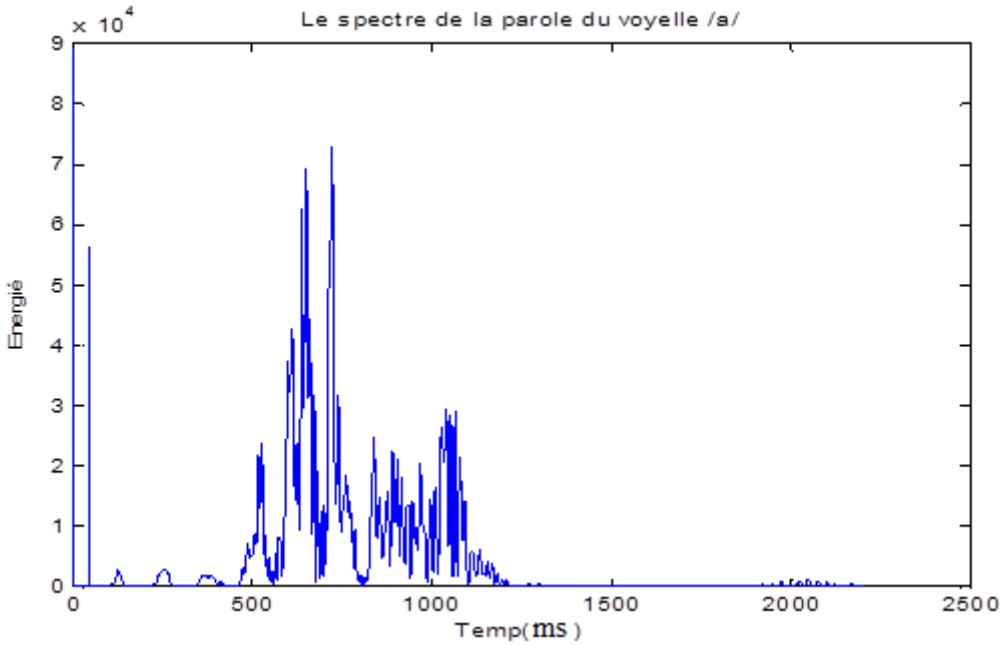


Figure 2.13: Spectre de la voyelle / a /.

Et le diagramme de la figure II.14 montre la sortie filtré correspondant de tous les 16 canaux tracés dans la même fenêtre.

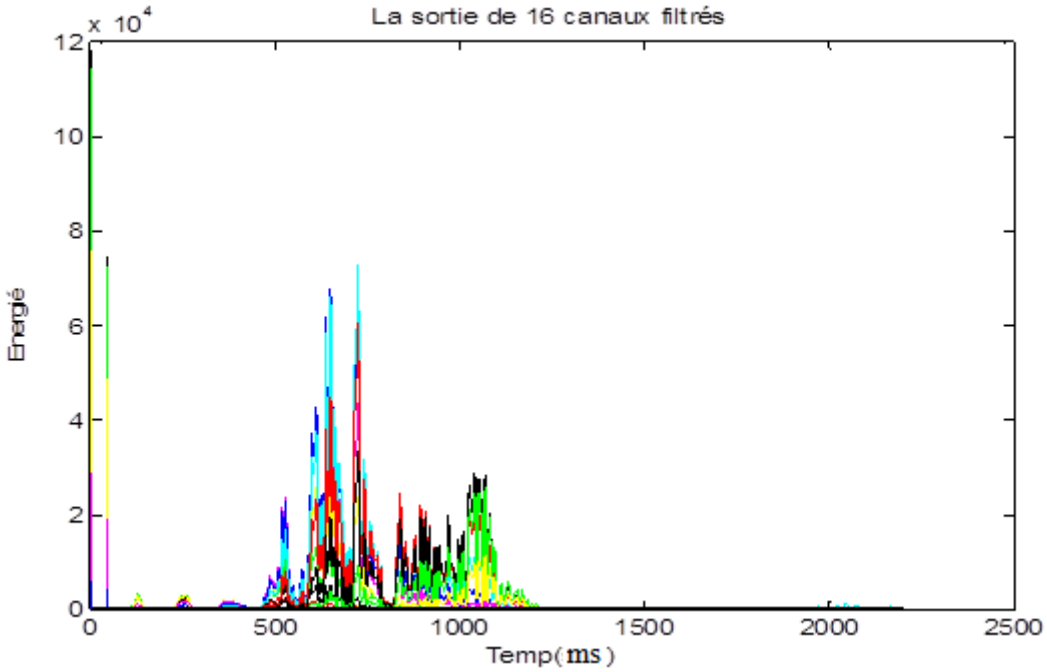


Figure II.14: La sortie de 16 canaux filtrés.

Les niveaux d'énergie maximale sont calculées pour la voyelle / a / pour les canaux individuels et les bandes de fréquences importantes sont affichées dans la Figure II.15. La caractéristique qui qualifie au son / a / indique un niveau d'énergie maximum.

L'expérience est réalisée pour les voyelles restantes / i / et / u /. Les niveaux d'énergie maximale et leurs énergies moyennes correspondantes sont notés et affichées dans les figures II.16 et II.17.

On observe que le niveau d'énergie est faible pour les voyelles / i / et / u /, par rapport aux voyelles /a/. La bande de fréquence 940-1060 Hz est importante pour voyelle / i /, qui correspond au canal 8. Pour voyelle / u /, la bande 325-375Hz qui correspondent à canal 3. Cela se traduit par la figure II.16 et Figure II.17.

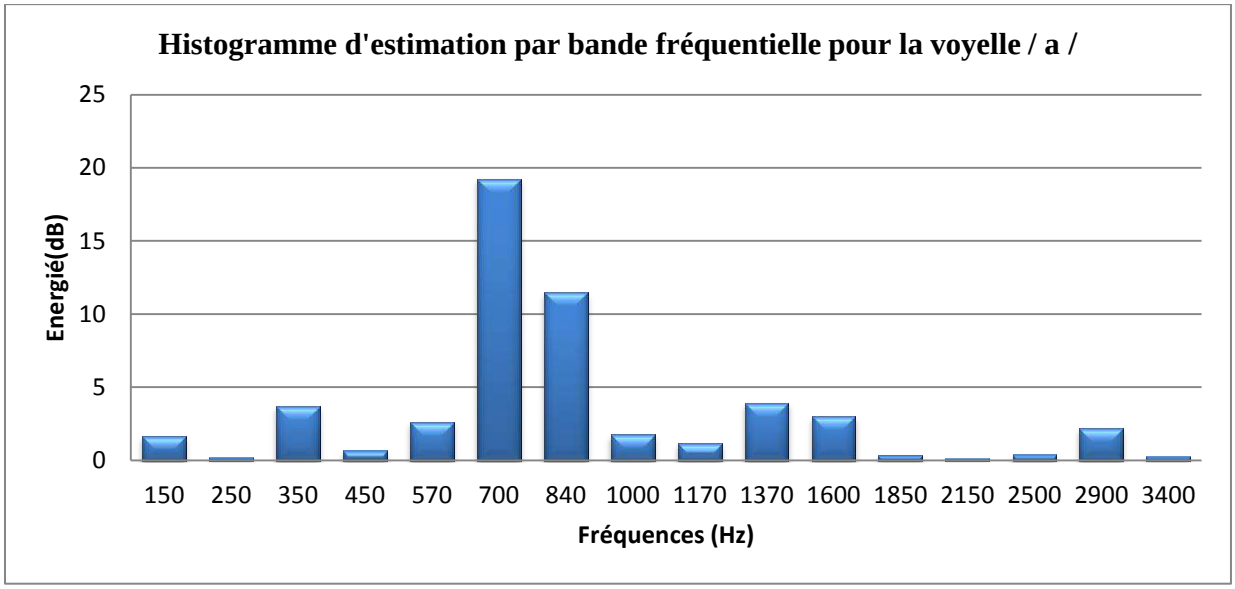


Figure II.15: Canal d'énergie pour voyelle / a /.

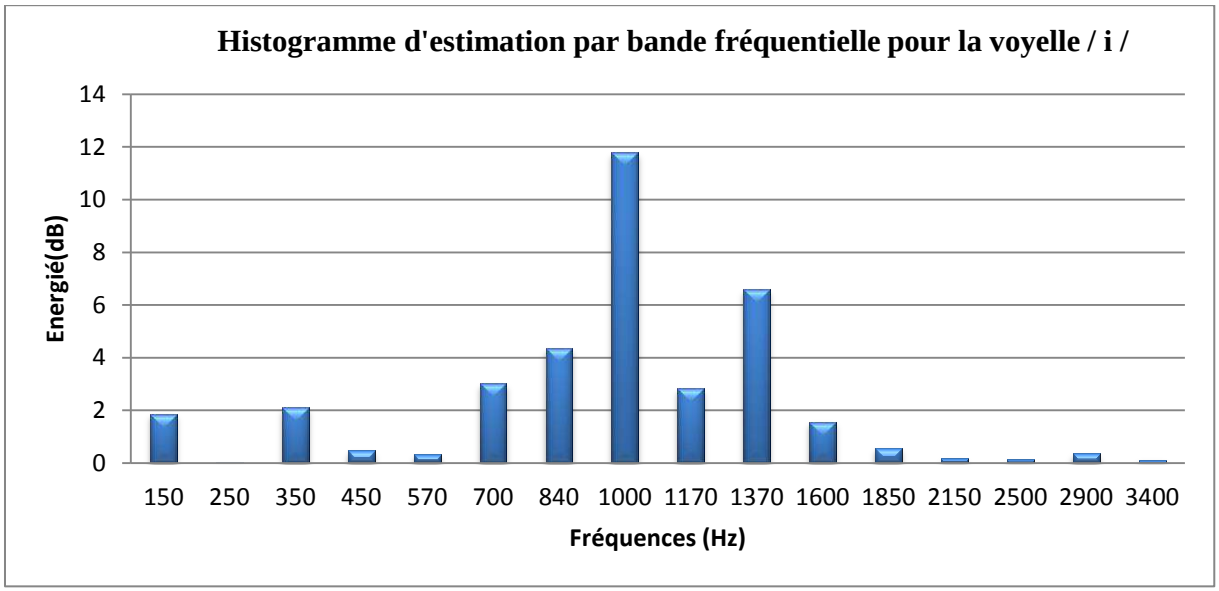


Figure II.16: Canal d'énergie pour voyelle / i /.

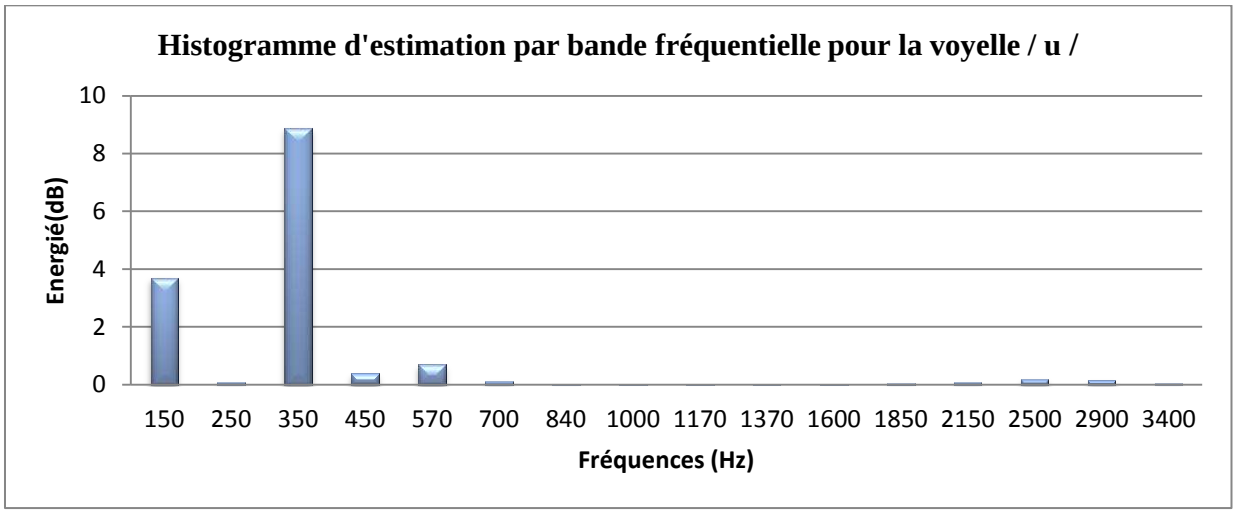


Figure II.17: Canal d'énergie pour voyelle / u /.

De même, on répète l'opération pour les consonnes non voisés / k /, / t / et / p /. La figure II.18 représente le signal parole de la consonne /t/, leur spectre et la sortie filtrée correspondant de tous les 16 canaux tracés dans la même fenêtre.

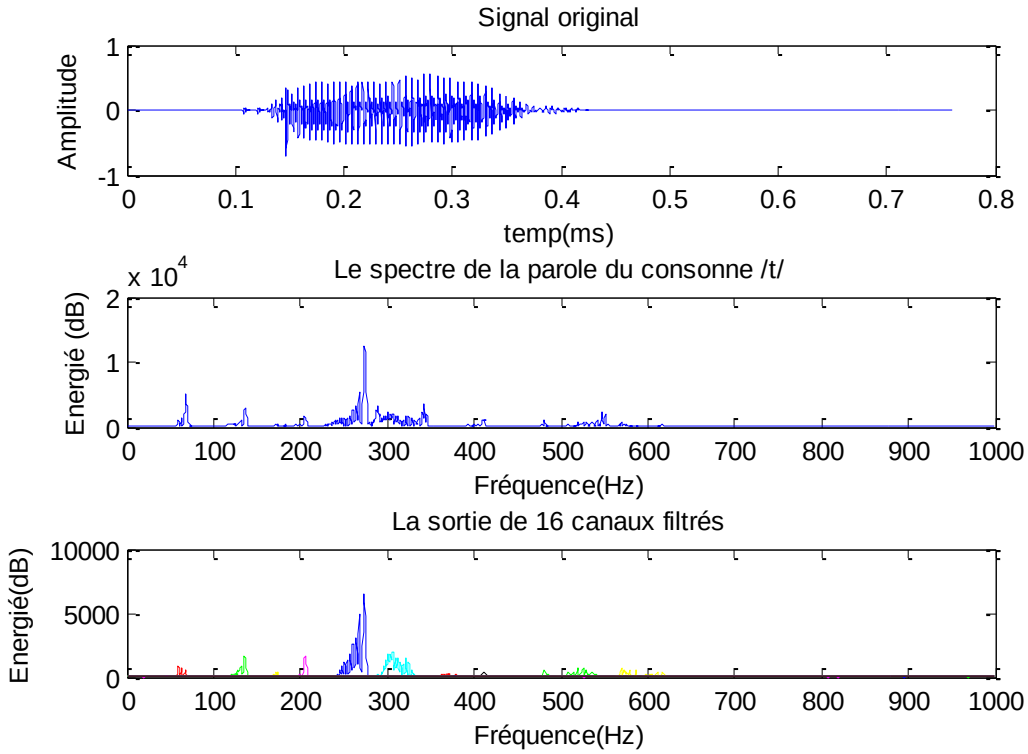


Figure II.18: Le spectre de la parole d'entrée et sortie d'une consonne non voisée / t /.

Le résultat des bandes de fréquences significatives sont indiquées sur tous les canaux 1, 6 pour la consonne /k/, et le canal 3 pour les consonnes / t / et / p /, et sont présentés dans les figures II.19, II.20 et II.21.

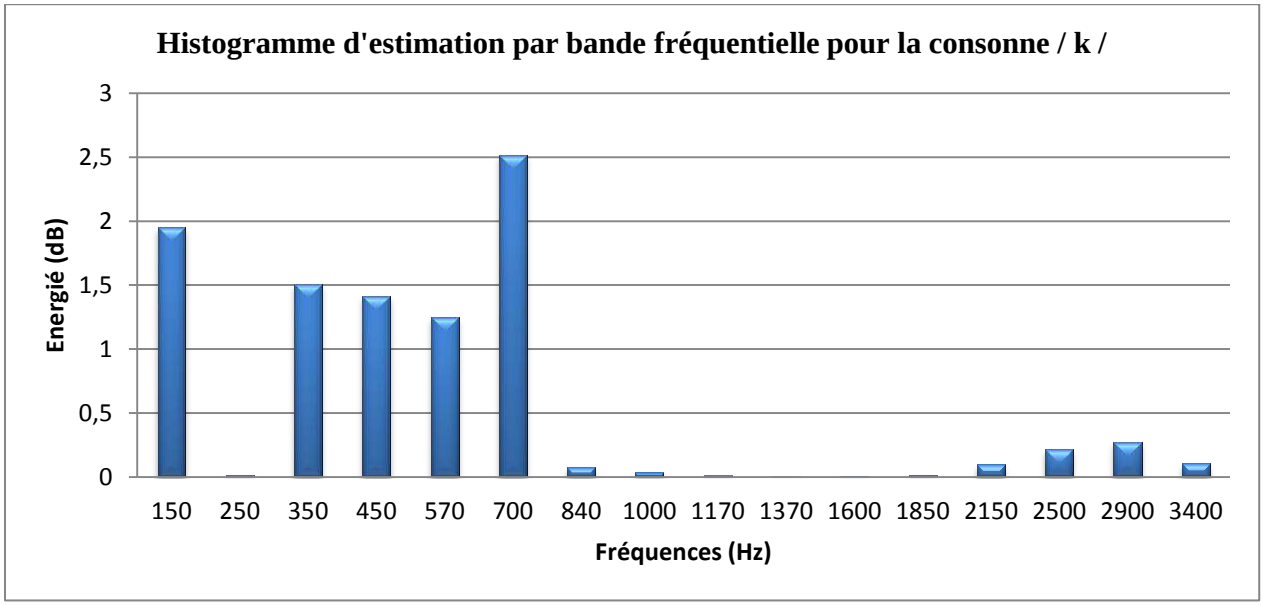


Figure II.19: Canal d'énergie pour consonne / k /.

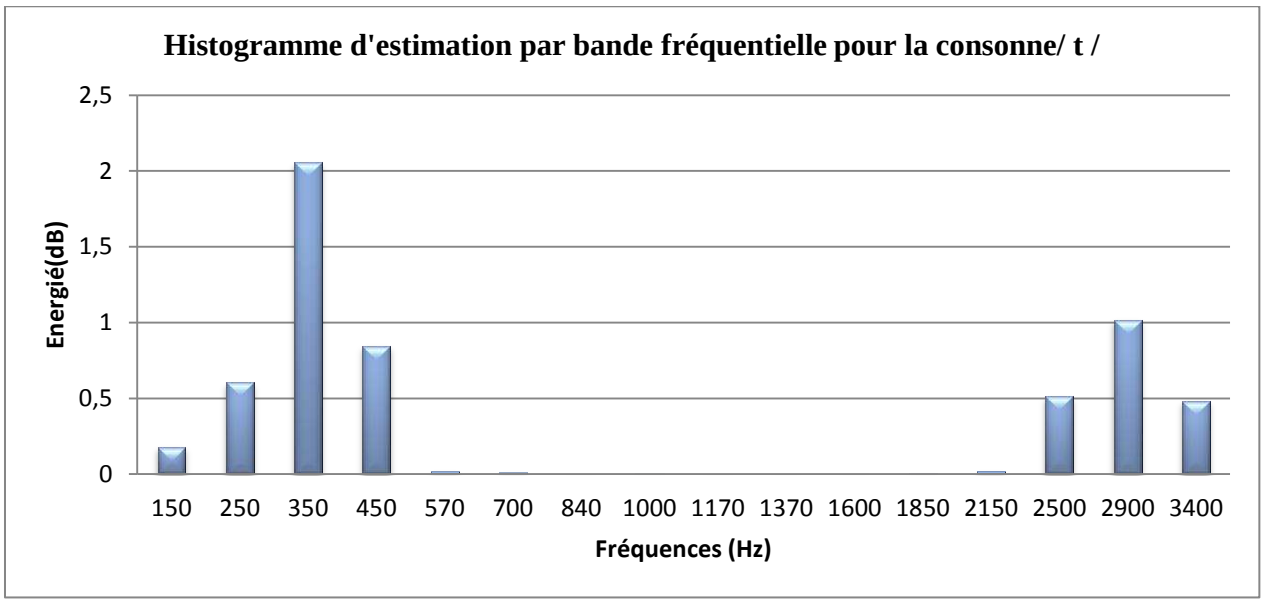


Figure II.20: Canal d'énergie pour consonne / t /.

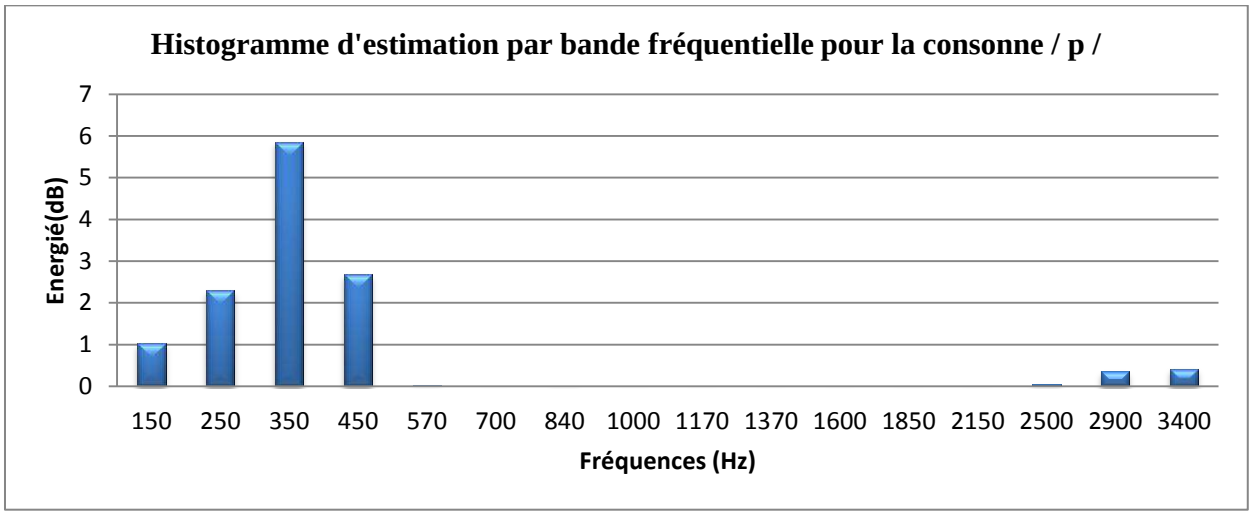


Figure II.21: Canal d'énergie pour consonne / p /.

Dans les voyelles et les consonnes, les basses fréquences sont les plus importantes. Ainsi l'énergie des consonnes est plus petite par rapport à l'énergie des voyelles.

La parole voisée et non voisée différent principalement dans la durée de la transition. Les événements de ces consonnes sont cohérents à travers différents sujets, malgré que les paramètres tels que la fréquence et la force peuvent changer à un certain degré.

II.9. Conclusion

L'oreille humaine ne perçoit pas uniformément les fréquences, mais les regroupe par bandes de fréquences dites bandes critiques. Irrégulières sur une échelle en kHz, elles apparaissent régulières sur une échelle en Bark, où 1 Bark représente la largeur d'une bande critique, quelle que soit sa taille.

Dans ce chapitre nous nous sommes intéressés à l'analyse de la parole par un banc de filtre RIF. Tout d'abord, nous avons développé un banc de filtres RIF en utilisant la fenêtre Kaiser afin de générer 16 niveaux d'énergie du signal de parole d'entrée. Un choix optimisé des fréquences centrales a été prise en compte dans le but de partager le spectre d'entrée considéré, selon les bandes critiques. Nous avons présenté aussi les mécanismes de production des sons en général et les propriétés acoustico-phonétiques de la parole, en particulier en étudiant les spécificités des consonnes et des voyelles sur les deux plans articulatoire et acoustique.

Chapitre III :

Réalisation et simulation de la stratégie CIS

III.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous utilisons le Banc de filtre RIF pour simulé la stratégie CIS généralement utilisé dans les ICs. Tout d'abord, on commence par une étude de l'effet du filtrage sur les voyelles et les consonnes par utilisation d'une mesure acoustique.

Dans la stratégie CIS les électrodes sont stimulées séquentiellement c'est à dire les unes après les autres, ce qui empêche les interférences entre les électrodes de stimulation. Nous présenterons dans ce troisième chapitre notre travail de réalisation et de simulation de la stratégie CIS par modification des différents paramètres.

III.2. La stratégie CIS [16]

La stratégie CIS (Continuous Interleaved Sampling ou « échantillonnage continu entrelacé ») a été initialement décrite par WILSON. Dans la stratégie CIS, l'information est codée en impulsions carrées biphasiques d'amplitude variable. Les électrodes sont stimulées de façon indépendante, séquentielle plutôt que simultanée. Deux électrodes ne sont jamais stimulées de façon synchrone pour éviter les interférences.

La stratégie CIS correspond à une représentation spectrale sur plusieurs canaux du signal de parole combinée à une haute résolution temporelle, étant donnée la cadence élevée d'impulsions. Les possibilités d'interactions entre canaux sont réduites en ne stimulant qu'un canal à la fois.

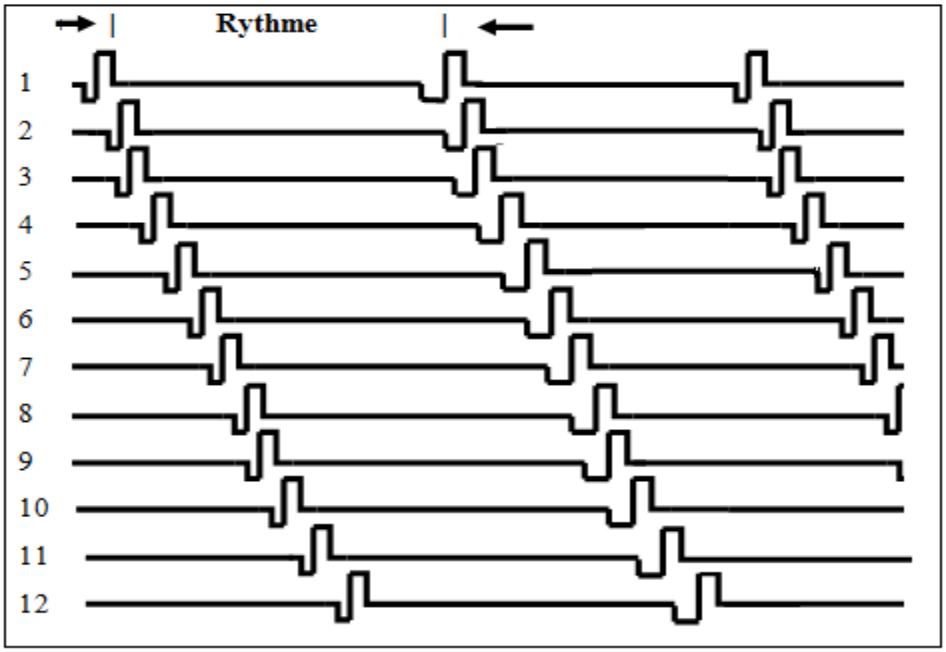


Figure III.1: Représentation des impulsions biphasiques utilisés dans la stratégie CIS sur 12 canaux

Le rythme est le temps de latence entre deux impulsions sur une même électrode. Avant de commencer la réalisation de la stratégie CIS le signal parole passe par l'étape de prétraitement.

III.3. Prétraitement [17]

Un prétraitement d'un signal vocal est une technique de traitement numérique de parole qui est réalisé en trois étapes :

- Acquisition.
- Préaccentuation
- Fenêtrage.

III.3.1. Acquisition

L'acquisition d'un signal vocal est liée à la nature de l'application, et puisqu'on s'intéresse au traitement automatique (processeur), le signal de parole doit être numérisé. La méthode la plus utilisée pour engendrer un signal numérique est l'échantillonnage d'un signal analogique. En général, les échantillons sont prélevés périodiquement avec une période Te appelée période d'échantillonnage et on obtient un signal à temps discret. Pour un signal analogique ayant une bande de base finie limitée à F(Hz), la fréquence d'échantillonnage fe=1/Te doit être au moins le double de la largeur de bande F (c'est le théorème de Shannon).

III.3.2. Préaccentuation

En général, le signal vocal se caractérise par une perte de 6 dB/Octave, due à l'influence de la source d'excitation et au rayonnement des lèvres. Une perte de 6 dB/Octave veut dire que les hautes fréquences ont une énergie plus faible que celle des basses fréquences. Pour pallier à cet inconvénient la préaccentuation permet d'égaliser les sons aigus avec les sons graves (figure III.2)

L'opération consiste à faire passer le signal à travers un filtre de transmittance :

$$H(Z) = 1 - \mu\, Z^{-1} \qquad \textbf{(III.1)}$$

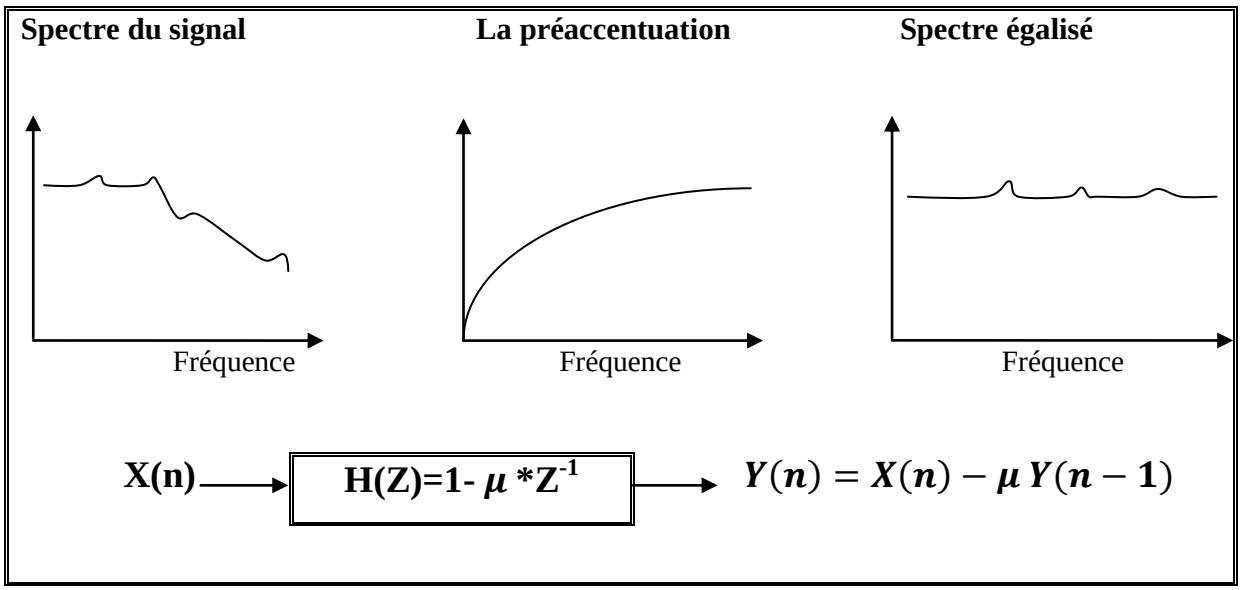


Figure III.2: La préaccentuation

III.3.3. Segmentation

Le processus de parole est supposé quasi-stationnaire. Ceci implique que, sur un intervalle de quelques millisecondes, ses caractéristiques spectrales sont constantes. Ainsi, l'une des fonctions principales du prétraitement du signal de parole est la segmentation. Elle consiste à diviser le signal en trames successives et de réaliser une analyse à court terme pour chacune d'entre elles. Les trames sont typiquement espacées de quelques dizaines de ms (de 10 à 30 ms) et elles se chevauchent pour permettre une plus grande longueur d'analyse. Le découpage du signal en trames produit des discontinuités aux frontières des trames qui se manifestent par des lobes secondaires dans le spectre. Ces effets parasites sont réduits en appliquant aux échantillons de la trame une fenêtre de pondération.

III.3.4. Fenêtrage

Le signal vocal est un signal non stationnaire. Il présente une évolution lente dans le temps. Le but du fenêtrage est de découper le signal de parole en petites tranches (chacune de durée 10ms environ) où il peut être considérer localement comme quasi- stationnaire. En outre, et pour profiler de l'évolution lente du signal vocal, le fenêtrage permet le traitement en temps réel et il facilite aussi l'analyse des signaux sur la machine. Les ressources d'une machine étant limitées, le signal ne peut pas être traité dans sa globalité. Il existe plusieurs types de fenêtres d'analyse dans notre travail on utilise la fenêtre Hamming.

III.4. contraste spectral

Des évaluations du contraste de voyelle ont été faites sur le segment vocalic des voyelles (contenant le 20% - 80% de la durée de voyelle) en calculant la racine carrée de la moyenne de l'énergie (RMSe).

$$RMSe(i) = \sqrt{\frac{|Energie|_i^2}{N}} \quad , \ 0 < i \leq N \qquad \textbf{(III.2)}$$

N c'est le nombre de canaux

Le contraste spectral est défini comme la différence en décibel entre les crêtes et les vallées dans le spectre. **[18]**

$$Cs = 20 * \log_{10} \frac{F_{max}}{F_{min}} \qquad (\textbf{III. 3})$$

Ou $F_{max} = \max_{1 \leq i \leq 16} RMSe(i)$ et $F_{min} = \min_{1 \leq i \leq 16} RMSe(i)$

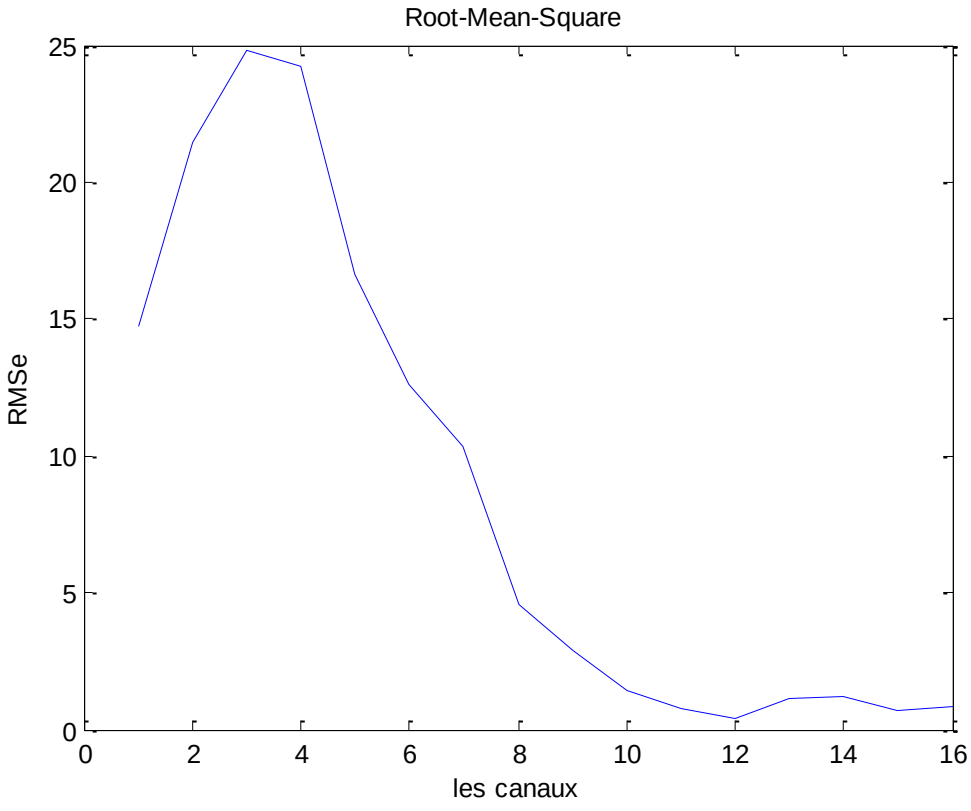


Figure III.3: RMSe sur un segment de 10 ms de la voyelle /a/.

3.5. Réalisation de la stratégie CIS avec RIF et RII

Dans la stratégie CIS, le signal ainsi traité subit une analyse par un banc de filtre numérique (RIF ou RII). Le succès des filtres RIF tient de leur simplicité puisque ils ne mettent en jeu qu'une séquence finie d'échantillons du signal d'entrée. Ce principe permet d'atteindre facilement des spécificités que l'on ne peut pas obtenir avec des filtres RII, notamment la réalisation de filtres causaux à phase linéaire.

Par ailleurs, de tels filtres ont l'avantage d'être toujours stables, ce qui les rend très attractifs pour une implémentation matérielle aisée. Selon les applications, l'ordre du modèle varie en générale de 25 à 400.

III.5.1. Le choix d'ordre

La figure (III.4) représente des mesures du contraste spectral pour les différentes voyelles et consonnes et pour différent ordre du filtre RIF.

À partir de la figure (III.4), le meilleur choix de l'ordre sera celui qui permet de donner un maximum de contraste spectral avec un minimum ordre.

Avec l'utilisation des voyelles /A/, /U/, /I/ et des consonnes /P/, /T/, /K/. Nous remarquons que 100 est le meilleur choix.

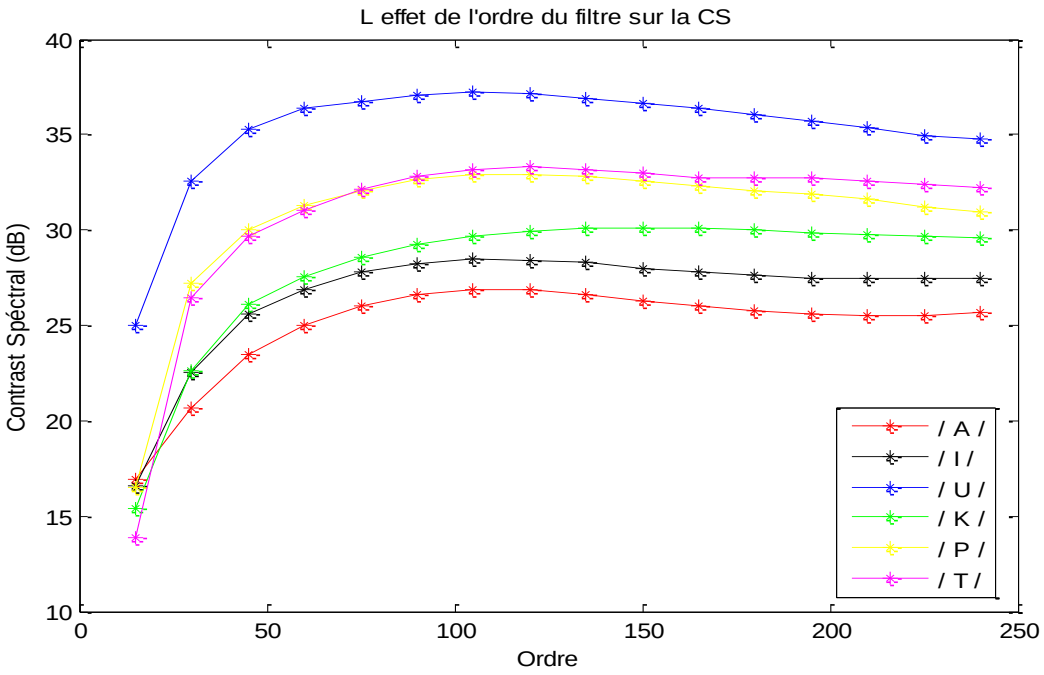


Figure III.4: L'effet d'ordre sur contraste spectral.

Les filtres RIF nécessitent généralement un plus grand nombre de coefficients que les filtres RII pour satisfaire un même gabarit, le meilleur filtre sera celui d'ordre minimum.

III.5.2. La comparaison entre les deux bancs RIF et RII par rapport au nombre de canal

La figure suivante symbolise une comparaison entre les deux bancs RIF et RII pour un nombre de canaux 4, 6, 8, 10, 12, 14 et 16, nous remarquons que le contraste spectral avec le banc de filtre RIF est plus grand que RII dans chaque canal.

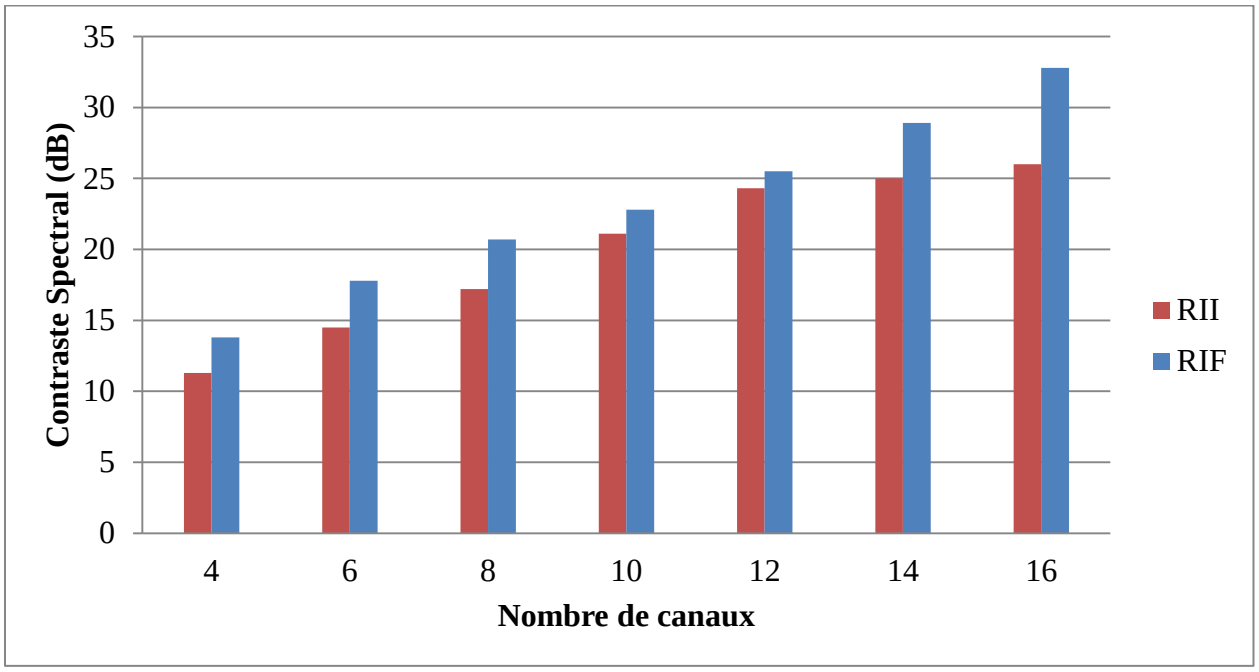


Figure III.5: Comparaison entre RIF et RII avec différent nombre canaux.

III.5.3. La comparaison entre les deux bancs RIF et RII par l'utilisation des voyelles et des consonnes

La figure suivante représente la comparaison entre RIF et RII par l'utilisation des différentes voyelles et consonnes, nous avons utilisées 16 canaux puisque il donne le meilleur contraste spectral après la figure précédente.

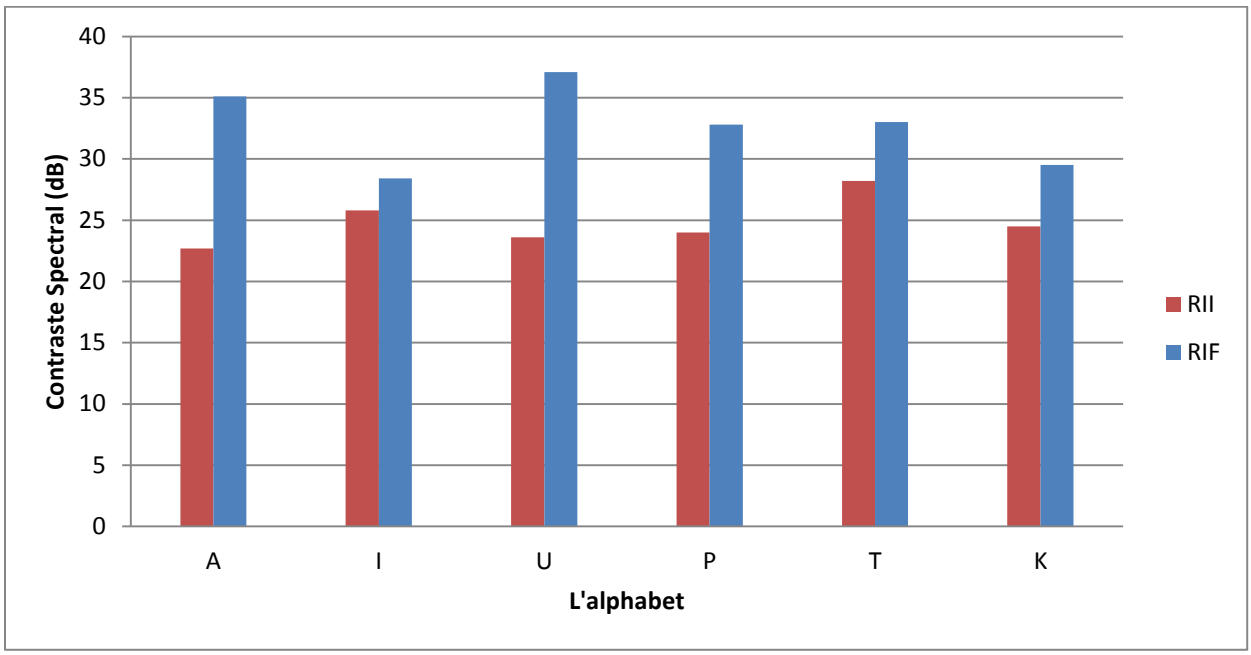


Figure III.6: Comparaison entre RIF et RII par rapport l'alphabet

Après ces résultats, dans notre travail nous avons utilisées un filtre RIF avec un ordre=100 et nombre de canaux=16.

III.6. Bruit

on se limite dans notre étude aux bruits additifs, stationnaires ou non stationnaires, tels que le bruit de conversation appelé 'Babble', le bruit blanc gaussien 'White Gaussian Noise (WGN)' ,ce dernier est souvent utilisé mais peu réaliste.

III. 6.1. Le bruit Babble

Le bruit de Babble a été enregistré à partir de la bibliothèque (cinq voix masculines et cinq voix féminines) et a été échantillonné avec la même fréquence d'échantillonnage des signaux de parole. Ce bruit devait être ajouté au signal des voyelles et consonnes.

Nous avons calculée le rapport de signal sur bruit SNR

$$SNR = \frac{S}{B} \qquad \textbf{(III. 4)}$$

Ou *S* c'est la puissance de signal parole et *B* c'est la puissance de signal bruit.

La figure suivante représente le contraste spectral des voyelles /A/, /U/, /I/ et les consonnes /P/, /T/, /K/ pour SNR=0, SNR=5 et SNR=10.

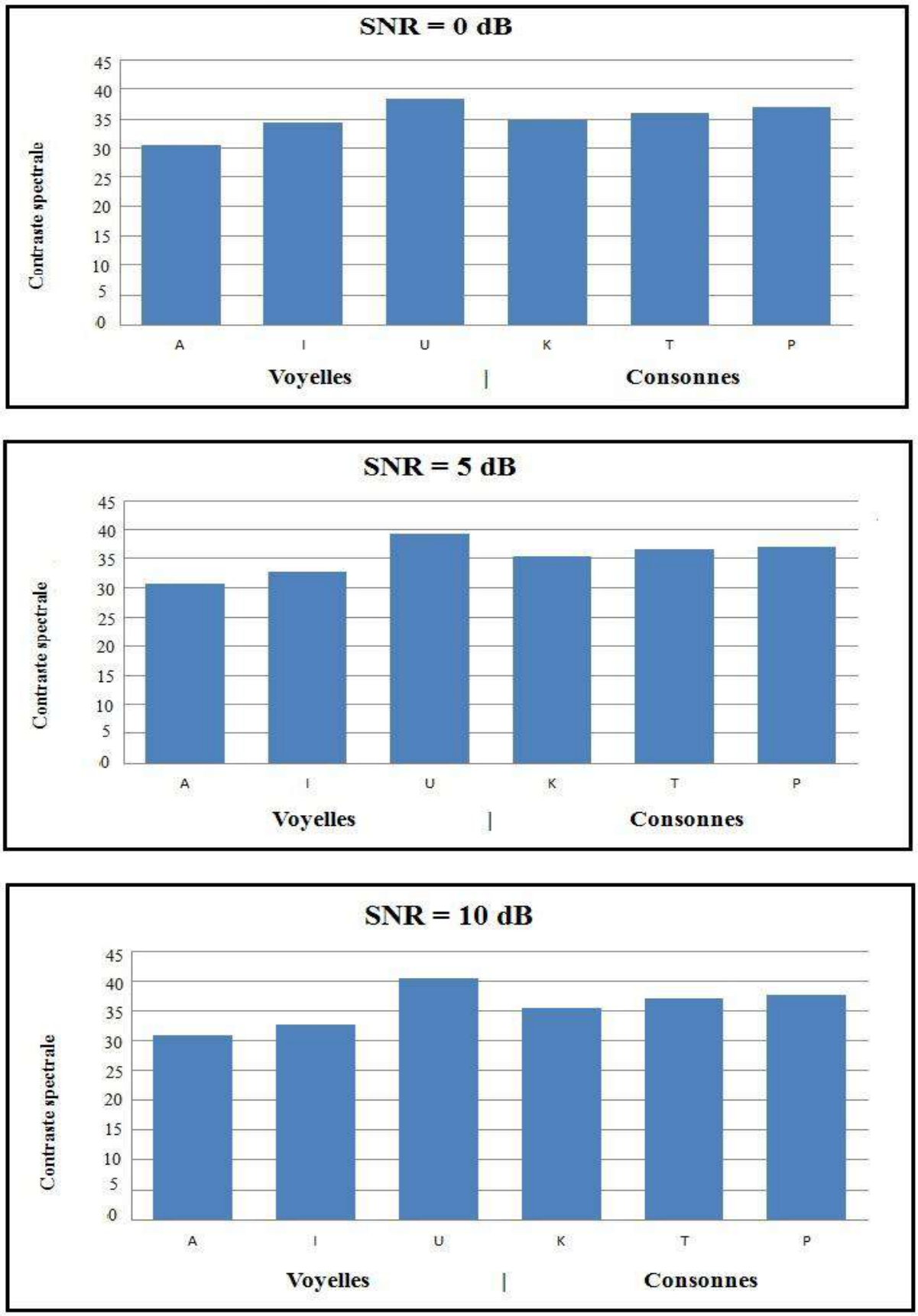


Figure III.7: Le contraste spectral pour les voyelles et les consonnes avec bruit de Babble

III. 6.2. Le bruit WGN

C'est un bruit blanc qui a été générée par la fonction interne de matlab wgn et été ajoutée au signal parole.

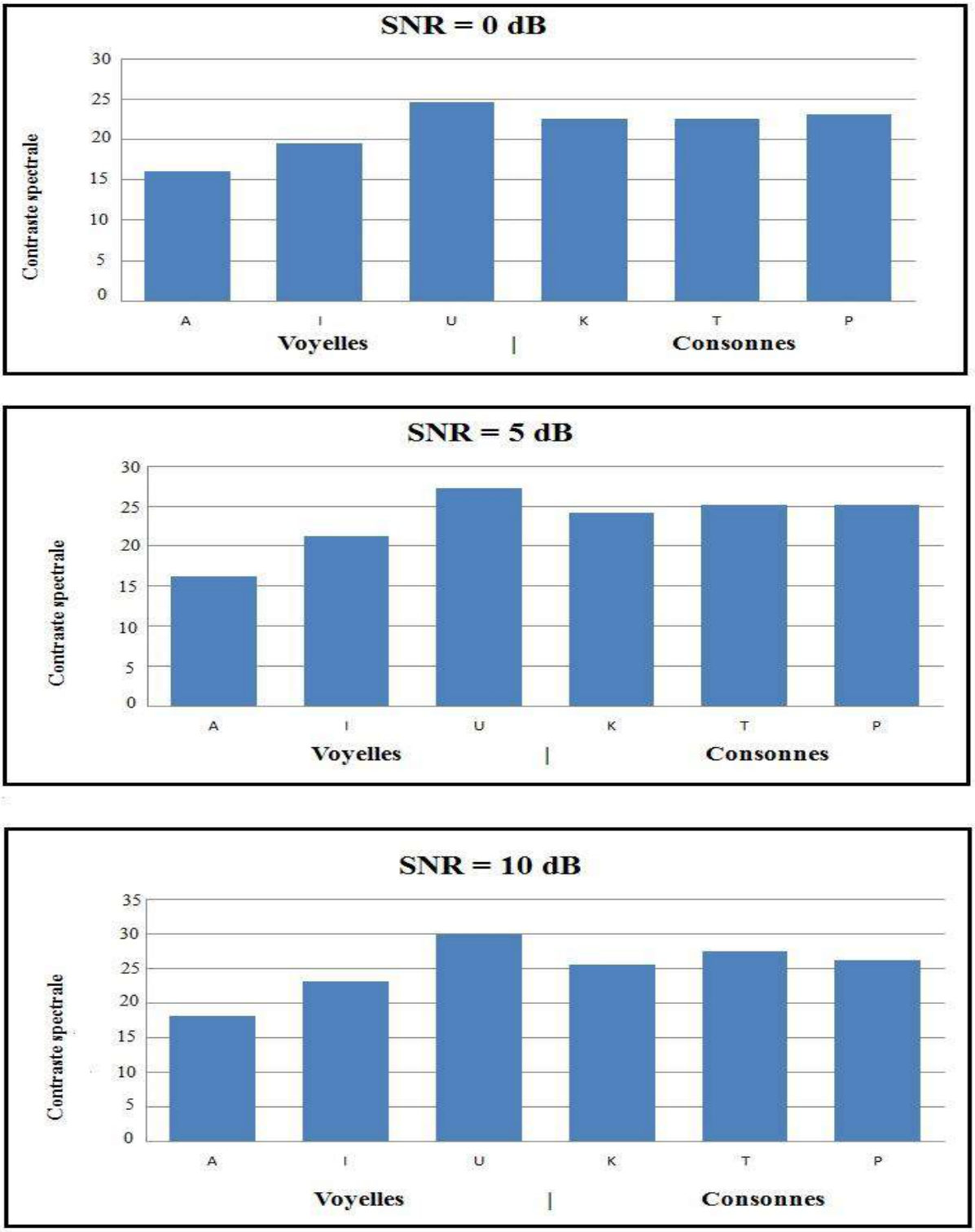


Figure III.8: Le contraste spectral pour les voyelles et les consonnes avec le bruit WGN.

III.6.3. Effet de bruit blanc sur les formants

La figure suivante montre l'effet de bruit blanc sur les formants fréquentiels, les formants diminuent quand il y a bruit

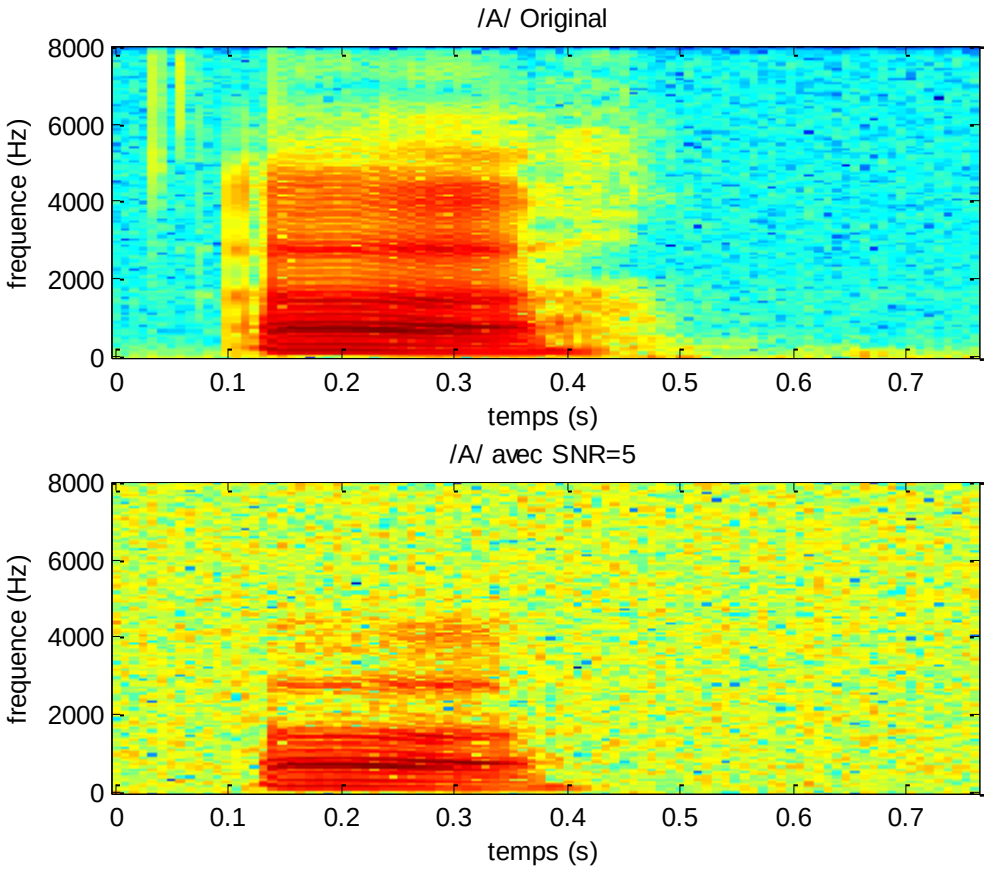


Figure III.9: Effet le bruit sur les formants.

III.6.4. Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral

Le contraste spectral a été mesurée pour les voyelles dans le calme (sans bruit) les et voyelles bruitées après l'ajout de bruit à -5, 0, 5, 10 et 15 dB SNR. Et en utilisant 6, 8, 12 et 16 canaux, Afin d'étudier l'effet du nombre de canal sur le contraste spectral.

La figure suivante représente l'effet du nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit Babble, comme vous voyez le contraste spectral augmente si le SNR augmente, et nous remarquons aussi que le contraste spectral augmente si on augmente le nombre de canal, il y a une augmentation d'environ 11 jusqu'à 23 dB dans le contraste spectral quand le nombre de canal augmente de 6 à 16.

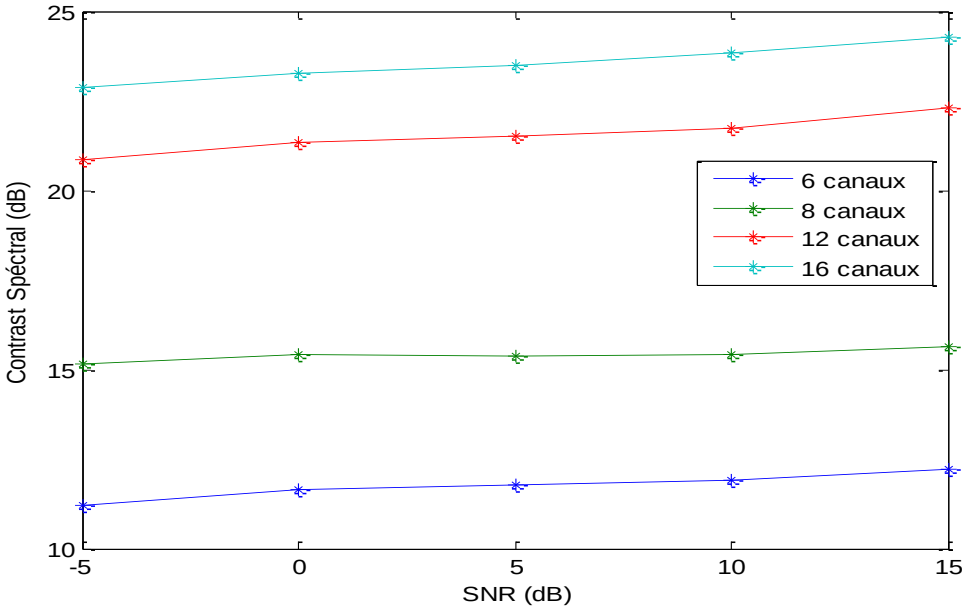


Figure III.10: Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit Babble

La figure suivante représente l'effet du nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit WGN, comme vous voyez le contraste spectral augmente si le SNR augmente, et même remarque si on augmente le nombre de canal, il y a une augmentation de 12 jusqu'à 14 dB dans le contraste spectral quand le nombre de canal augmente de 6 à 16 pour le cas de SNR =-5 dB.

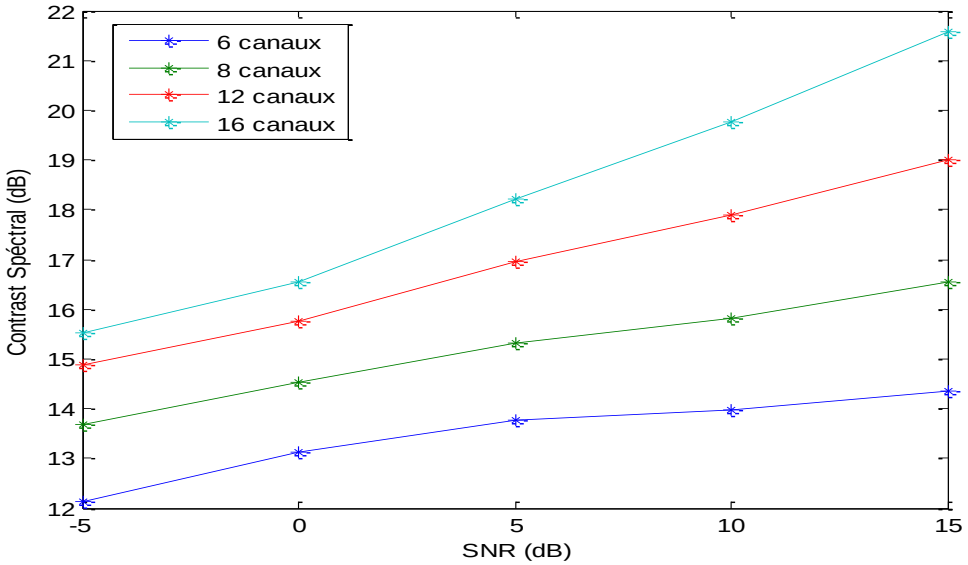


Figure III.11: Effet de nombre de canal et SNR sur le contraste spectral avec le bruit WGN.

III.7. Traitement de signal parole dans la stratégie CIS

La différence majeure entre les IC réside dans la stratégie de traitement du signal utilisée pour transformer le signal de la parole en stimuli électrique.

Plusieurs techniques de traitement du signal ont été développées durant les années passées. Certaines de ces techniques visent à préserver l'information de la forme d'onde, d'autres visent à en préserver les composantes spectrales comme la stratégie CIS.

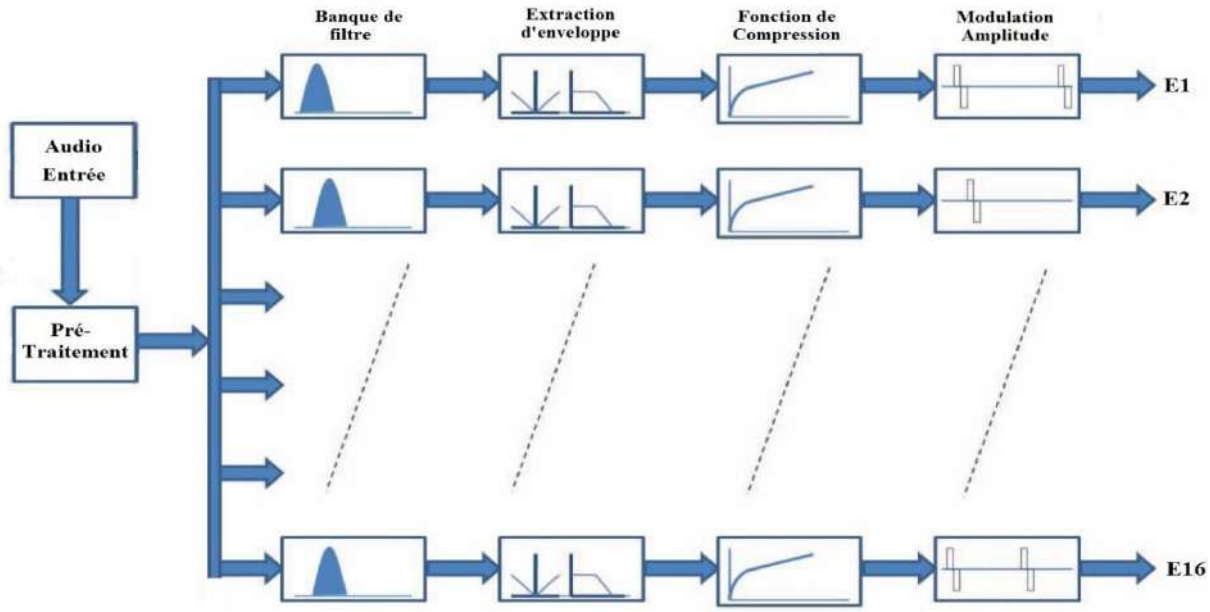


Figure III.12: Diagramme de blocs d'un système d'implant cochléaire.

La figure (III.12) montre le schéma blocs d'un système d'implant cochléaire conventionnel. Le signal est acquis par le microphone du processeur, puis amplifié et passé par une banque de filtres qui le sépare en différentes bandes de fréquence. La sortie de chaque filtre passe par un détecteur d'enveloppe. De cette façon, pour chaque canal, on estime l'énergie du signal sur chaque bande de fréquence et à chaque instant. Le bloc d'adaptation de rang dynamique sert à transformer le rang dynamique acoustique de chaque canal, en rang dynamique électrique exigé par chaque électrode du patient. Cette transformation du rang dynamique est spécifique au patient et différente pour chacune des électrodes. L'enveloppe ainsi comprimé est utilisé pour modulé les impulsions bi-phasiques par une modulation d'amplitude.

Finalement, selon la fréquence de stimulation, le processeur génère des impulsions de stimulation qui représentent le niveau de courant qu'on doit fournir sur chaque électrode à chaque instant. Dans les stratégies de codage pulsées (comme la stratégie CIS), les impulsions

de stimulation sont générées de façon à ce que, à chaque instant, il y ait uniquement une électrode active dans le but d'éviter le phénomène nommé "interaction entre électrodes.

Notre programme Matlab traite le son en reproduisant l'analyse du signal réalisée par le processeur de l'implant cochléaire, en accord avec l'ensemble des paramètres de simulation établis. Cette analyse fournit la configuration d'activité sur les électrodes de l'implant cochléaire qui serait obtenue à la présentation du signal audio.

III.8. Les étapes de stratégie CIS

Il y a plusieurs étapes associés à stratégie « CIS » qui pourrait être modifié pour optimiser les performances de reconnaissance vocale pour chaque malade. Avant ces étapes il faut augmenter le niveau de son en 70 dB.

III.8.1. Banc de filtre

La banque de filtres utilisée pour l'analyse est composée de filtres équidistants sur une échelle logarithmique de fréquence dans le rang défini par $\mathbf{BW_{Min}}$ et $\mathbf{BW_{Max}}$. Les bandes passantes des filtres sont égales sur l'échelle logarithmique de fréquence, de façon à ce que les bandes correspondantes à des fréquences plus basses soient plus étroites et que celles correspondantes à des fréquences plus hautes soient plus larges.

Chaque canal de l'implant cochléaire possède un filtre passe-bande. Le nombre de canaux dans notre travail égal 16. Puisque plus le nombre de canaux est grand, plus le contraste spectral est grand. Nous avons utilisées les filtres à réponse impulsionnelle infinie (RII) de type Butterworth d'ordre 6 généralement utilisé dans les implants cochléaire et les filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF) à 100 coefficients. Les filtres RIF ont l'inconvénient d'avoir besoin d'un plus grand coefficient. Les figures suivantes représentent les réponses temporelles des deux bancs de filtres.

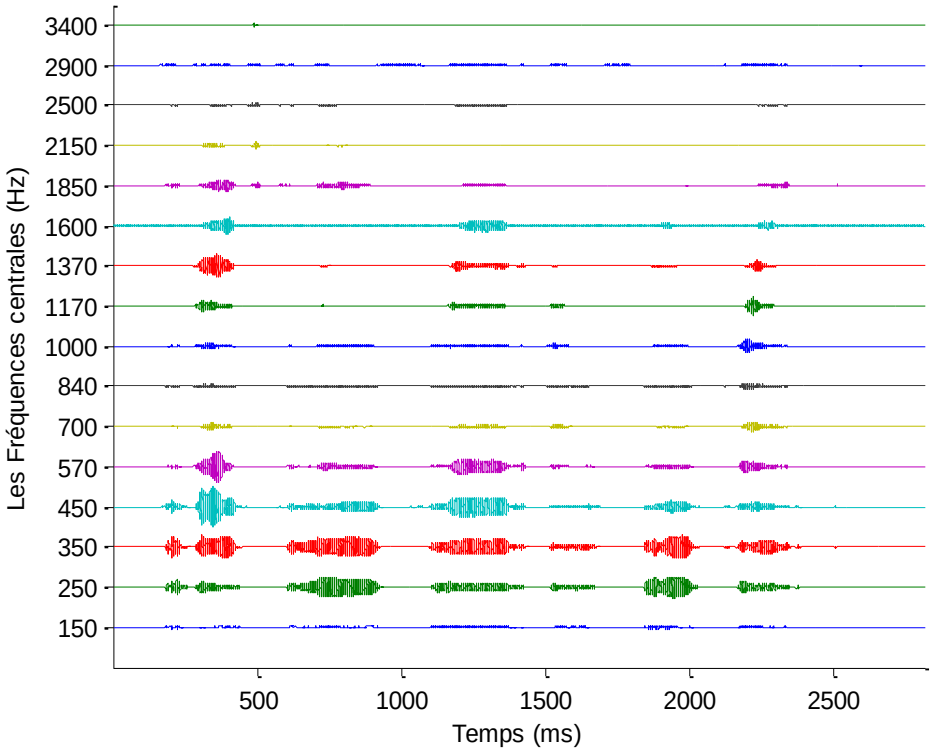


Figure III.13: Signal audio filtré par banc de filtres RIF.

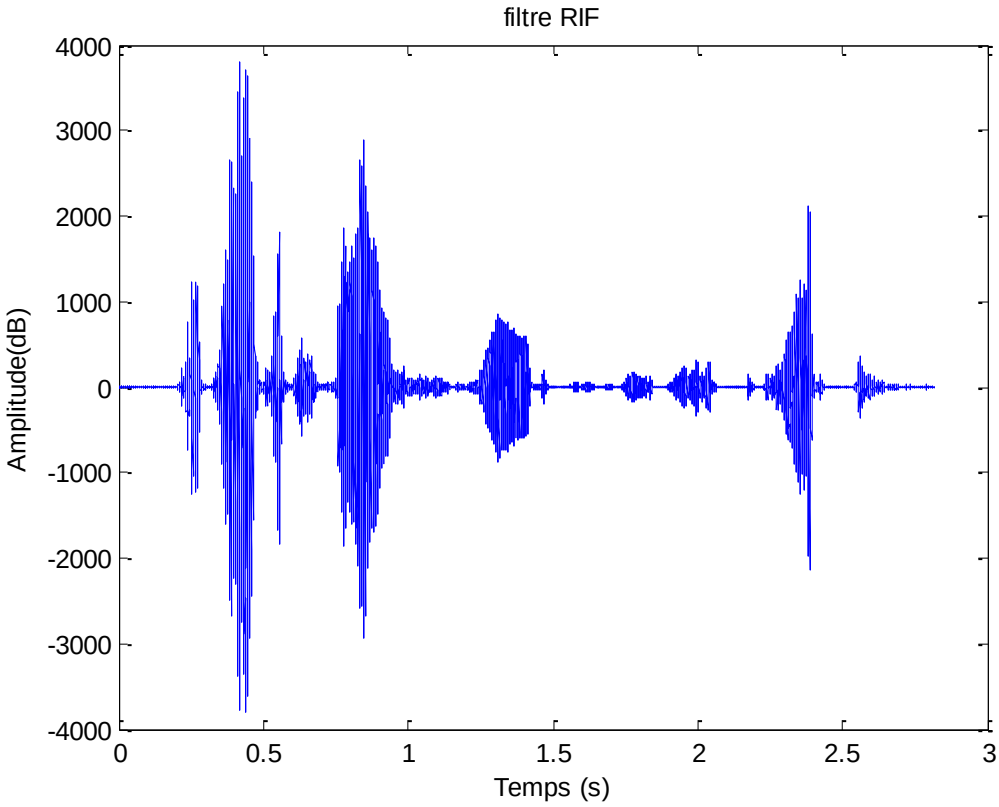


Figure III.14: Exemple de Signal audio filtré dans le canal 12 (fc=1850 Hz).

III.8.2. Extraction d'enveloppe

Deux méthodes différentes peuvent être utilisées pour extraire les enveloppes de filtre. La première méthode comprend la rectification (mono alternance ou double alternance) suivie d'un filtrage passe-bas à 200-400 Hz. La seconde méthode, qui est actuellement utilisée par l'appareil Med-El, utilise la transformée de Hilbert. Aucun avantage n'a été démontré pour l'utilisation d'une méthode plutôt qu'une autre pour l'extraction de l'enveloppe.

Dans notre travail nous avons utilisées la deuxième méthode de transformée Hilbert comme elle est représenté sur la figure suivante :

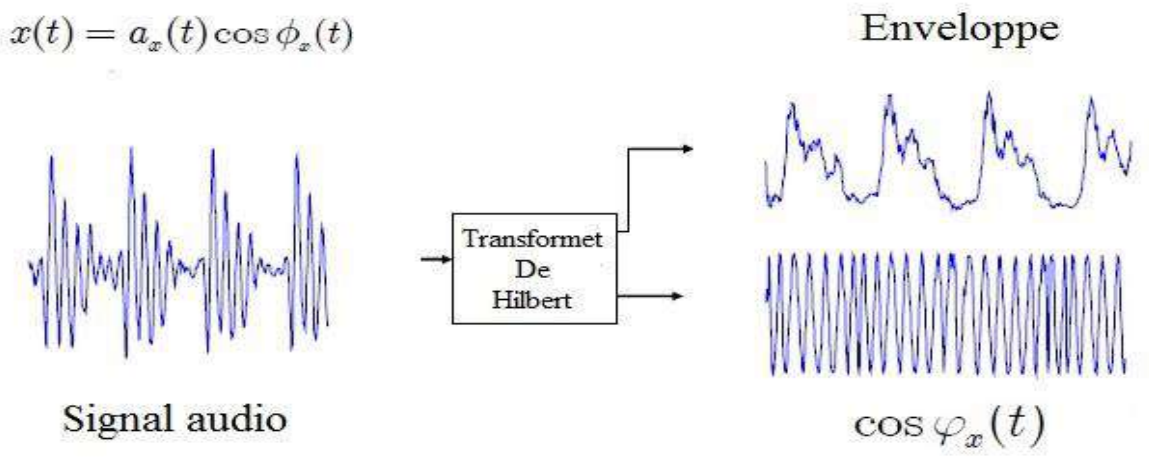


Figure III.15: Enveloppe avec transformation de Hilbert.

Cette dernière fournit une enveloppe qui représente de façon optimale l'évolution temporelle de l'énergie dans la bande de fréquence du filtre. La figure (III.16) suivante représente l'extraction d'enveloppe du signale audio choisi précédemment (canal 12).

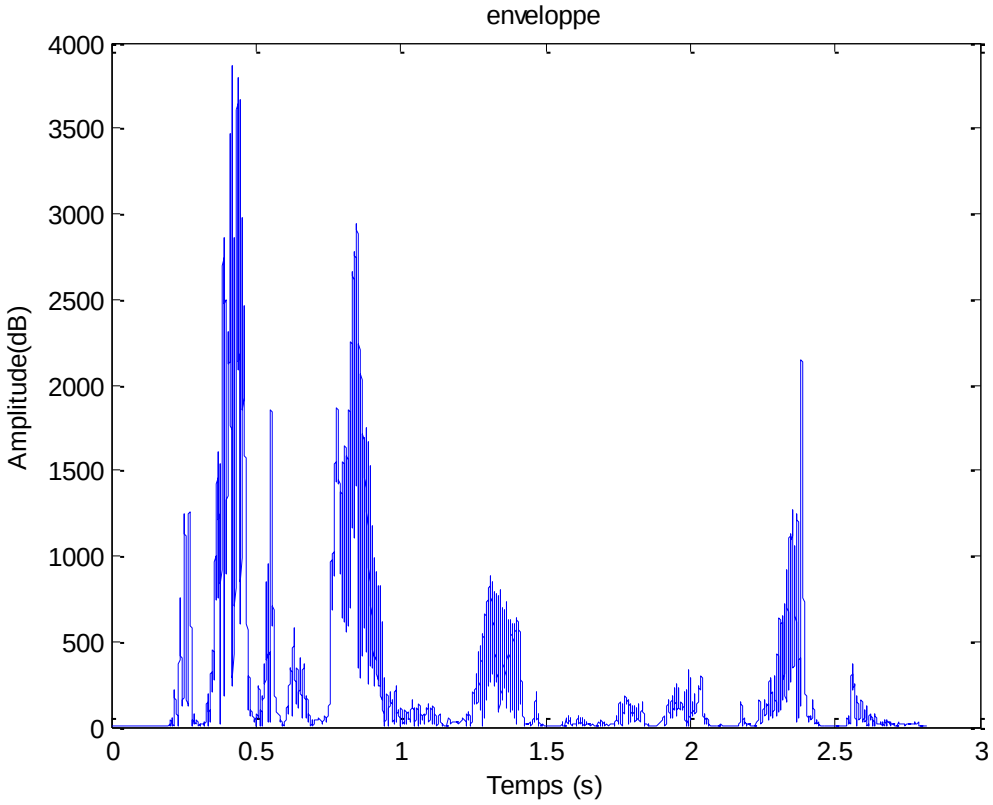


Figure III.16: Enveloppe de signal audio filtré par le canal 12.

III.8.3. Fonction de compression [19]

La compression (des sorties d'enveloppe) est une opération essentielle dans la stratégie CIS parce qu'elle convertit l'amplitude acoustiques à une amplitude électriques. Cette transformation est nécessaire parce que la gamme des amplitudes acoustiques de la parole conversationnelle est considérablement plus grande que la plage dynamique du patient. La gamme dynamique est définie ici comme la gamme des amplitudes électriques entre seuil (niveau à peine audible) et le volume niveau inconfortable (très fort). Dans le langage de la conversation, les amplitudes acoustiques peuvent varier dans une plage de 0 à 120 dB. Les utilisateurs d'implants, cependant, peuvent avoir une plage dynamique plus petite (par exemple 0-12 dB). Pour cette raison, on utilise une fonction de compression linéaire ou non-linéaire des amplitudes acoustiques pour s'adapter à la dynamique électrique du patient.

La compression de l'enveloppe a été réalisée comme suit. Soit *A(i)* l'amplitude de l'enveloppe du canal i (i = 1,2,..,16), alors l'amplitude *B(i)* comprimé avec l'équation linéaire suivante:

$$B(i) = c * A(i) + d \qquad \textbf{(III.5)}$$

Où **c** et **d** sont des constantes choisies de telle sorte que les amplitudes comprimé se situe dans une certaine plage dynamique, notamment de 6 dB, 12 dB, 18 dB ou 24 dB. Les constantes **c** et **d** ont été calculés selon les équations suivantes :

$$c = \frac{Y_{max} - Y_{min}}{X_{max} - X_{min}} \quad \textbf{(III.6)}$$

$$d = Y_{min} - c * X_{min} \quad \textbf{(III.7)}$$

La figure (III.17) représente la fonction de compression que nous avons utilisé Où Xmax et Xmin sont les amplitudes maximale et minimale enveloppe entrée.

Et Ymax et Ymin sont les amplitudes maximale et minimale enveloppe sortie.

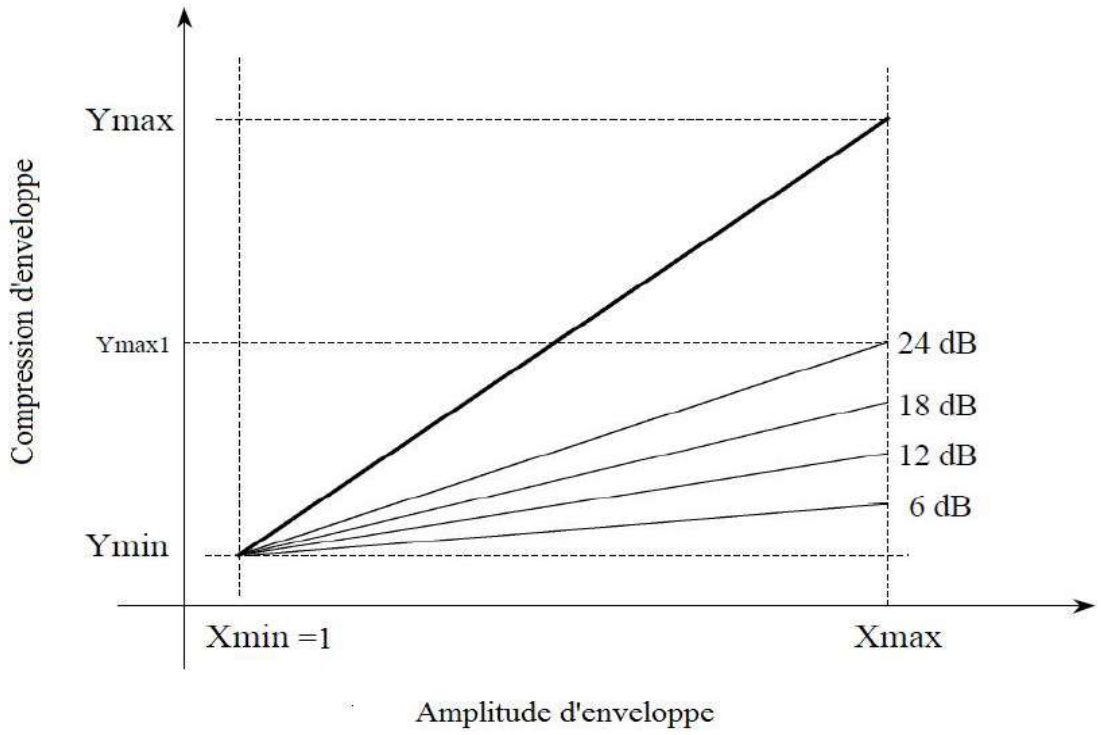


Figure III.17: Fonction de Compression

Nous avons fixé Xmin à 1, et Ymin à Xmin c-à-d Ymin = Xmin, et modifié la valeur de Ymax de sorte que les amplitudes comprimé est tombé dans une certaine plage dynamique. Ainsi, par exemple, la valeur Ymax pour le 24 dB a été calculée selon l'équation suivante :

$$Y_{max} = Y_{min} * 10^{24/20} \quad \textbf{(III.8)}$$

En général, Ymax a été calculé comme suite :

$$Y_{max} = Y_{min} * 10^{DR/20} \quad \textbf{(III.9)}$$

Où DR est la plage dynamique désirée en dB.

L'enveloppe de signal audio est compressée par la fonction (III.5) Le résultat est représenté dans la figure suivante

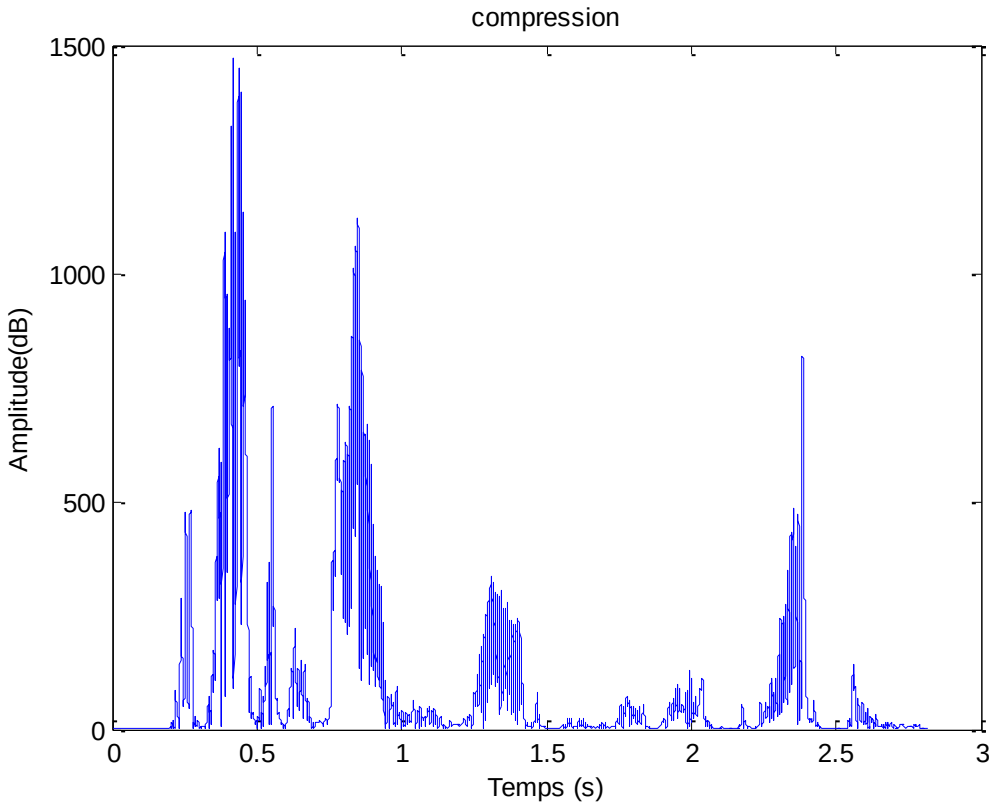


Figure III.18: Compression de signal audio filtré par le canal 12.

III.8.4. Modulation Amplitude

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

Nous avons utilisées la modulation d'amplitude. Elle consiste à faire varier l'amplitude d'un signal de fréquence élevée (les impulsions) en fonction d'un signal de basse fréquence (le signal comprimé).

Le nombre d'impulsions par seconde (pps) délivrée à chaque électrode peut être aussi petit que 250 impulsions/sec ou aussi grand que 5000 impulsions/sec dans certains appareils. La figure suivante montre l'effet du taux de stimulation (en pps) sur le signal modulé.

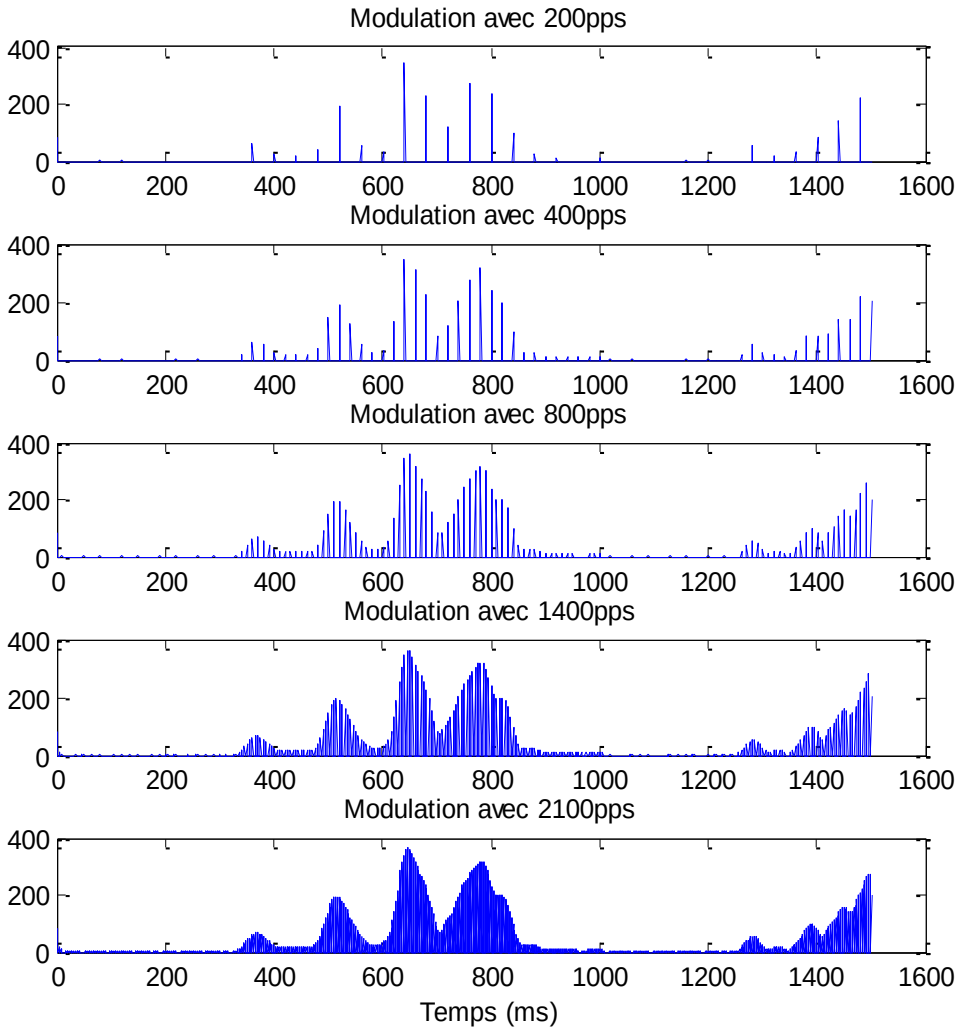


Figure II.19: L'effet de pps sur un signal modulé.

Malgré les avantages théoriques des fréquences de stimulation plus élevées, les résultats de plusieurs études n'ont pas été cohérents. Bien que la majorité de ces études ont montré un effet positif de la haute stimulation, quelques études n'ont trouvé aucun effet significatif. Certains patients ont reçu d'importants avantages à des fréquences de stimulation élevées tandis que d'autres patients ont reçu, peu ou pas d'avantages. Les raisons possibles pour les différences dans les résultats entre les différentes études sont les suivants:

(a) les différences dans la mise en œuvre de la stratégie CIS.

(b) les différences dans les matériaux de la parole utilisés.

(c) les différences dans la conception de l'électrode entre les périphériques. Chaque fabricant a sa propre mise en œuvre de la stratégie CIS.

La figure suivante représente la modulation de signal compressée avec 800 pps

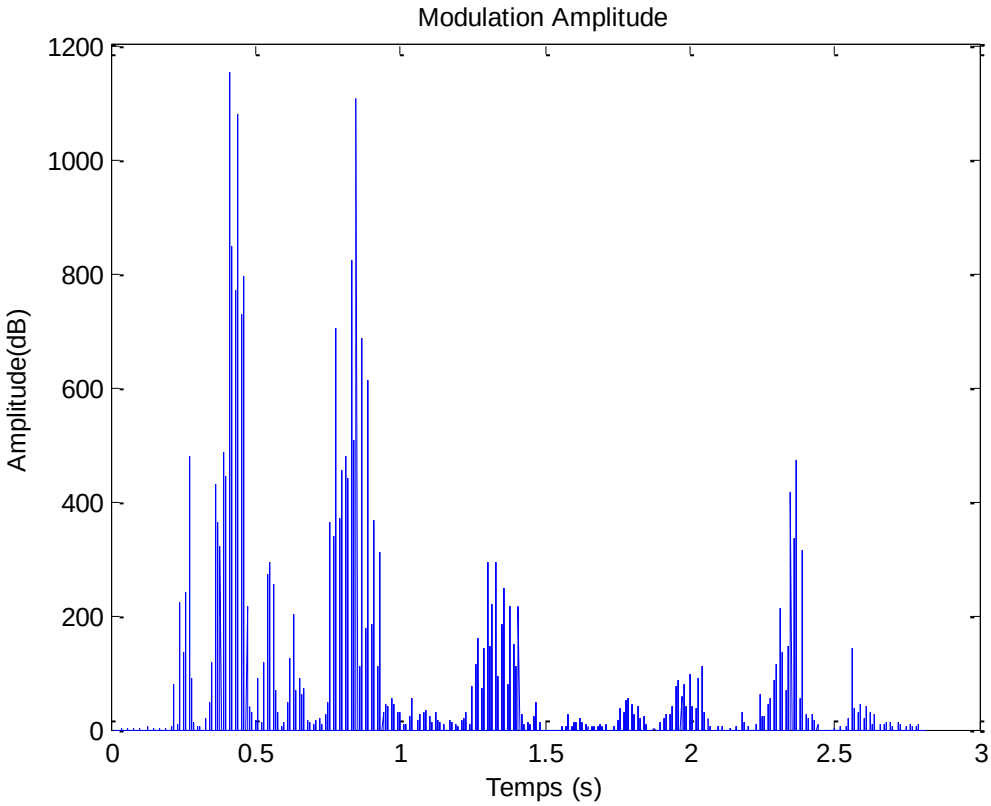


Figure III.20: la modulation de signal compressée avec 800 pps

III.9. Simulation de la stratégie CIS

Intéressons-nous plus précisément au signal audio. Plusieurs approches sont adoptées par les différents fabricants d'implants, nous allons simuler une d'entre elle nommée Continuous Interleaved Sampling (CIS).

Le nombre des électrodes excités étant limité, et afin de fournir suffisamment d'énergie dans chaque bande, le signal extérieur capté par le microphone passe dans un vocodeur. En effet, pour chaque bande à exciter, le signal découpé en 16 bands fréquences grâce au banc de filtre RIF, puis on récupère l'enveloppe du signal par Hilbert, ensuite comprimé et multiplier

cette compression par les impulsions pour la réalisation dans chaque bande, enfin on synthétise le signal obtenu par simulation matlab

La figure suivante représenté le block utilisées dans ce stratégie CIS.

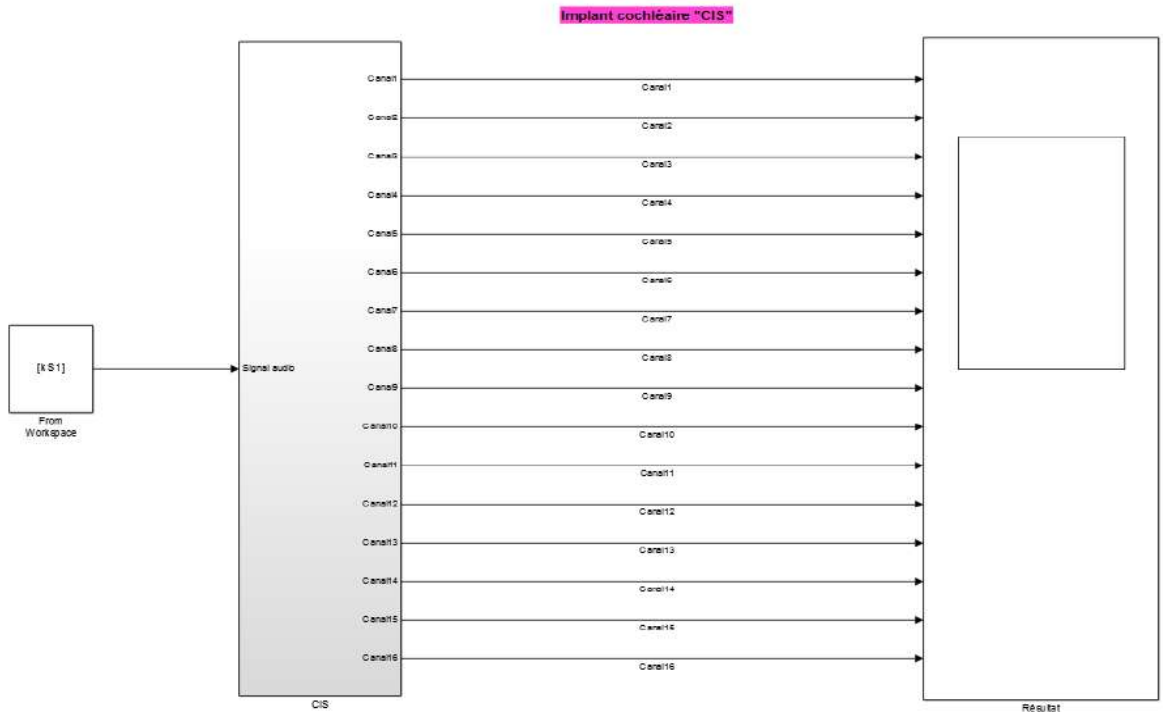


Figure III.21: Simulation de stratégie CIS.

Le canal 12 de block CIS est représenté dans la figure suivante :

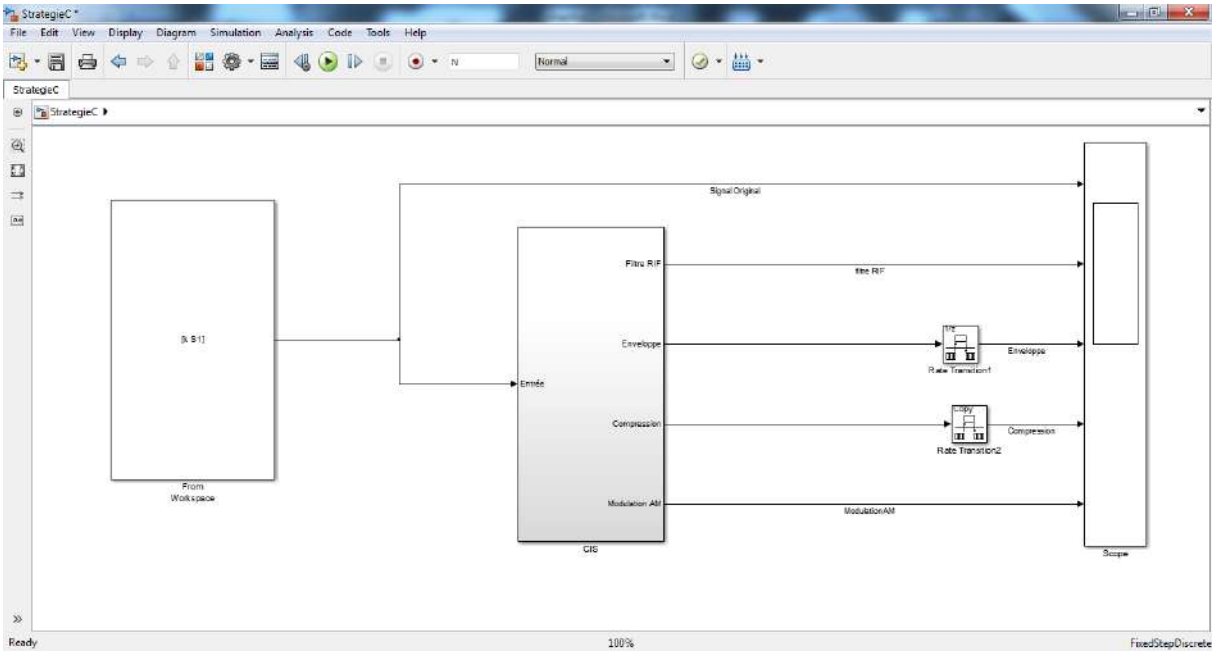


Figure III.22: Simulation d'un canal 12.

Dans le bloc From Workspace de library Sources, on doit entrer un tableau dont la première colonne est le temps et les colonnes suivantes sont les valeurs des signaux pour les temps donnés en première colonne. Dans notre cas, on définit k par k= (0 : N-1)' où N est la longueur de l'échantillon, qu'il faudra aussi entrer comme "Stop time" dans le schéma Simulink.

Et le bloc CIS est un sous-système qui inclus les étapes de la stratégie CIS sur le canal 12, la figure suivante représente le comportement de ce sous-système:

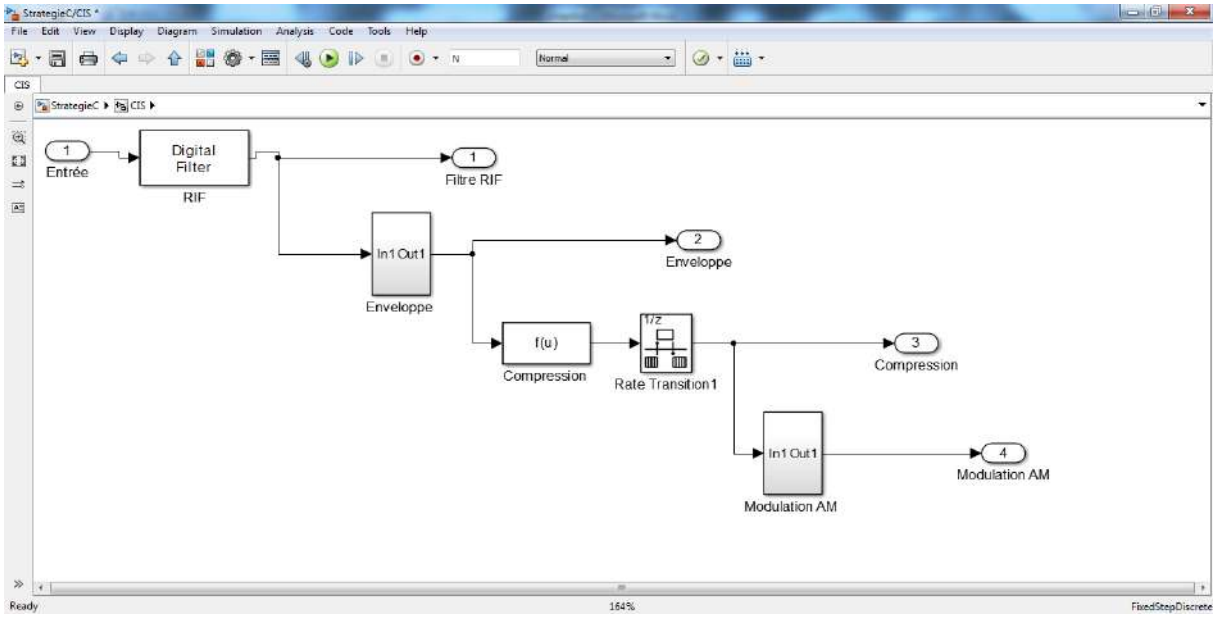


Figure III.23: Les étapes de la stratégie CIS.

III.9.1. Les étapes de la stratégie CIS par simulation

La figure précédente montre les étapes de la stratégie CIS

.

- **Banc de filtre**

On utilise block Digital Filter Design qui se trouve au (Signal Processing Blockset/ Filtering/ Filter Designs/ Digital Filter Design) pour filtré le signal audio par banc filtre RIF de type pass band, La figure suivante représente les paramètres de canal 12 avec 8000 Hz de fréquence échantillonnage.

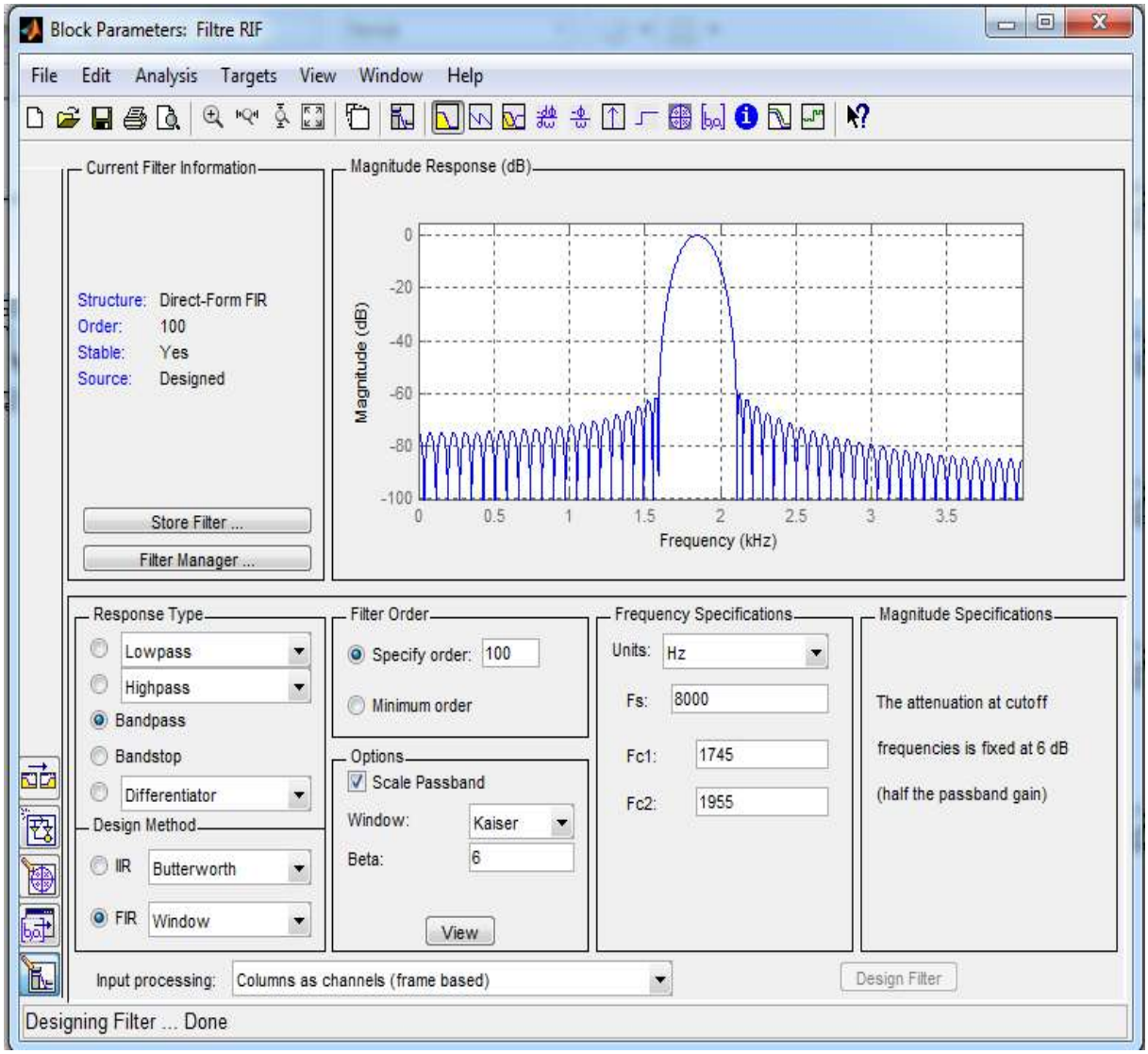


Figure III.24: Les paramètres de filtre RIF.

Après le choix les paramètres, on fait : File➔Export to Simulink Model

- **Détection d'enveloppe**

La figure suivante représente le sous-système d'enveloppe:

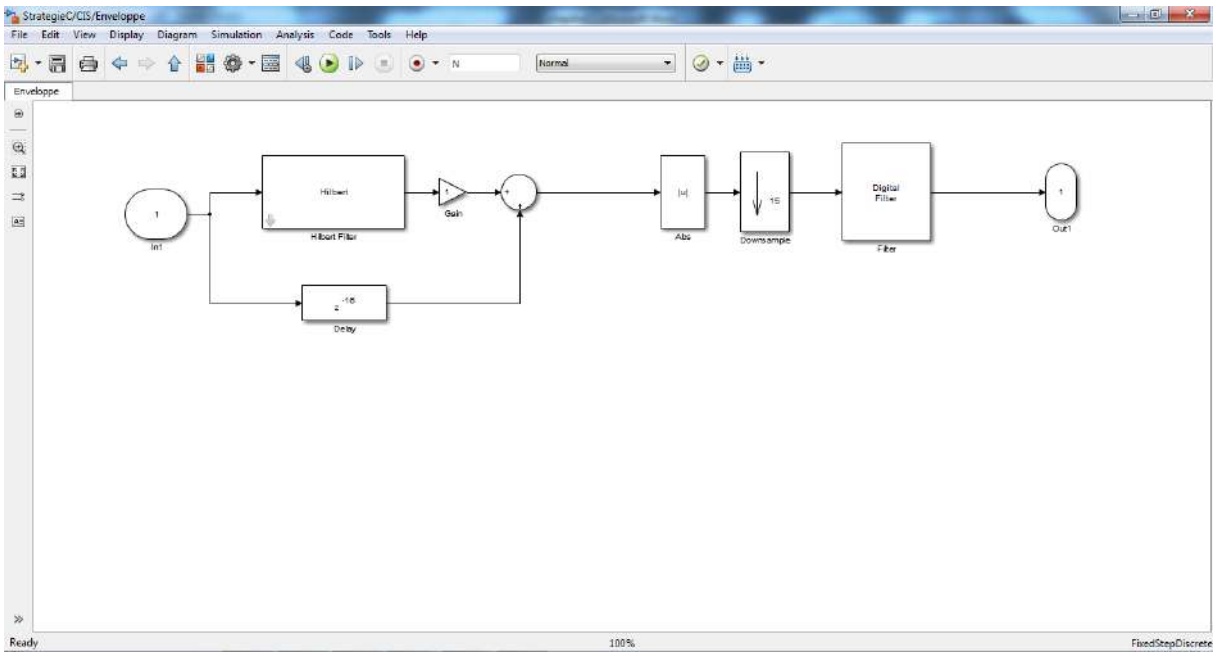


Figure III.25: Simulation d'enveloppe.

Les blocs utilisés dans le schéma précédent sont représentés dans le tableau suivant :

Block	**Library**	**Quantité**
In1	Commonly Used Blocks	1
Delay	Commonly Used Blocks	1
Hilbert filter	Filter Designs	1
Sum	Commonly Used Blocks	1
Abs	Maths Operations	1
Gain	Commonly Used Blocks	1
Downsample	Signal operations	1
Low pass filter	Filter Designs	1
Out1	Commonly Used Blocks	1

Tableau III.1: Les blocs utilisés dans simulation d'enveloppe.

- **Fonction de compression**

Nous avons utilisées le block Fcn de library User-Defined Functions, l'exepression de cette fonction est (III.5) pour compressé l'enveloppe du signal audio illustré dans la figure suivante:

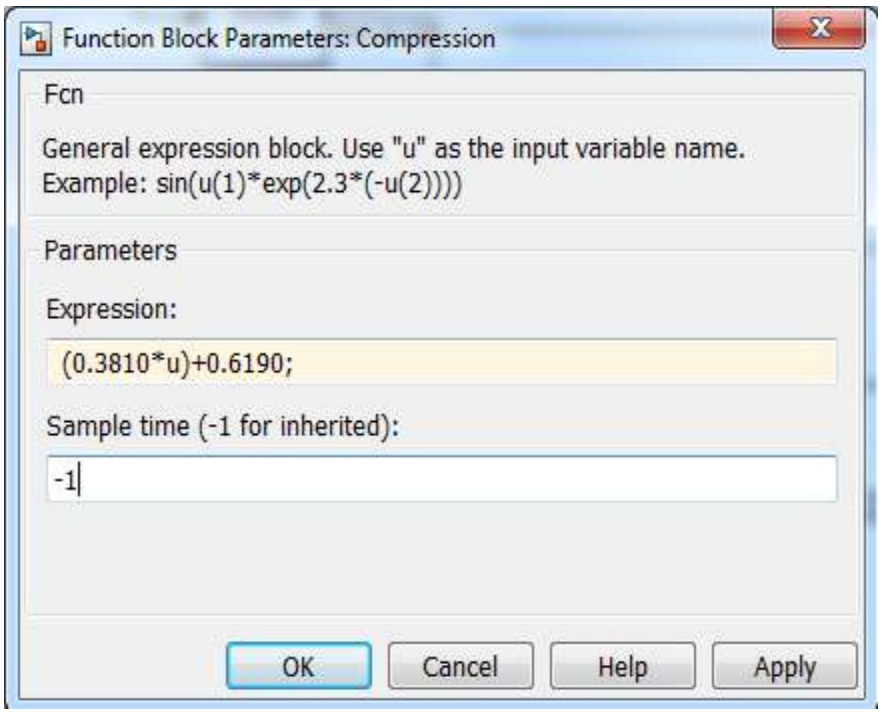


Figure III.26: Fonction de Compression.

Ou u est l'enveloppe de signal audio, c=0.3810 et d=0.6190 après les relations (III.6) et (III.7)

- **Modulation Amplitude**

La figure suivante représente le sous-système de modulation amplitude:

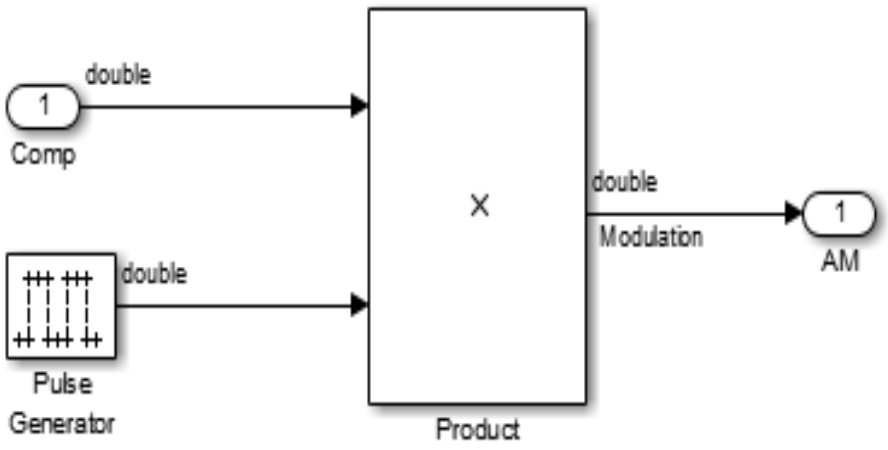


Figure III.27: Simulation de Modulation Amplitude.

Les blocs utilisés dans le schéma précédent sont représenté dans le tableau suivant :

Block	Library	Quantité
In1	Commonly Used Blocks	1
Pulse Generator	Sources	1
Product	Commonly Used Blocks	1
Out1	Commonly Used Blocks	1

Tableau III.2: Les blocs utilisés dans simulation de Modulation Amplitude.

La modulation est une multiplication entre le signal comprimé et les pulses, la période du pulse est calculé par la relation suivante :

$$Période = \frac{langueur\ d'onde}{nombre\ d'implusion\ par\ seconde} \qquad \textbf{(III.10)}$$

III.9.2. Le résultat de simulation

Le résultat de la simulation de la stratégis CIS est représenté dans la figure suivante :

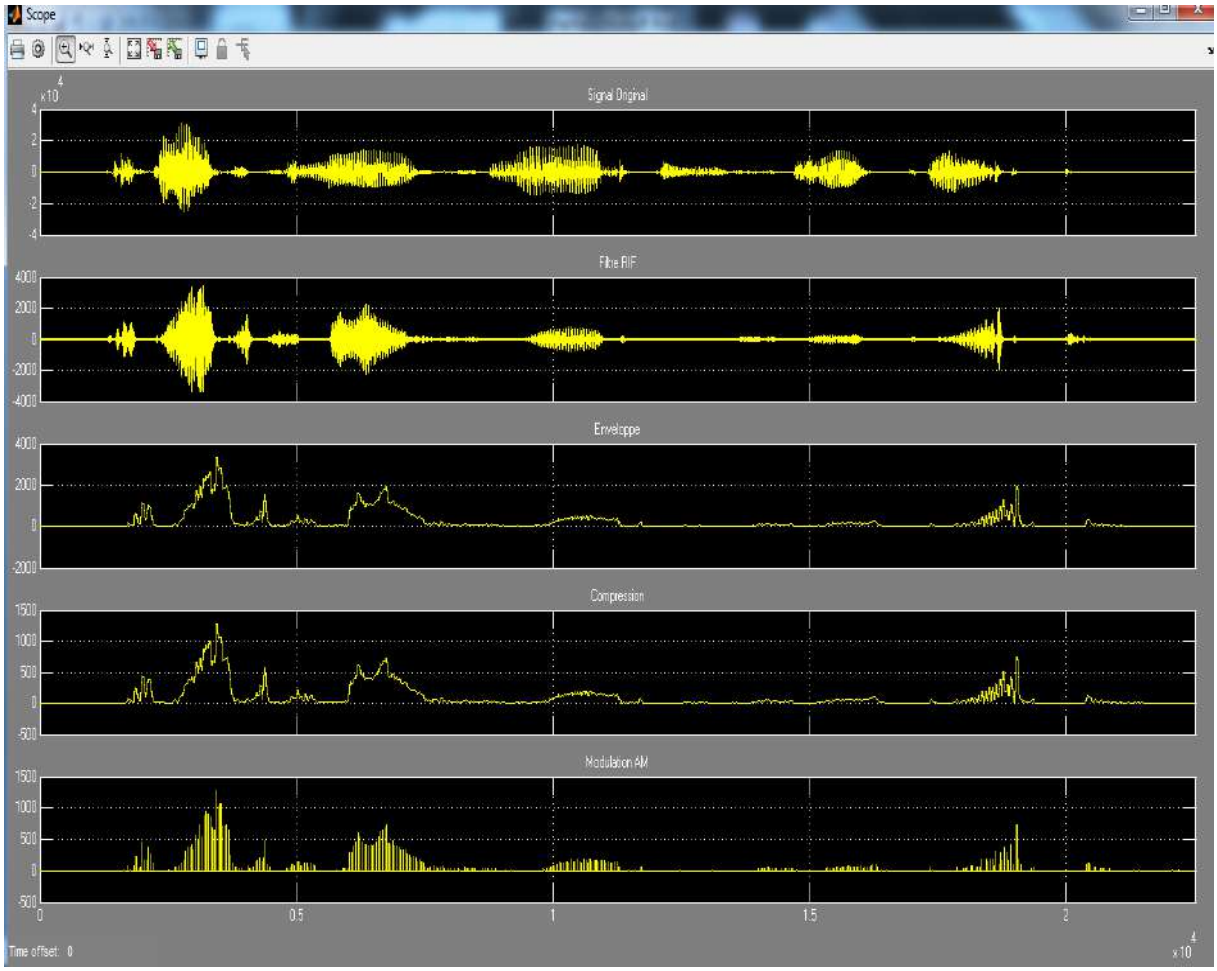


Figure III.28: Le résultat de simulation.

III.10. Génération du code VHDL de la stratégie CIS

III.10.1. Contrôle de la compatibilité

Dans la fenêtre de commande, par l'instruction checkhdl ('nom_projet/nom_block') on vérifie que notre modèle simulink est compatible.

```
>> checkhdl ('StrategieC/CIS')
```

On ne trouve pas les erreurs donc on peut générer le code VHDL

III.10.2. Génération du code VHDL

L'instruction makehdl ('nom_projet/nom_block') crée le répertoire 'hdlsrc' contenant le code VHDL de chaque block dans notre modèle simulink.

```
>> makehdl ('StrategieC/CIS')
```

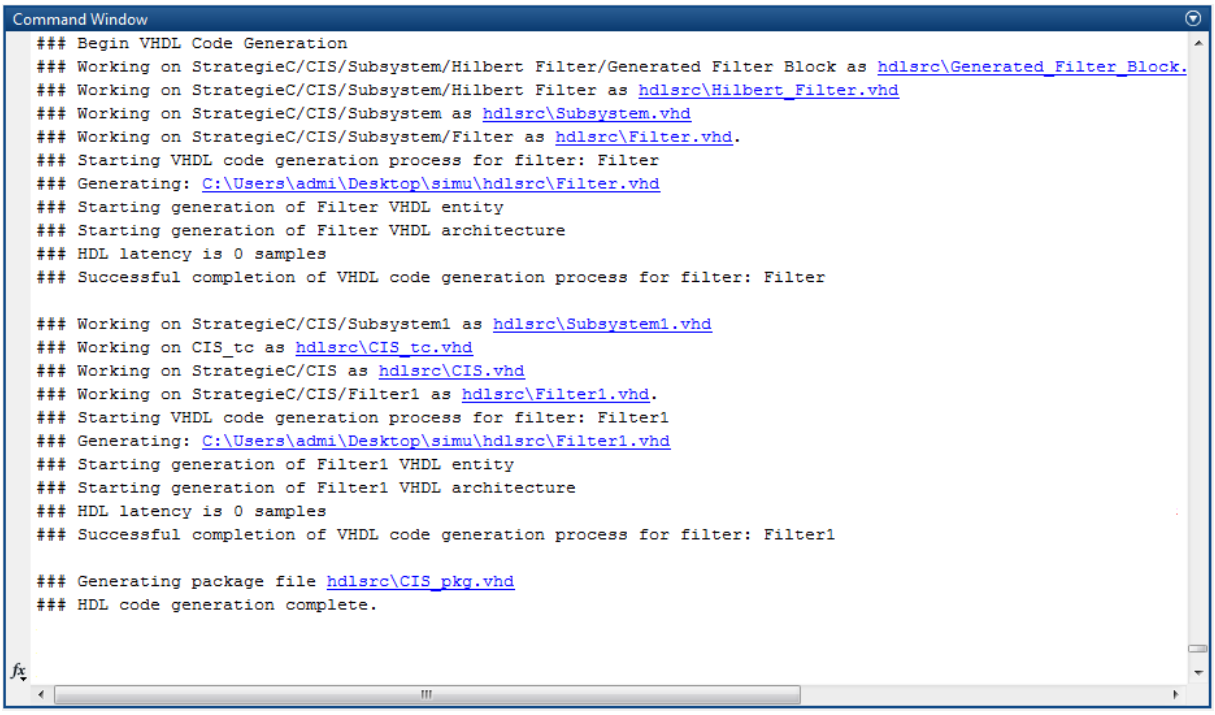


Figure III.29: Génération du code VHDL.

III.10.3. Génération du code testbench

L'instruction makehdltb ('nom_projet/nom_block') pour générer le code VHDL du test.

```
>> makehdltb ('StrategieC/CIS')
```

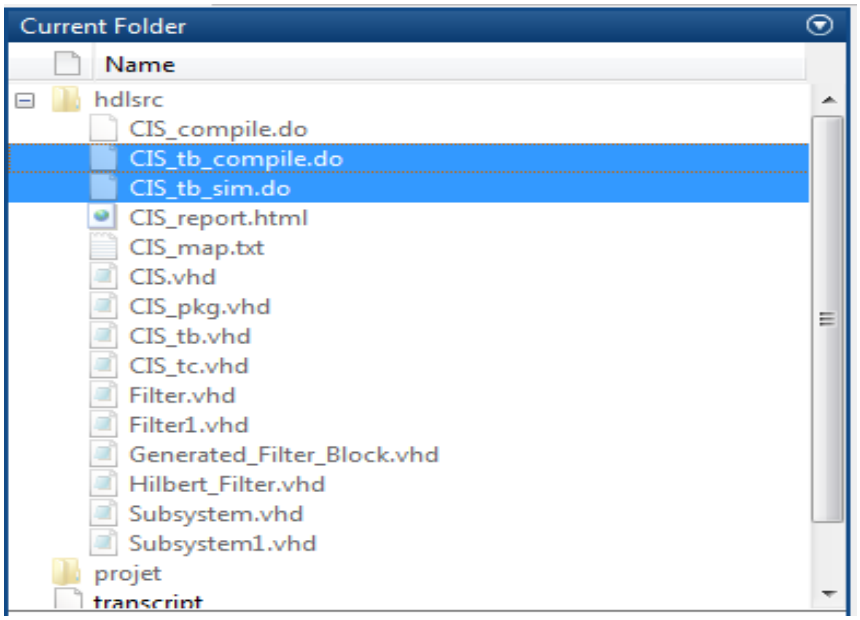


Figure III.30: Génération du code testbench.

III.10.4. La simulation dans le modelsim

On peut accéder au modelsim par l'instruction **vsim**.

>> vsim

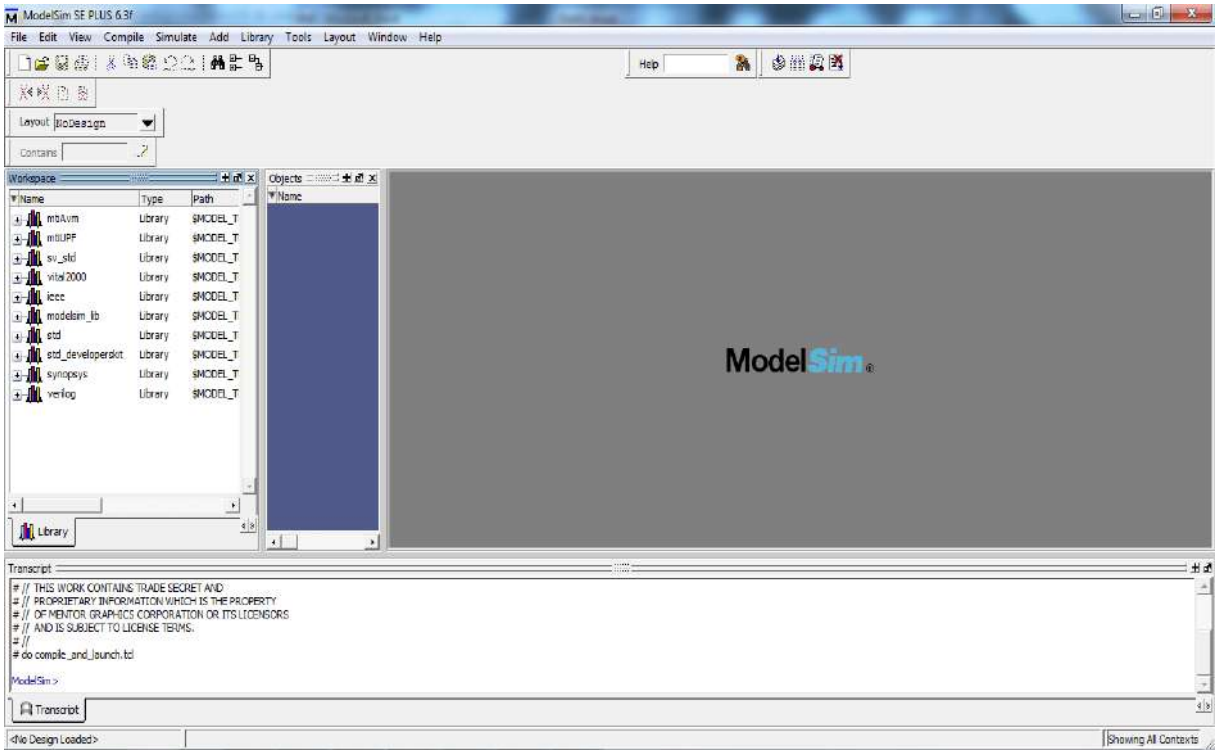


Figure III.31: Le modelsim.

On copie le code testbench de compilation présenté dans la figure (III.33) dans la fenêtre **"transcript"** du **modelsim**.

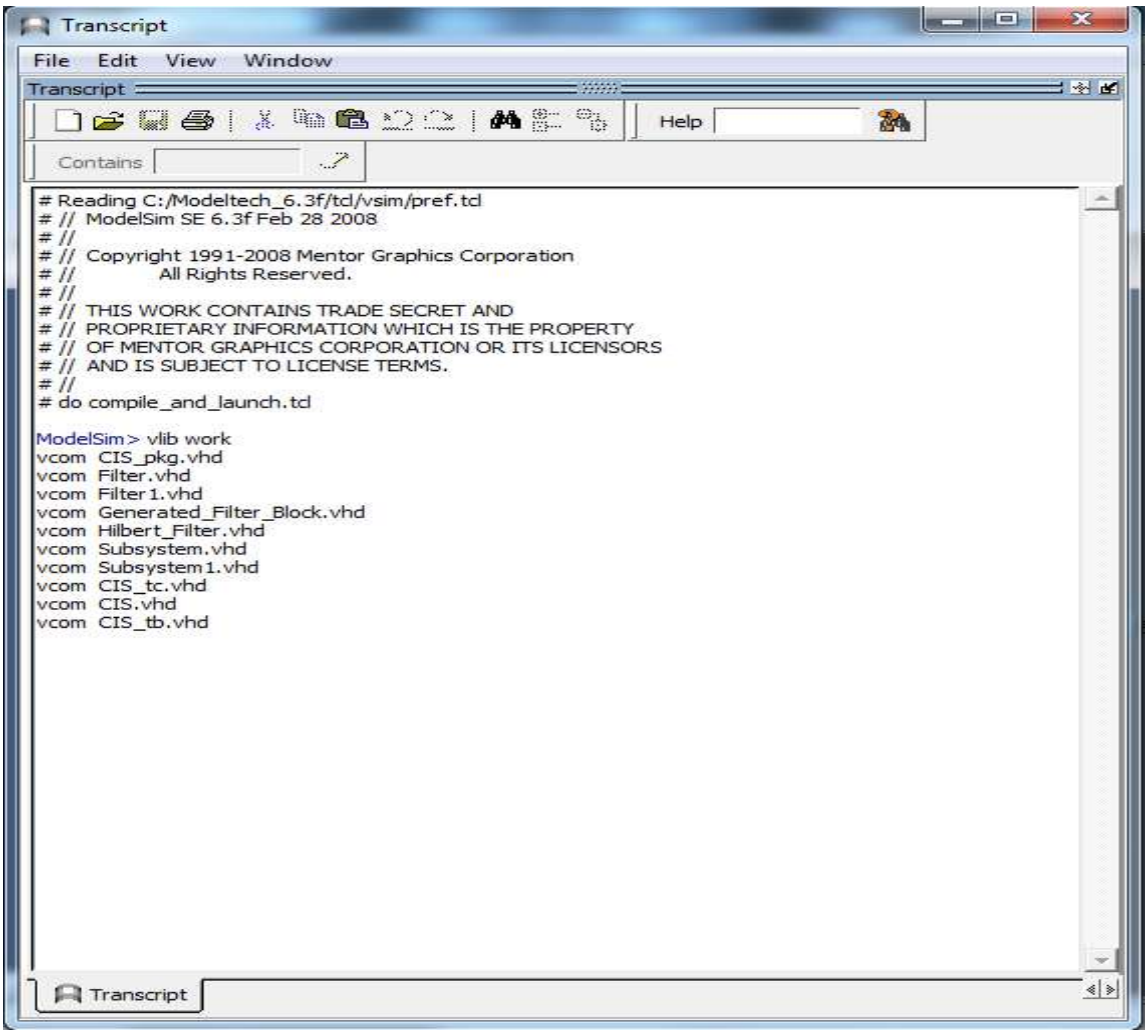


Figure III.32: Le code testbench de compilation.

Ensuite on copie le code testbench de simulation suivant :

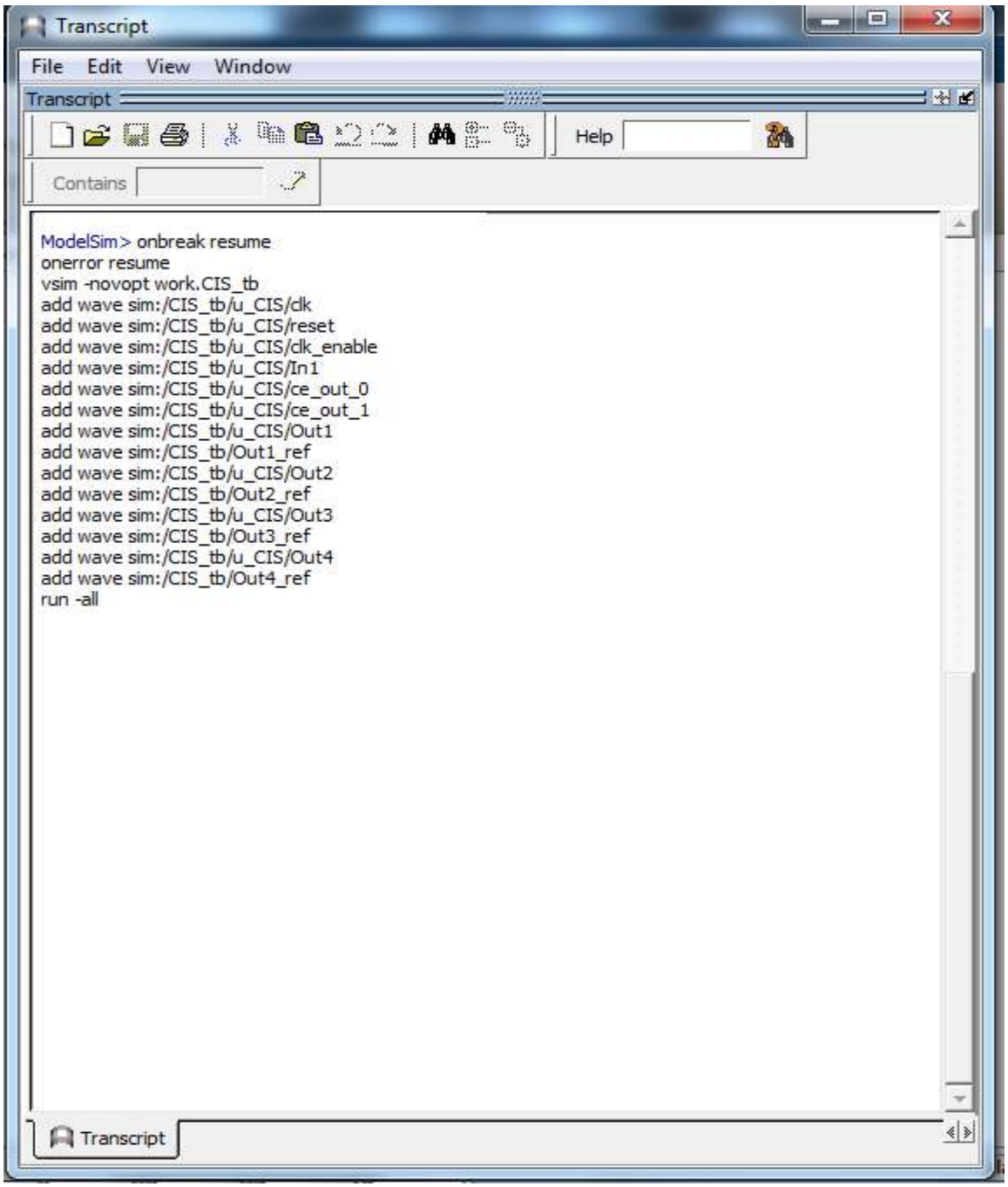


Figure III.33: Le code testbench de simulation.

Dans La fenêtre **"wave"** Le signal d'entrée et les signaux de sortie du stratégie CIS sont présentées avec une format numérique qui peut être modifié par click droite sur format analogique.

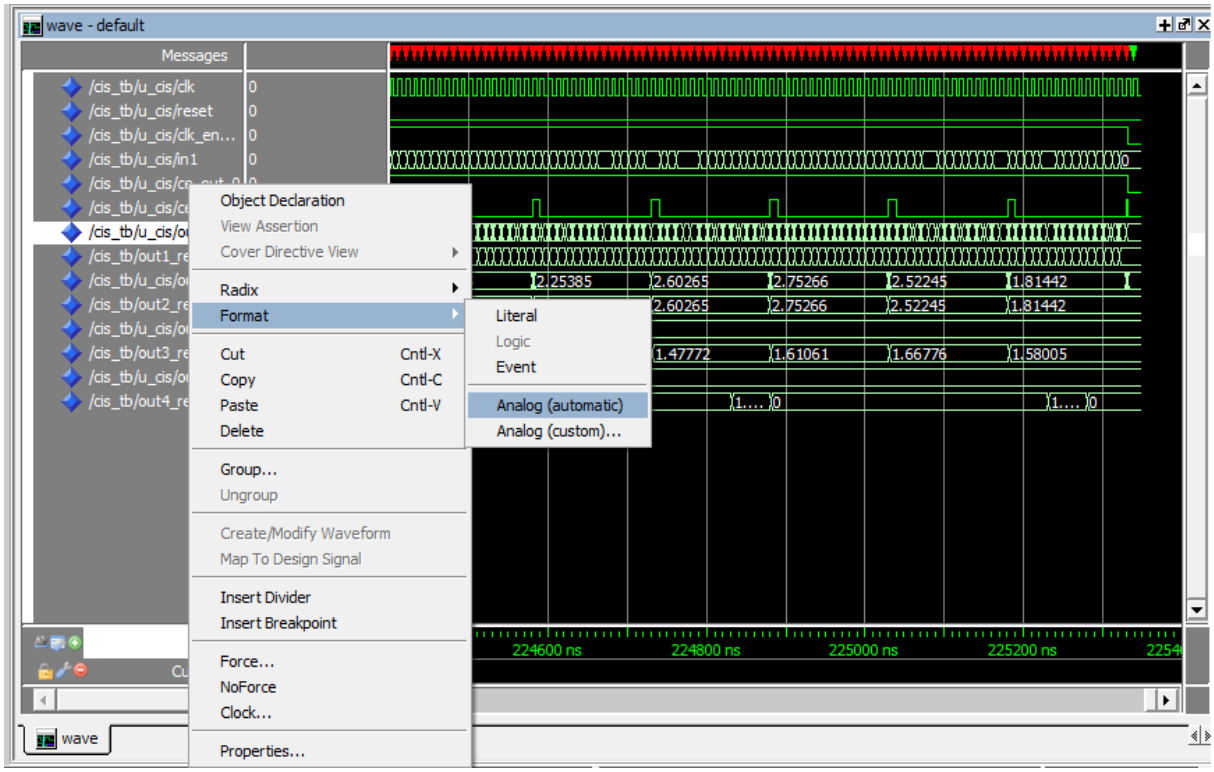


Figure III.34: La simulation (format numérique).

La figure (III.35) représente le signal d'entrée, le signal filtré, l'enveloppe, le signal compressé et le signal modulé avec un format analogique.

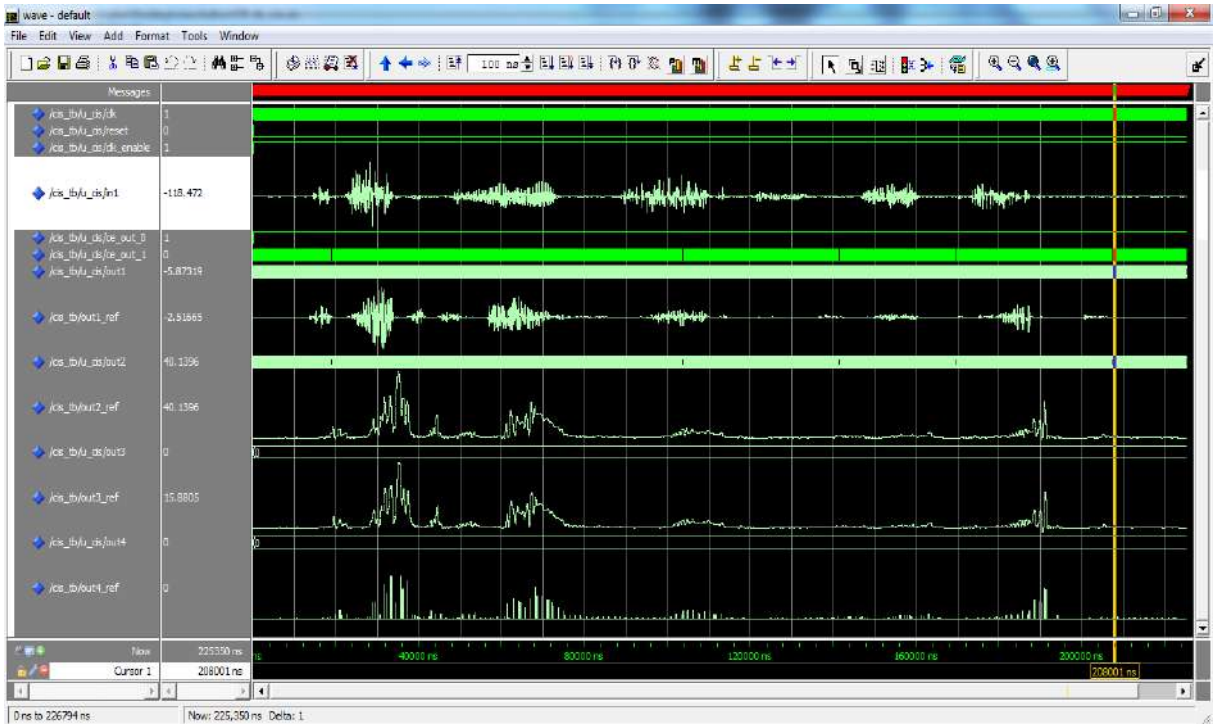


Figure III.35: La simulation (format analogique).

III.11. Conclusion

Le présent chapitre prend comme première partie la mesure de l'effet du bruit (Babble et WGN) sur le spectre des voyelles. Puisque nous sommes intéressés à savoir si les auditeurs emploient l'information de fréquence de formant pour identifier des voyelles dans le bruit.

Nous avons cherché à établir d'abord s'il existe une information fiable et relativement précise sur le nombre de canal ainsi l'ordre du filtre RIF à utiliser pour simuler la stratégie CIS en étudiant l'effet du bruit sur le spectre des voyelles et consonnes. Pour examiner cela, nous avons évalué le contraste spectral entre les différentes lettres avec différentes SNR et pour différentes nombre de bande critique.

L'analyse acoustique a indiqué que les deux types de bruit (Babble et WGN) examinés dans cette étude ont affecté les spectres des voyelles et consonnes d'une manière semblable. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux types de bruit (Babble et WGN)

La deuxième partie présente la simulation de la stratégie CIS réalisé sous Simulink/ MATLAB. Un code VHDL est ensuite générer et visualiser à l'aide de ModelSim

Conclusion

Générale

Conclusion générale

L'implant cochléaire est une avancée majeure dans le traitement des surdités. Eprouver le bonheur d'un patient qui sort de son isolement total est très satisfaisant pour le médecin. Il se compose d'une partie externe, amovible au même titre qu'un appareillage traditionnel, et d'une partie interne qui est introduite au cours d'une intervention chirurgicale.

L'anatomie de l'oreille, et en particulier celle de la cochlée, est déterminante vis-à-vis de notre perception auditive. Il est donc nécessaire pour comprendre l'audition de décrire, dans un premier temps, les organes et les mécanismes physiologiques mis en jeu dans ce processus très complexe ainsi que leur rôle respectif.

Ce mémoire traite la mise en œuvre d'un banc de filtre numérique ayant des bandes passantes réparties sur le spectre audible destiné à une prothèse cochléaire pour filtrer les sons, ce qui imite le même mécanisme d'analyse du signal dans la cochlée saine. Le paramètre essentiel de cette analyse est l'énergie qui va être extraite des différentes bandes, et sera ensuite codée à la partie interne de l'implant pour générer des stimuli électrique. Pour réaliser cette approche temporelle, nous avons étudié les méthodes de synthèse de filtres numériques non récursifs (RIF) ainsi que récursifs (RII).

Dans notre travail les sons sont filtrés en seize bandes de fréquence (de 150 Hz à 3400 Hz) selon le nombre d'électrodes adoptée. Pour chaque bande de fréquence, l'enveloppe du signal filtré est extraite par une transformation de Hilbert. Une fonction d'adaptation de l'amplitude de l'enveloppe issue de chaque bande de fréquence est ensuite nécessaire pour stimuler chaque électrode intra-cochléaires dans l'étroite plage dynamique électrique disponible. La forme de cette fonction d'adaptation est généralement logarithmique. Finalement chacune des électrodes intracochléaires est stimulée par des pulses bi-phasiques de courant modulés en amplitude par l'enveloppe du signal acoustique de la bande de fréquence associée à cette électrode. Les électrodes disponibles sont stimulées les unes après les autres de la plus apicale à la plus basale.

Au-delà des critères d'implantation, l'implant présente des limites perceptives. Globalement, la compréhension dans le silence est acquise par la grande majorité des patients implantés. En futur, d'autres générations d'implants dotés de nouvelles stratégies vont progressivement élargir les indications vers certaines surdités sévères.

Annexe

Annexe

1. Aspects fréquentiels de la parole

La parole est constituée de plusieurs éléments, appelés phonèmes, dépendants les uns des autres. On peut caractériser ces phonèmes ainsi que leurs liens grâce à leurs aspects fréquentiels : présence ou non du fondamental laryngé, formants, transitions phonétiques ainsi que bruits d'explosion et de friction.

1.1.Le fondamental laryngé (F0)

La fréquence fondamentale, souvent appelée "F0", constitue une caractéristique très importante de nombreux signaux environnementaux comme les sons de parole. Elle correspond à la fréquence de vibration des cordes vocales lors de la production de voyelles ou de consonnes voisées. Elle génère des variations prosodiques, c'est-à-dire de mélodie et d'intonation, qui contribuent à l'identification du sexe, de l'âge et de l'identité du locuteur, ainsi qu'à la signification du message prononcé.

Le fondamental laryngé se trouve dans un registre grave, et différent selon les voix:

- homme: 80 à 250 Hz soit en moyenne 150 Hz environ.
- femme : 150 à 350 Hz soit en moyenne 250 à 300 Hz.
- enfant : 250 Hz et plus.

1.2.Les formants

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

a) le 1er formant (F1)

La zone formantique de F1 est située entre 250 et 750 Hz.

b) le 2ème formant (F2)

La zone formantique de F2 se situe entre 750 et 2500 Hz. C'est surtout ce deuxième formant qui est nécessaire pour l'intelligibilité du langage, et en particulier dans la zone située autour de 2 KHz.

c) le 3ème formant et les autres formants

3ème formant des voyelles

Le troisième formant est beaucoup moins caractéristique de la voyelle que le premier et le deuxième, car sa hauteur fréquentielle varie peu pour la majorité des voyelles.

Nasalité des voyelles

La nasalité des voyelles est marquée selon DELATTRE par la faible énergie du 1er formant et la présence de formants de nasalité : FN1 à 250 Hz, FN2 à 1000Hz, FN3 à 2000 Hz

Formants des consonnes

La nasalité consonantique se manifeste par l'existence de formants de nasalité supérieurs autour de 1000Hz et 2500 Hz qui occupent la tenue de la consonne.

2. Les différents traits acoustiques

a) grave / aigu

Cette opposition est caractérisée par la dominance de la partie haute ou basse du spectre sur l'autre. Pour les voyelles, c'est la position fréquentielle du F2 qui le contrôle. Pour les consonnes, ce sont la position fréquentielle du pôle de bruit ou turbulences et / ou la direction des transitions de F2 qui déterminent la valence aiguë ou grave de ce trait de tonalité. Pour /k/ et /g/, la valence de ce trait ne peut être déterminée qu'en fonction de l'environnement vocalique.

b) compact / diffus

Le trait de compacité est de nature spectrale et exprime une accumulation d'énergie acoustique dans la région centrale du spectre où se regroupent les formants des voyelles compactes et se dirigent les transitions F2 et F3 des consonnes compactes.

c) oral / nasal

La structure du phonème comprend un formant nasal. La nasalité est caractérisée par la mise en résonance nasale. Pour les consonnes, l'opposition minimale de la nasalité est entre /n/ et /L/.

d) vocalique / non-vocalique

Un phonème est vocalique si sa source phonatoire est unique, périodique, de faible amortissement et d'attaque non abrupte. Les voyelles sont des cas typiques, mais certaines consonnes peuvent aussi être vocaliques comme les liquides (/L/, /R/) par exemple.

e) sourd (non voisé) / sonore (voisé)

Le trait de voisement est caractérisé par la présence de la vibration des cordes vocales qui se visualise sur les spectrogrammes par la barre de voisement. Le trait de voisement se traduit fréquentiellement par le renforcement des fréquences graves autour de 250 Hz.

f) continu / discontinu

Un phonème est continu quand sa structure acoustique est continue dans le temps.
Une attaque abrupte distingue les occlusives qui sont discontinues des fricatives qui sont continues. Ce trait distingue aussi /L/ qui est continu de /R/ qui est discontinu dans certains environnements vocaliques.

g) les autres traits acoustiques

- consonantique / non-consonantique

Le trait consonantique se caractérise par la présence de pôles de bruits non périodiques, ce qui exclut toutes les voyelles.

- **glottalisé / non-glottalisé**

Un phonème est glottalisé lorsque le flux d'air est interrompu par la fermeture de la glotte. Ce trait caractérise certaines occlusives des langues amérindiennes, africaines, caucasiennes.

- **strident / mat**

La stridence est liée à la turbulence et constitue donc le trait acoustique des fricatives. Ce trait est peu utilisé pour la description des phonèmes du français.

- **bémolisé / non-bémolisé**

Le trait bémolisé est un trait de tonalité qui se caractérise par un déplacement vers le bas des formants et singulièrement en français par le déplacement du F2 des voyelles. Ainsi /i/ bémolisé devient /y/, par le transfert par le bas d'un demi-ton du F2.

- **diésé / non-diésé**

C'est l'inverse du trait précédent, il correspond à un déplacement vers le haut du F2.

- **tendu / lâche**

Ce trait est caractérisé par un son plus long et pour les occlusives par une force plus grande du bruit d'explosion. Pour les voyelles, il oppose en français le /a/ de pâte qui est tendu à celui de patte qui est lâche.

- **complexe / non-complexe**

Ce trait permet de créer des oppositions entre les voyelles à l'intérieur des séries de voyelles antérieures et postérieures (degré d'ouverture). Ce trait est peu usité.

3. Classification des phonèmes selon leurs traits acoustiques

a) voyelles

Les voyelles sont toutes vocaliques, continues et sonores.

/a/ : oral, compact, grave

/o/ : oral, diffus, grave

/e/ : oral, diffus, aigu

/u/ : oral, diffus, grave

/y/ : oral, diffus, aigu

/i/ : oral, diffus, aigu

b) consonnes

/p/ : oral, diffus, grave, interrompu, sourd, non vocalique

/t/ : oral, diffus, aigu, interrompu, sourd, non vocalique

/K/ : oral, compact, aigu, interrompu, sourd, non vocalique

/b/ : oral, diffus, grave, interrompu, sonore, non vocalique

/d/ : oral, diffus, aigu, interrompu, sonore, non vocalique

/g/ : oral, compact, aigu, interrompu, sonore, non vocalique

/f/ : oral, diffus, grave, continu, sourd, non vocalique

/s/ : oral, diffus, aigu, continu, sourd, non vocalique

/v/ : oral, diffus, grave, continu, sonore, non vocalique

/Z/ : oral, diffus, aigu, continu, sonore, non vocalique

/l/ : oral, diffus, aigu, + continu, sonore, vocalique

/m/ : nasal, diffus, grave, + continu, sonore, vocalique

/n/ : nasal, diffus, aigu, + continu, sonore, vocalique

/R/ : oral, + compact, grave, + continu, sonore, vocalique

/j/ : oral, compact, aigu, continu, sonore, vocalique

/w/ : oral, diffus, grave, continu, sonore, vocalique



Bibliographie



[1] http://www.cochlea.eu/son

[2] BUZER LILIAN, AKIL MOHAMED, « Conception d'une chaîne d'acquisition et d'émission de signaux acoustiques à partir d'un ordinateur dans le cadre du projet DREAMM**»** thèse présenté en janvier 2006.

[3] CLAIRE BOURGEOIS REPUBLIQUE, «Plateforme de réglage automatique et adaptatif d'implant cochléaire par algorithme évolutionnaire interactif» thèse présentée en LERSIA - Université de Bourgogne.

[4] THOMAS FILLON, «Traitement Numérique du Signal Acoustique pour une Aide aux Malentendants» le 14 décembre 2004.

[5] BATEL NOUREDDINE, «Conception et Réalisation d'un Implant Cochléaire pour Mal-entendants» mémoire en doctorat d'état le 15 décembre 2007.

[6] http://www.medel.com/fr/showprint/index/id/63

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

[8] DAN GNANSIA, «Modèle auditif en temps réel Dan Gnansia» Mémoire pour le Master Sciences et Technologie de l'UPMC en Juillet 2005.

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

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

[11] BRUNEAU AUDREY, « PERCEPTION AUDITIVE Le cas particulier de l'autisme », TER Licence MASS, Année 2009-2010.

[12] R. BEN ATITALLAH, A. BEN HAMIDA et N. MASMOUDI, « Optimisation de Filtres Numériques en Vue d'une Conception d'une Stratégie de Stimulation pour la Prothèse Cochléaire » Cours électronique.

[13] JACQUES PRADO, Maître de conférences à l'École nationale supérieure des télécommunications (ENST), Cours de « Filtres numériques »

[14] CELINE RICHARD, « Étude de l'encodage des sons de parole par le tronc cérébral dans le bruit » thèse de doctorat en Sciences cognitives sous la direction de Hung THAÏ-VAN, en 17 décembre 2010.

[15] Cours d'électronique « Modélisation AR et prédiction ».

[16] GILDAS HESSE, « Programmation des seuils liminaires de l'implant cochléaire MED-EL Tempo+ » Mémoire Présenté En Vue de l'Obtention Du Diplôme d'Etat d'Audioprothèse, Année 2001/2002.

[17] MOHAMED MAAZOUZ, « Implémentation Temps Réel d'un Vocodeur à Faible Débit » mémoire de Magistère en électronique à l'école national d'ingénieurs de Sfax, ENIS, Tunisie, 2006.

[18] GAURANG KISHOR PARIKH, B.E, « the effect of noise on the spectrum of speech» mémoire de Master option science de télécommunication, l'université de TEXAS dans DALLAS, aout 2002.

[19] PHILIPOS C. LOIZOU, « The effect of reduced dynamic range on speech understanding: Implications for patients with cochlear implants», l'université de TEXAS dans DALLAS.