

République Algérienne Démocratique et Populaire.
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Saâd Dahlab - Blida
USDB

Faculté des Sciences de l'ingénieur
Département d'Informatique

**Projet de Fin d'Etudes pour l'obtention
d'un diplôme d'Ingénieur d'Etat en Informatique.**
Option : Système d'Information

Sujet :

**Pathologie de la surdité de perception
Application de la technique PLP à une
prothèse auditive.**

Présenté par : DJANATI Mohamed Chiraz
AIDI Moncef

Promotrice : Dr M. GUERTI

Organisme d'accueil : Ecole National Polytechnique d'ALGER



Soutenu le : 28 Février 2007, devant le jury composé de :

N. BENBLIDIA	CC	USD-BLIDA	Présidente
M. GUERTI	MC	ENP-ALGER	Promotrice
F.Z. REGUIEG	CC	USD-BLIDA	Examinatrice
Z.A. BENSELAMA	CC	USD-BLIDA	Examineur

- N° / Promotion 2004

République Algérienne Démocratique et Populaire.
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Saâd Dahlab - Blida
USDB

Faculté des Sciences de l'ingénieur
Département d'Informatique

**Projet de Fin d'Etudes pour l'obtention
d'un diplôme d'Ingénieur d'Etat en Informatique.**
Option : Système d'Information

Sujet :

**Pathologie de la surdité de perception
Application de la technique PLP à une
prothèse auditive.**

Présenté par : DJANATI Mohamed Chiraz
AIDI Moncef

Promotrice : Dr M. GUERTI

Organisme d'accueil : Ecole National Polytechnique d'ALGER

Soutenu le : 28 Février 2007, devant le jury composé de :

N. BENBLIDIA	CC	USD-BLIDA	Présidente
M. GUERTI	MC	ENP-ALGER	Promotrice
F.Z. REGUIEG	CC	USD-BLIDA	Examinatrice
Z.A. BENSELAMA	CC	USD-BLIDA	Examineur

Résumé

Notre travail porte sur la conception d'une application qui simule le traitement d'un appareillage auditif, palliant une surdité de perception.

L'audition étant un sens particulièrement performant et complexe, compenser les pertes auditives des malentendants est une tâche difficile et délicate. Dans le cadre de notre étude, cette pathologie auditive correspond à une déficience des Cellules Ciliées Externes (CCE) qui se trouvent dans l'Oreille Interne (OI), cette déficience entraîne principalement un rehaussement des seuils auditifs, dû à la suppression des mécanismes actifs de la cochlée.

Nous nous sommes naturellement tournés vers l'étude d'une prothèse auditive externe, dont le champ d'application couvre le domaine du Traitement Numérique du Signal (TNS).

Parmi les techniques d'analyse du signal de parole, la technique de Prédiction Linéaire Perceptive (PLP) se distingue par son incorporation dans certaines propriétés perceptives, en l'occurrence, trois effets auditifs qui sont : la sélectivité spectrale de bande critique, la courbe d'intensité égale et la loi de puissance. Le principe de cette technique est analogue à celui de la prothèse auditive, c'est cette correspondance entre les deux principes qui nous a conduit à choisir la PLP pour réaliser notre application.

La perception de la parole est très importante, un déficit à ce niveau peut représenter un handicap majeur tant du point de vue physique que du point de vue social. Ce constat nous a conduit à appliquer notre travail dans ce domaine, mais pour des raisons pratiques, nous l'avons restreint aux voyelles orales du Français. Nous avons procédé à la réalisation d'un corpus constitué de mots réels contenant ces mêmes voyelles, leur enregistrement a été fait à des intensités qui permettent l'action des mécanismes actifs.

La validation de notre logiciel sera déduite des résultats de son application sur ce corpus.

Mots clés : perception auditive, psychoacoustique, surdité, CCE, prothèse auditive, PLP, parole.

Abstract

Our work concerns the conception of an application that simulates the treatment of an auditory prosthesis, compensating a perceptive deafness.

Hearing is particularly performant and complex, compensate the auditory losses of the deaf is a difficult and delicate task. As a part of our study, this auditory pathology fit to a deficiency of the external ciliate cells (ECC) that are located in the internal ear (IE), this deficiency principally induces a raising of the auditory thresholds, because of the cancel of the active mechanisms of cochlea. We naturally turned ourselves towards the study of an external auditory prosthesis, of which the application field covers the Digital Signal Processing (DSP) area.

Among the techniques for the analysis of speech, the Perceptive Linear Prediction (PLP) incorporate some perceptive properties, in this case, three auditory effects that are : the critical band spectral resolution, the equal loudness curve and the intensity loudness power law.

The principle of this technique is the same as the one of the auditory prosthesis, it's this correspondence between the two principles that induce us to choose the PLP to realize our application.

The perception of speech is very important, a deficit at this level can represent a major handicap on the physical and social standpoint. This report induces us to apply our work in this field, but for practical reasons, we restricted it to the oral vowels of the French. We proceed to the realization of a corpus composed of words containing these same vowels, their recording was done has intensities that allow the action of the active mechanisms.

Validation of our software will be deducted from the results of its application on this corpus.

Key words : auditory perception, psychoacoustic, deafness, ECC, PLP, speech.

ملخص

يتمثل عملنا في تصميم برنامج يحاكي المعدات السمعية لتخفيف الصمم الحسي (الإدراكي).

وبما أن السمع من أشد الحواس فعالية وتعقيدا فإن تعويض الأشخاص الصم عن إعاقتهم وخسائرهم السمعية يعتبر مهما وحساسا في نفس الوقت. يتعلق هذا المرض السمعي - في إطار دراستنا - بنقص في الخلايا الشعيرية الخارجية الموجودة في الأذن الداخلية. هذا العجز أو النقص يؤدي إلى رفع العتبات السمعية الناتجة عن إخماد الميكانيزمات الفعالة لتوقعة الأذن. وبهذا فقد اتجهنا نحو دراسة جهاز سمعي خارجي يكون تطبيقه في ميدان المعالجة الرقمية لإشارة.

ومن ضمن تقنيات تحليل الإشارة الكلمة، تتميز تقنية التنبؤ الخطي السمعي (PLP) غيرها من التقنيات ببعض الخصائص الإدراكية والتي نذكر منها ثلاث آثار سمعية:

- الانتقائية التطبيقية للحزمة الحرجية.
- منحى الكثافة المتساوية.
- قانون القوة.

إن مبدأ هذه التقنية يشابه مبدأ الجهاز السمعي وهذا ما أدى بنا إلى اختيار تقنية PLP لتطوير برنامجنا. يعتبر إدراك الكلمات أمرا في غاية الأهمية، وبالتالي فإن أي عجز على هذا المستوى يعتبر إعاقة على المستوى الجسدي والاجتماعي. وعلى هذا الأساس ارتأينا أن نطبق دراستنا في هذا الميدان، لكن وأسباب عملية على المصوتات. وقدمنا مجموعة من النصوص تحتوي كلماتها على نفس الحروف الصوتية تم تسجيلها بكثافات تسمح بنشاط الميكانيزمات الفعالة.

إن تقييم البرنامج، سيكون عبر نتائج تطبيقية على هذه المجموعة من النصوص (أو على هذه التسجيلات).

كلمات المفاتيح : التمييز السمعي، الدراسات العلمية لفهم الأصوات، الصمم الإدراكي، الخلايا الشعيرية الخارجية، الجهاز السمعي، التنبؤ الخطي السمعي، الكلام.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier particulièrement notre promotrice Mme Guerti Maître de conférence à l'ENP d'Alger, pour sa disponibilité, ses précieux conseils ainsi que le soin qu'elle a apporté à nous guider dans notre travail tout en nous inculquant la notion de recherche.

Nous remercions également Mme la présidente du jury N. BENBLIDIA ainsi que les membres du jury Mme F.Z. REGUIEG et M. Z.A. BENSELAMA pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre travail et leur disponibilité.

De même Nous remercions pour leur aide et soutien :

- M. Mohamed Benseghir, Ingénieur en Informatique à ARABSAT.
- Mlle Amel Djenane, Master en Electronique au niveau de la TDA.
- M. Bencherif Master en Electronique au niveau de la CDTA.
- Commandant Ahmed Sid, Professeur en Informatique à l'EMP de Bordj El Behri.
- Mr et Mme Fodail.

Nous remercions, pour leur apport tout au long de notre cursus universitaire l'ensemble des enseignants.

Dédicaces

Je dédie ce travail Je dédie ce projet à toute ma famille, notamment à mes parents dont le soutien moral et financier fut précieux.

Avec une pensée toute particulière à khalil Hocine, que dieu l'accueille en son vaste paradis.

DJANATI MOHAMED CHIRAZ

Dédicaces

Je dédie ce travail en signe de reconnaissance à mes très chers parents qui ont tout fait pour me donner une bonne éducation et me soutenir dans mes études.

A mes frères

A toute ma famille.

A Mme. Guerti

A mon binôme MOHAMED et sa famille.

A tout mes amis pour leur encouragement, aide et soutien en l'occurrence : raouf, mouloud, nadia, amel, sousou, khadija, samir, lamine, nabila, bachir, nawel, hicham, hakim, nassim.

AIDI MONCEF

Sommaire

Remerciements

Dédicaces

Liste des figures

Liste des tableaux

Liste des abréviations

Introduction Générale

Chapitre I : Généralités sur l'audition humaine

<i>1.1. Introduction</i>	5
<i>1.2. Anatomie et physiologie du système auditif</i>	5
<i>1.2.1. L'oreille externe</i>	6
<i>1.2.2. L'oreille moyenne</i>	7
<i>1.2.2. L'oreille interne</i>	8
<i>1.2.4. La cochlée</i>	9
<i>1.2.5. Le nerf auditif</i>	13
<i>1.3. Caractéristiques de l'audition</i>	15
<i>1.3.1. La capacité de discrimination auditive</i>	15
<i>1.3.3. L'audition spatiale</i>	15
<i>1.4. Psychoacoustique et filtres auditifs</i>	15
<i>1.4.1. Les dimensions perceptives du son</i>	16
<i>1.4.2. Mesure physique de l'intensité</i>	18
<i>1.4.3. Propriétés de l'oreille humaine</i>	18
<i>1.5. Principe des filtres auditifs</i>	21
<i>1.5.1. Masquage auditif</i>	22
<i>1.5.2. Largeur des filtres auditifs</i>	24
<i>1.5.3. Pattern d'excitation</i>	26
<i>1.6. Conclusion</i>	28

Chapitre II : Pathologies de l'audition humaine

II.1. Introduction.....	30
II.2. Types de déficiences auditives.....	30
II.3. Types de pathologies.....	31
II.3.1. Les acouphènes.....	31
II.3.2. L'hypersensibilité sonore.....	32
II.3.3. L'hypoacousie.....	33
II.3.4. Le vertige.....	34
II.3.5. La surdité.....	34
II.4. Effets et conséquences de la surdité.....	36
II.4.1. Réhaussement des seuils auditifs.....	37
II.4.2. L'élargissement des filtres auditifs.....	37
II.4.3. Le phénomène de recrutement.....	38
II.5. Audiologie.....	39
II.5.1. Audiométrie traditionnelle.....	39
II.5.2. Test d'impédance et tympanométrie.....	40
II.5.3. Audiométrie �lectroenc�phalographique.....	41
II.6. Prothèses auditives.....	42
II.6.1. Principe d'une prothèse auditive.....	43
II.6.2. Amplification et compression.....	44
II.6.3. Bancs de filtres.....	46
II.7. Conclusion.....	47

Chapitre III : Prédiction linéaire Perceptive (PLP)

III.1. Introduction.....	49
III.2. Notions pré-requis.....	49
III.2.1. Numérisation du signal.....	49
III.2.2. Transformée de Fourier.....	52
III.3. La prédiction linéaire.....	55
III.3.1. Principe.....	55
III.3.2. Le fenêtrage du signal.....	56
III.4. Principe de la prédiction linéaire perceptive.....	57
III.5. La technique PLP.....	57
III.5.1. L'analyse spectrale.....	58

<i>III.5.2. La sélectivité spectrale de bande-critique</i>	59
<i>III.5.3. Pré-accentuation d'intensité égale</i>	60
<i>III.5.4. La loi de puissance</i>	60
<i>III.5.5. La modélisation auto-régressive</i>	60
<i>III.6. Les modèles d'audition</i>	61
<i>III.7. Conclusion</i>	62

Chapitre IV : Application de la PLP aux voyelles du français

<i>IV.1. Introduction</i>	64
<i>IV.2. Méthodologie de conception</i>	64
<i>IV.2.1. Définition du problème</i>	65
<i>IV.2.2. La solution apportée</i>	66
<i>IV.2.3. Diagramme de flot de données</i>	66
<i>IV.2.4. Algorithmes</i>	68
<i>IV.3. Les classes phonétiques</i>	75
<i>IV.3.1. Les consonnes</i>	75
<i>IV.3.2. Les voyelles</i>	77
<i>IV.4. Elaboration du corpus</i>	79
<i>IV.4.1. Présentation de PRAAT</i>	80
<i>IV.4.2. Sonagrammes des mots choisis</i>	81
<i>IV.5. Environnement de simulation</i>	85
<i>IV.6. Description du logiciel</i>	85
<i>IV.7. Résultats et commentaires</i>	88
<i>IV.7.1. Interprétation des résultats</i>	90
<i>IV.8. Conclusion</i>	91

Conclusions générales & perspectives

Références bibliographiques.

Liste des figures

Figure I. 1 : Schéma de l'appareil auditif humain.....	6
Figure I. 2 : Schéma de L'oreille moyenne.....	7
Figure I. 3 : Schéma de L'oreille interne.....	8
Figure I. 4 : Section axiale de la cochlée.....	9
Figure I. 5 : Schéma de L'organe de Corti.....	10
Figure I. 6 : Représentation schématique de la tonotopie passive de la cochlée	11
Figure I. 7 : Amplitude des vibrations : reponse de la membrane basilaire d'un cobaye à un son pur de 10 kHz	12
Figure I. 8 : Courbe d'accord d'une fibre nerveuse.....	14
Figure I. 9 : Spectrogramme d'un coup donné sur un tam-tam.....	17
Figure I.10 : Champ auditif humain.....	19
Figure I.11 : Courbe d'effet de masque de bruits à bande étroite.....	22
Figure I.12 : Différents types de masquages temporels.....	23
Figure I.13 : Pattern d'excitation de deux sons purs de niveau modéré.....	26
Figure I.14 : Pattern d'excitation de deux sons purs de fort niveau.....	27
Figure II. 1 : Courbes d'audiogramme en fonction de l'âge.....	35
Figure II. 2 : Courbes de sonie avec recrutement pour un signal sinusoïdal.....	38
Figure II. 3 : Schéma général d'une prothèse auditive.....	44
Figure II. 4 : Exemple schématique de relation entrée/sortie dans une prothèse avec compression.....	45
Figure II.5 : Calcul du gain pour compenser le recrutement.....	46
Figure III.1 : Numérisation d'un signal.....	51
Figure III.2 : Reconstruction à partir des échantillons :CNA, filtrage passe-bas.....	51
Figure III.3 : Schéma fonctionnel de La technique PLP.....	58
Figure IV.1 : Fonctionnement d'une prothèse auditive.....	65
Figure IV.2 : Diagramme de flot de données	67
Figure IV.3 : Trapèze acoustico-articulatoire des voyelles françaises.	79
Figure IV.4 : Différentes fonctionnalités du logiciel PRAAT.....	79
Figure IV.5.a : Sonagramme du mot « pie » [pi].....	82

Figure IV.5.b : Sonagramme du mot « pur » [pyR].....	82
Figure IV.5.c : Sonagramme du mot « four » [fuR].....	82
Figure IV.5.d : Sonagramme du mot « fée » [fe].....	83
Figure IV.5.e : Sonagramme du mot « feu » [fø].....	83
Figure IV.5.f : Sonagramme du mot « seau » [so].....	83
Figure IV.5.g : Sonagramme du mot « dette » [dɛtə].....	84
Figure IV.5.h : Sonagramme du mot « peur » [pœR].....	84
Figure IV.5.i : Sonagramme du mot « dort » [dɔR].....	84
Figure IV.5.j : Sonagramme du mot « ma » [ma].....	85

.....Liste des tableaux.....

Tableau I.1 : Normalisation de l'échelle des Barks et découpage en 25 bandes critiques.....	25
Tableau II.1 : Classification des différentes maladies auditives.....	32
Tableau II.2 : Classification audiométrique.....	33
Tableau.III.1 : Le gain obtenu par la FFT.....	55
Tableau. IV.1 : Correspondance entre la PLP et la prothèse auditive.....	66
Tableau. IV.2 : Classification des consonnes françaises.....	77
Tableau. IV.3 : Exemples des voyelles nasales Françaises.....	78
Tableau. IV.4 : Exemples des voyelles orales Françaises.....	78
Tableau. IV.5 : Niveaux d'intensité des différents sons.....	80

Abréviations

AGC	Automatic Gain Control
API	Alphabet Phonétique International
BIAP	Bureau International d'Audio-Phonologie
CAG	Contrôle Automatique du Gain
CAN	Convertisseur Analogique Numérique
CCE	Cellules Ciliées Internes
CCI	Cellules Ciliées Internes
CNA	Convertisseur Numérique Analogique
CRIC	Centre Régional d'Imagerie Cellulaire.
dB	Decibel
DFT ou TFD	Discrete Fourier Transform
ERB	Equivalent Rectangular Bandwidth
FC	Fréquence Caractéristique
FFT ou TFR	Fast Fourier Transform
FS	Français Standard
HL	Hearing Level
HTL	Hearing Threshold Level
INSERM	Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale
JND	Just Noticeable Difference
LP	Linear Predictive
LPC	Linear Predictive Coding
MFCC	Mel Frequency Cepstral Coefficients
NA	Nerf Auditif
OE	Oreille Externe.

OI	Oreille Interne
OM	Oreille Moyenne
PLP	Prédiction Linéaire Perceptive
PLPVOF	Prédiction Linéaire Perceptive aux Voyelles Orales Françaises
SADT	Structured Analysis and Design Technique
SPL	Sound Pressure Level
TF	Transformée de Fourier
TFtD	Transformée de Fourier à Temps Discrèt
TOP	Transcription Orthographique Phonétique

Introduction Générale

L'audition humaine présente des mécanismes extrêmement perfectionnés et complexes. En outre, l'audition est un sens fragile qui subit l'effet du vieillissement de manière irréversible. La complexité des mécanismes participant à ses capacités, est telle que la réhabilitation des déficits auditifs devient plus difficile.

Pour soulager les handicaps des malentendants la solution nécessite donc d'avoir recours à des techniques de traitement de signal, appliquées aux prothèses auditives.

Ainsi notre travail cible une simulation du fonctionnement de la prothèse auditive traitant une pathologie concernant la surdité de perception, sur un malentendant par la méthode de Prédiction Linéaire Perceptive (PLP).

Notre PFE est composé de 4 chapitres :

- le premier présente d'une part, un travail de synthèse des connaissances portant sur l'audition en y décrivant les organes, les mécanismes physiologiques ainsi que leurs rôles respectifs. D'autre part, les processus cognitifs étant très complexes, la seule étude de la physiologie du système auditif ne permet pas de comprendre entièrement son fonctionnement. A cet effet, la deuxième partie de ce chapitre couvre la psychoacoustique. Cette discipline permet de caractériser les performances du système auditif et de modéliser son fonctionnement. Une des modélisations principales, introduite dans ce chapitre est la notion de filtre auditif qui indique que l'oreille traite les sons d'une manière comparable à un banc de filtres ;
- le deuxième expose une description générale des différentes pathologies touchant à l'audition ; une description plus détaillée est consacrée à la surdité de perception. Nous verrons par la suite son origine et ses conséquences et comment cela peut être traduit en psychoacoustique ; La prothèse auditive comme moyen de traitement pour palier à ce genre de déficit auditif, le fonctionnement de cet appareil et surtout celui de son module de traitement est décrit. De ce fait, une solution ultérieure pour sa simulation pourra être donnée ;
- le troisième présente la méthode de Prédiction Linéaire Perceptive (PLP) qui est une technique d'analyse du signal vocal fondée sur la modélisation du système auditif suivant un principe identique à la technique de Prédiction Linéaire (LP). De

par son principe, cette méthode est comparable au fonctionnement de la prothèse auditive traitant la pathologie concernée, ainsi nous verrons en détail les différentes étapes constituant cette technique ;

- le dernier présente la conception et la réalisation de notre logiciel de simulation. Toutes les données pratiques et théoriques évoquées dans les chapitres précédents serviront à la mise en œuvre de ce logiciel. Nous verrons donc l'analogie qui existe entre la PLP et le module de traitement de la prothèse auditive et les différents algorithmes composant les étapes de ce traitement. Des tests et l'analyse des résultats de ces derniers concluront ce chapitre pour mettre en évidence le travail effectué sur le signal de la parole et attester ainsi sur la véracité de nos objectifs.

Nous terminerons ce PFE par des conclusions générales qui se résument en une synthèse cohérente de tout notre travail avec une critique assez objective qui donnera matière à des perspectives en vue d'amélioration ou de complémentarité touchant ce domaine.

Chapitre I :

Généralités sur l'audition humaine

I.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les notions principales qu'il est nécessaire de connaître pour appréhender le domaine de la réhabilitation auditive.

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. La première partie de ce chapitre est donc consacrée à l'anatomie et à la physiologie de l'oreille.

Les processus cognitifs mis en jeu étant très complexes, la seule étude de la physiologie du système auditif ne permet pas de comprendre entièrement son fonctionnement. A cet effet, la deuxième partie de ce chapitre couvre la psychoacoustique. Cette discipline permet de caractériser les performances du système auditif et de modéliser son fonctionnement. Une des modélisations principales introduites dans ce chapitre est la notion de filtres auditifs qui indique que l'oreille traite les sons d'une manière comparable à un banc de filtres.

I.2. Anatomie et physiologie du système auditif

L'oreille ou le système auditif est l'organe récepteur de l'information sonore. Elle est composée du récepteur auditif et du système d'exploitation qui est situé dans le cerveau.

L'Oreille Externe (OE), l'Oreille Moyenne (OM) ainsi que le Nerf Auditif (NA) jouent le rôle de transmission. L'Oreille Interne (OI) a pour rôle la réception alors que le cortex s'occupe de la transmission et de l'analyse.

Nous allons décrire l'anatomie et la physiologie de chaque partie de cet organe ainsi que leur rôle respectif. Cette description du fonctionnement complexe de l'oreille est nécessaire pour comprendre les mécanismes de l'audition (Fig. I.1).

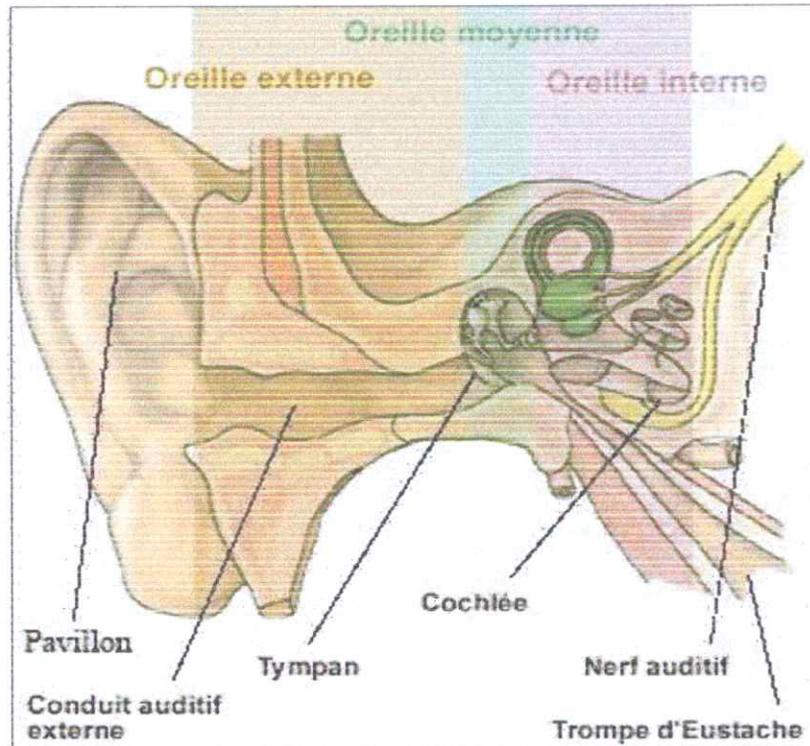


Figure I.1 : Schéma de l'appareil auditif humain [1].

1.2.1 L'oreille externe

L'OE est composée du pavillon (la partie visible du système auditif) auquel est rattaché le conduit auditif externe. Elle a une fonction d'antenne acoustique pour l'audition, c'est elle qui reçoit les vibrations acoustiques aériennes et les transmet à l'OM.

Le pavillon amplifie de quelques dB les fréquences avoisinant 5 kHz et le conduit auditif externe amplifie d'une dizaine de dB celles qui sont autour de 2,5 kHz.

On peut déduire que l'OE engendre globalement une amplification qui varie entre 5 et 20 dB sur la plage des fréquences de 2 à 7 kHz [2].

L'OE joue un rôle dans la localisation des sources sonores en transmettant au reste du système auditif, différentes informations spectrales et temporelles témoignant de l'origine spatiale de la source et qui sont interprétées par le cortex cérébral.

En effet, les ondes sonores transmises à l'OM sont altérées par la combinaison entre les effets de diffraction acoustique sur le corps ou sur la tête et les effets de la géométrie de l'OE. Pour chaque oreille, l'altération est en fonction de la position de la

source sonore par rapport au pavillon et par rapport à l'axe du conduit auditif externe. Elle concerne principalement les hautes fréquences [3],[4].

1.2.2. L'oreille moyenne

L'OM est une cavité remplie d'air, qui communique avec la bouche par la trompe d'Eustache. Elle est composée par la membrane tympanique et la chaîne des osselets ou chaîne ossiculaire (marteau, enclume et étrier). Le tympan sépare le conduit auditif externe de la cavité de l'OM qui est en relation avec la cavité buccale par la trompe d'Eustache. La fenêtre ovale, sur laquelle s'applique la platine de l'étrier, et la fenêtre ronde sépare l'OM et l'OI (Fig. 1.2).

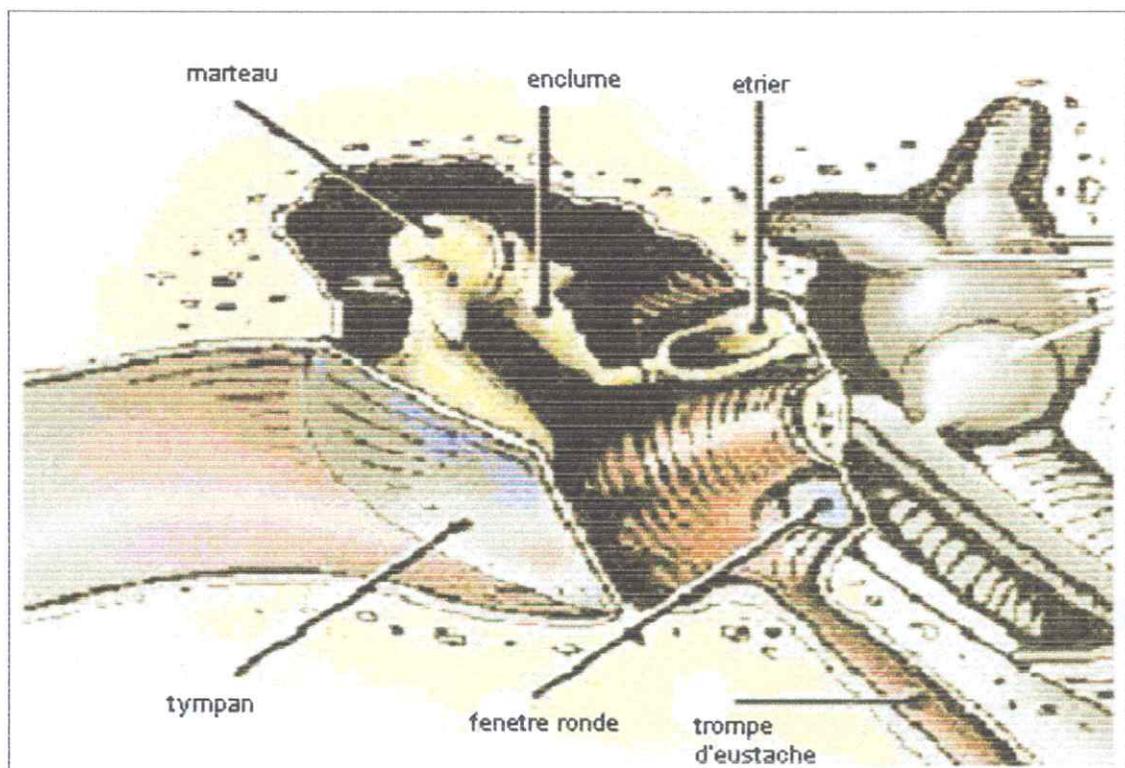


Figure 1.2 : Schéma de l'oreille moyenne [1].

La fonction principale de l'OM est de transmettre les vibrations aériennes vers l'OI en réalisant l'adaptation d'impédance nécessaire entre le milieu aérien et le milieu liquidien de l'OI. Sans cette adaptation d'impédance, l'énergie acoustique serait perdue dans sa quasi-totalité puisqu'il s'agit d'une transmission d'un milieu de basse impédance vers un milieu de haute impédance [2],[5].

L'adaptation est réalisée en partie par un effet de levier dû au mouvement des osselets, mais surtout grâce au rapport de surface entre la surface du tympan et celle de la platine de l'étrier qui s'appuie sur la fenêtre ovale de la cochlée [6].

La deuxième fonction de l'OM est de protéger, par le réflexe stapédien, l'OI aux sons de fort niveau.

Ce réflexe se déclenche normalement en 150 ms pour des sons de plus de 80 dB et en 25 à 35 ms pour des niveaux plus élevés. Il met en jeu le muscle stapédien qui, en se contractant, augmente la rigidité de la chaîne tympano-ossiculaire et réduit ainsi la transmission sonore vers l'OI [1],[5].

1.2.3. L'oreille interne

L'OI se compose de la cochlée, organe de l'audition et du vestibule, organe de l'équilibre. Par la suite, nous nous intéresserons plus en détail à la cochlée qui est responsable de la transduction du message acoustique en message nerveux.

Le vestibule, quant à lui se compose du Canal antérieur, l'ampoule du même canal, l'ampoule du canal horizontal, la saccule, le canal latéral (horizontal), le canal postérieur, l'ampoule du canal postérieur et l'utricule.

La cochlée comprend le Canal cochléaire, l'hélicotrème, la fenêtre ovale, la fenêtre ronde, la rampe vestibulaire et la rampe tympanique (Fig. 1.3).

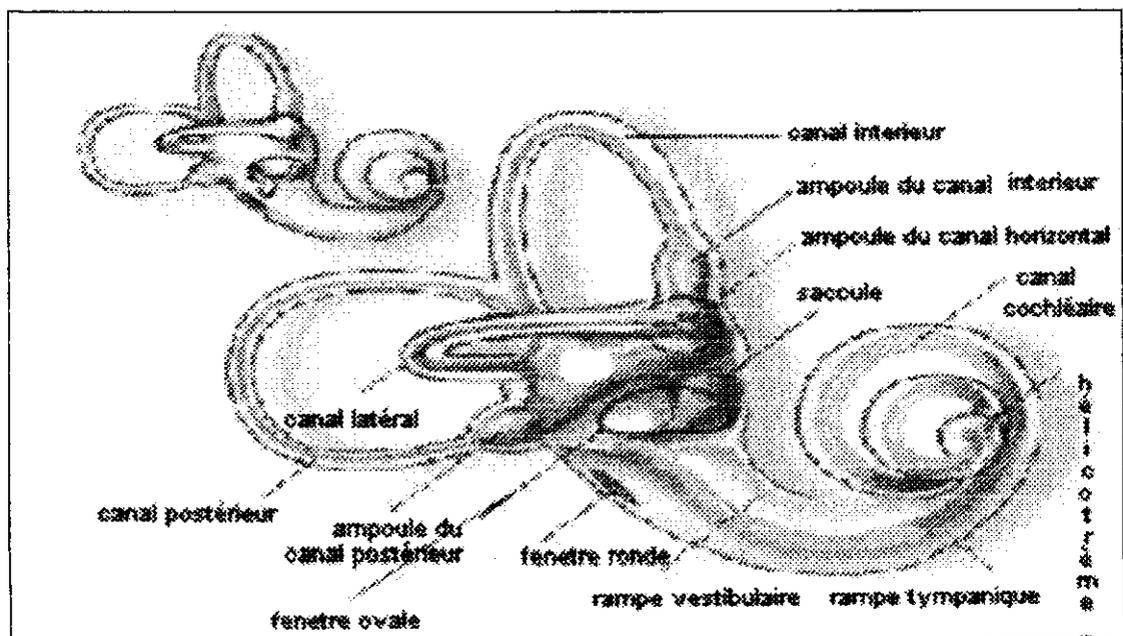


Figure 1.3 : Schéma de l'oreille interne [1].

1.2.4. La cochlée

La cochlée est constituée de trois tubes enroulés en spirale, remplis de liquides :

- les rampes tympanique et vestibulaire remplies par la périlymphe ;
- le canal cochléaire rempli par l'endolymphe.

Les vibrations mettent en mouvement le tympan et la chaîne des osselets. L'étrier, plaqué sur la fenêtre ovale transfère la vibration au compartiment périlymphatique de la rampe vestibulaire selon le sens de circulation indiqué par les flèches (Fig. I.4) tel que La flèche rouge vient de la fenêtre ovale et la bleue aboutit à la fenêtre ronde.

La cochlée comprend le canal cochléaire, la rampe vestibulaire, la rampe tympanique, au centre le ganglion spiral et les fibres du nerf cochléaire (Fig. I.4).

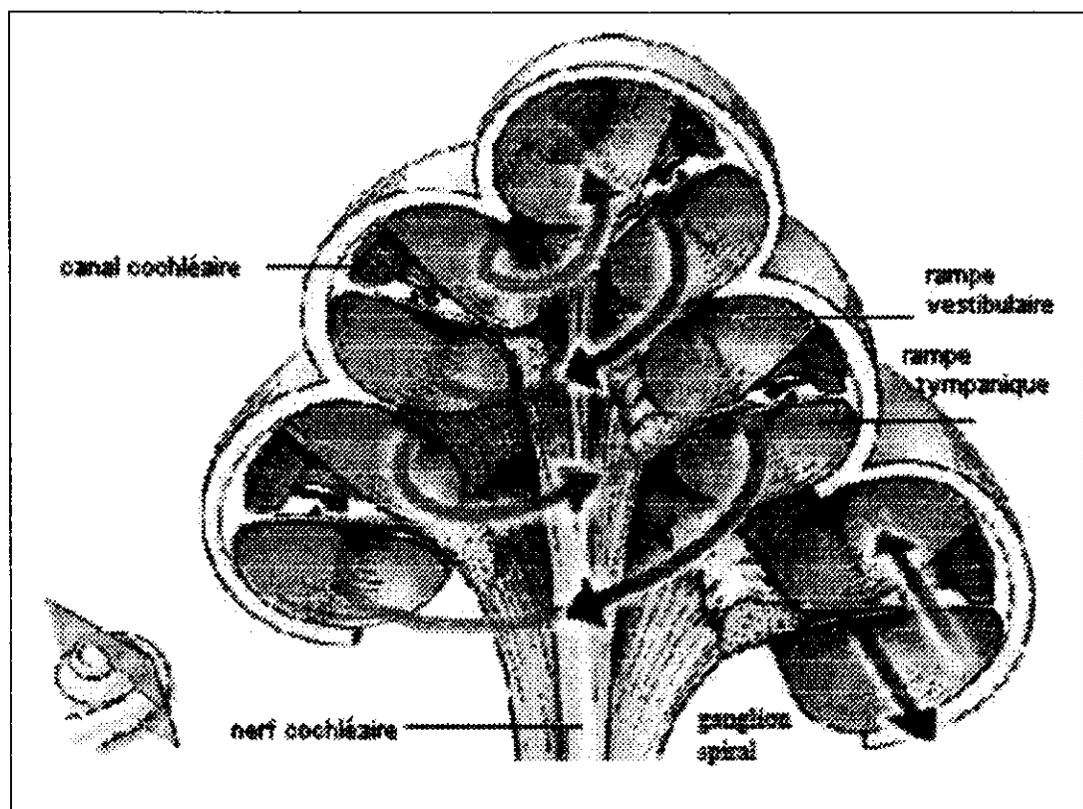


Figure I.4 : Section axiale de la cochlée [1].

C'est dans le canal cochléaire que se trouve l'organe sensoriel essentiel de l'audition : l'organe de Corti. Ce dernier, repose sur la membrane basilaire, et est l'organe sensori-nerveux de la cochlée. Il est composé de cellules sensorielles ou

cellules ciliées et de fibres nerveuses qui leur sont connectées et de structures annexes ou de support.

Il y a les :

- Cellules Ciliées Internes (CCI), dont le nombre par cochlée avoisine les 3500 ;
- Cellules Ciliées Externes (CCE) qui sont environ 12500 par cochlée.

Les cellules ciliées sont ainsi nommées car leur extrémité supérieure, en contact avec l'endolymphe, portent une centaine de stéréocils en 3 rangées de tailles différentes. Schématiquement, ces deux types de cellules (CCI et CCE) diffèrent par la forme de leur corps cellulaire et par l'arrangement des stéréocils (en ligne pour la CCI et en W pour la CCE) (Fig. I.5) [8].

Chaque CCI est connectée à environ 10 fibres nerveuses. Pour les CCE, le rapport est inverse, 10 CCE sont contactées par une même fibre. Les CCI sont les « véritables » cellules sensorielles puisqu'elles transmettent 95% des messages nerveux contre 5% pour les CCE. Par opposition, les CCE, reçoivent les messages venant du système nerveux central [7].

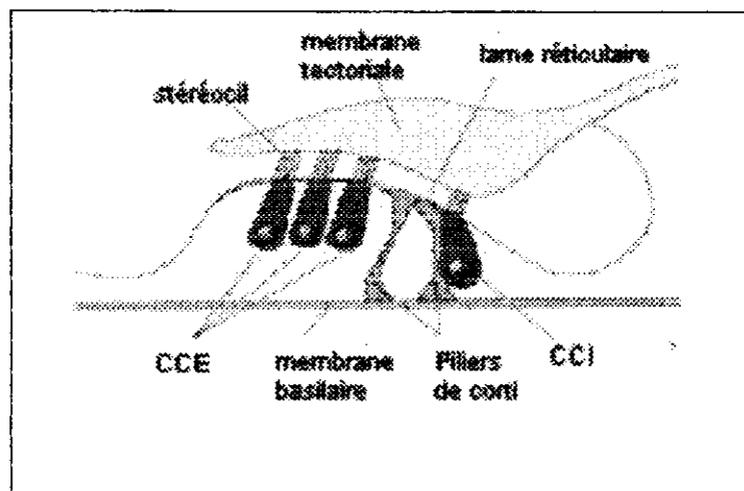


Figure I.5 : Schéma de l'organe de Corti [8].

La physiologie de la cochlée est très complexe, dans ce qui va suivre, nous présenterons la théorie générale qui semble être la plus admise.

1.2.4.1. L'onde propagée

En 1961, Georges von Békésy reçoit le prix Nobel pour sa théorie de l'onde propagée. Il a montré à partir de ses expériences que le mouvement vibratoire est transmis comme une onde qui se déplace de la base à l'apex de la cochlée.

Selon la fréquence du stimulus, cette onde produit une amplitude maximale en un point donné de la membrane basilaire.

La découverte des mécanismes actifs dans le fonctionnement de la cochlée a bouleversé la théorie de von Békésy [9].

1.2.4.2. La tonotopie passive

La membrane basilaire devient de plus en plus large et de plus en plus flexible de la base de la cochlée à l'apex. Comme l'a montrée von Békésy, cette structure particulière engendre une sensibilité préférentielle de chaque point de la cochlée à une tonalité spécifique. On parle alors d'une organisation tonotopique. La figure 1.6 décrit schématiquement cette tonotopie dite passive où les hautes fréquences mettent en mouvement la base de la cochlée tandis que les basses fréquences mobilisent l'apex [8]. Ainsi chaque zone de la cochlée vibre préférentiellement pour une fréquence donnée.

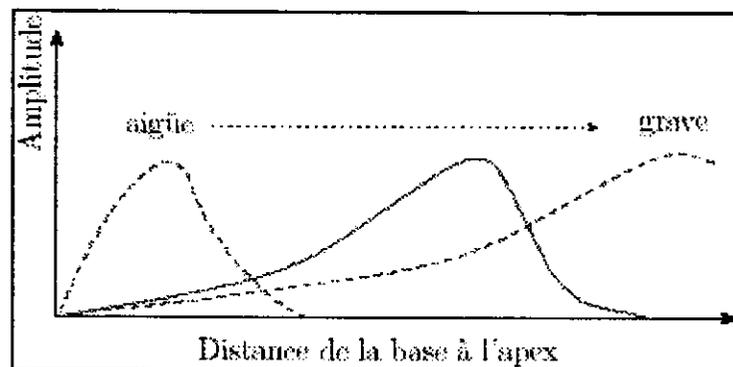


Figure 1.6 : Représentation schématique de la tonotopie passive de la cochlée [7].

1.2.4.3. Les mécanismes actifs

L'organe de Corti n'est pas seulement un organe passif qui transforme les mouvements de la membrane basilaire en message nerveux. En effet, les CCE ont la propriété de pouvoir se contracter, amplifiant ainsi le mouvement de la membrane

basilaire. Pour des niveaux d'intensités faibles à modérés, le fonctionnement de l'organe de Corti peut schématiquement se résumer en 5 phases [1] :

- les vibrations sonores transmises à la périlymphe font onduler la membrane basilaire de haut en bas. La tonotopie passive mobilise la membrane basilaire de la base (sons aigus) à l'apex (sons graves) ;
- les stéréocils des CCE, implantés dans la membrane tectoriale, sont déplacés horizontalement. La CCE est alors dépolarisée ;
- les CCE excitées (dépolarisées) se contractent (électromotilité). Ce mécanisme actif fournit de l'énergie amplifiant la vibration initiale ;
- la CCI est alors excitée, probablement par un contact direct avec la membrane tectoriale ;
- la synapse entre CCI et la fibre du nerf auditif est activée et un message nerveux est envoyé au cerveau.

Le mécanisme actif amplifie de 50 dB la vibration de la membrane basilaire par rapport à l'enveloppe passive de Békésy et affine la sélectivité fréquentielle (Fig. I.7).

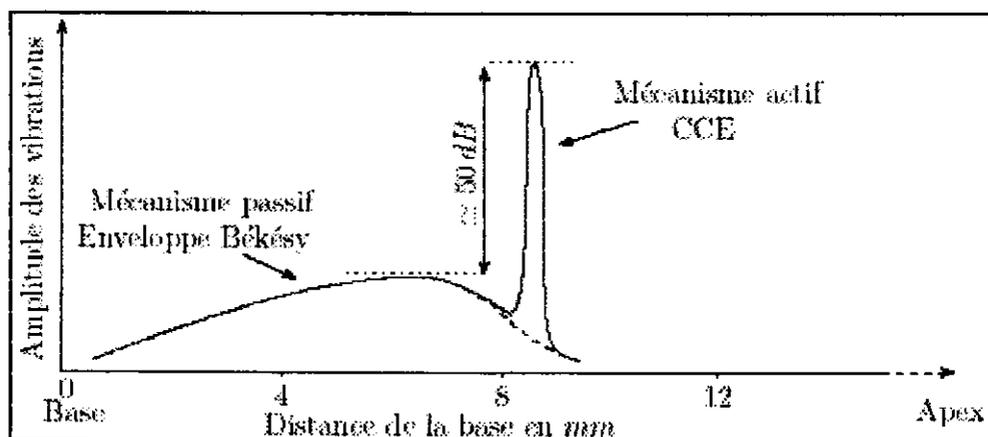


Figure I.7 : Amplitude des vibrations : Réponse de la membrane basilaire d'un cobaye à un son pur de 10 kHz [7].

Ces mécanismes actifs sont capitaux pour l'audition, notamment pour :

- l'excellente sensibilité de l'oreille aux sons faibles ;
- la finesse de la sélectivité fréquentielle de l'oreille ;
- la non-linéarité de la réponse de la membrane basilaire à l'intensité sonore.

On note particulièrement la spécificité fréquentielle en chaque point de la cochlée. C'est-à-dire qu'il y a une relation entre la position d'un point de la membrane basilaire et la fréquence qui lui est associée dans ce mécanisme ; on parle alors de **Fréquence Caractéristique (FC)** de la membrane basilaire en ce point.

Donc nous pouvons déduire un codage fréquence/position inhérent à l'anatomie de la cochlée.

1.2.5. Le nerf auditif

Schématiquement, les CCI stimulent les fibres afférentes tandis que les CCE sont stimulées par les fibres efférentes. Le rôle du système nerveux efférent est probablement un rôle de feedback qui influence les mécanismes actifs des CCE.

1.2.5.1. Courbe d'accord

Chaque fibre nerveuse devient sensible à un stimulus à partir d'une certaine intensité seuil. La figure 1.8 représente ce seuil de déclenchement en fonction de la fréquence du stimulus pour une fibre donnée. Une telle courbe s'appelle une courbe d'accord. On retrouve au niveau des courbes d'accord, la même sélectivité fréquentielle que celle déduite des mouvements de la membrane basilaire. Par analogie avec la notion de FC d'un point de la cochlée, on parle alors également de la FC de la fibre nerveuse qui correspond à peu près à celle de la membrane basilaire à l'endroit où elle est connectée.

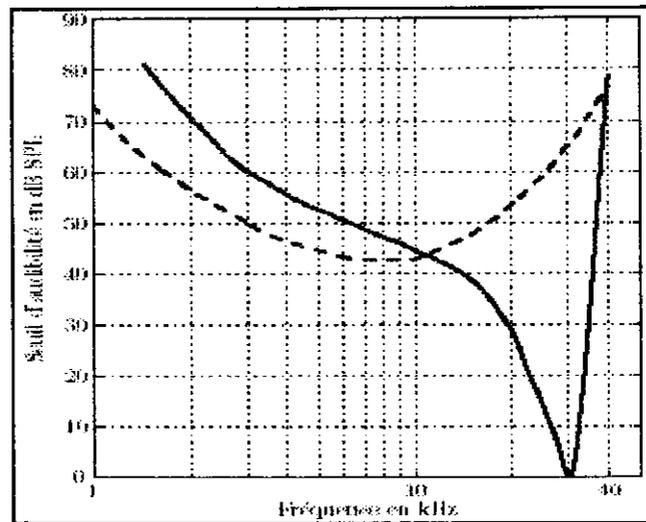


Figure 1.8 : Courbe d'accord d'une fibre nerveuse. Sous conditions normales (en trait plein) et après destruction des CCE (en pointillé) [11].

1.2.5.2. Codage de fréquence

Deux phénomènes semblent entrer en jeu dans le codage de la fréquence des stimuli et constituent deux alternatives complémentaires :

- la tonotopie c'est-à-dire un codage place-fréquence ;
- le verrouillage de phase.

L'hypothèse tonotopique a été présentée précédemment qui est le principe de la FC de la fibre nerveuse.

Le verrouillage de phase est le fait d'impulsions électriques de la fibre nerveuse qui sont synchronisées sur la phase du stimulus.

1.2.5.3. Codage d'intensité

Sur chaque CCI est liée une dizaine de fibres nerveuses. Chacune de ces dernières possède un seuil de déclenchement propre, et son taux de décharges par seconde augmente avec l'intensité du stimulus jusqu'à saturation. Comme la structure de chaque fibre n'est pas suffisante pour couvrir celle de l'audition, l'information sur l'intensité est probablement répartie sur les différentes fibres à différents niveaux.

1.3. Caractéristiques de l'audition

Outre les caractéristiques anatomiques et physiologiques de l'audition, d'autres aspects subtils et « intelligents » propres à ce dernier complètent le travail complexe de cet organe.

1.3.1. La capacité de discrimination auditive

La capacité de discrimination auditive ou perception sélective ; un être humain serait totalement dépassé par l'ampleur de sa tâche s'il devait percevoir et analyser isolément chaque son perçu par son oreille. L'individu est protégé d'un tel « surmenage » par sa capacité de discrimination auditive, les sons qu'il juge moins importants que d'autres peuvent être largement supprimés ou mis en arrière-plan. Parallèlement, sa capacité de perception est concentrée sur les sons et les sources d'émission qu'il désire vraiment entendre.

1.3.2. L'audition spatiale

Une autre faculté de l'ouïe humaine est celle de la perception spatiale: grâce à la position respective des deux oreilles et à l'espace qui les sépare, un système auditif sain est capable de localiser la source des ondes sonores, par exemple de repérer immédiatement la position d'un interlocuteur, d'une radio ou d'un réveil dans une pièce. La différence d'intensité sonore et les quelques microsecondes de décalage dans la perception d'une oreille à l'autre permettent généralement de déterminer rapidement l'origine du son. En outre, un individu peut, par exemple, s'orienter dans un local sans lumière en se servant de l'écho de sa voix comme d'un sonar.

1.4. Psychoacoustique et filtres auditifs

Après avoir exposé l'anatomie et la physiologie de l'appareil auditif, nous allons maintenant décrire la psychoacoustique : branche de l'acoustique qui étudie la perception des sons par le système auditif humain.

Nous présentons dans la première partie la plupart des propriétés psychoacoustiques ; la sensibilité de l'oreille humaine dans les différentes bandes de fréquences, la notion de bandes critiques, les phénomènes psychoacoustiques de

masquage et enfin la notion de dissonance. Dans la deuxième partie nous allons présenter les filtres auditifs.

1.4.1 Les dimensions perceptives du son

Notre système de perception auditive " oreilles et cerveau " n'est pas conçu pour "entendre" des vibrations. Il est conçu pour extraire de l'environnement acoustique vibratoire un certain nombre d'informations, qui se rangent selon plusieurs catégories : l'intensité, la hauteur, le timbre, la durée [1].

1.4.1.1. Intensité

Un son est caractérisé par son intensité ; plus faible que le plus faible des sons que l'on entend, ceci n'existe pas. Mais à l'autre extrême, c'est un peu différent. Il se produit une sorte de saturation qui fait qu'au-delà d'un certain seuil, lorsque la puissance de l'onde acoustique continue d'augmenter, la sensation d'intensité reste quasiment la même, à un niveau qui, il faut le préciser, est déjà très douloureux. Quand on va encore plus loin, la puissance de l'onde devient suffisante pour détériorer l'appareil auditif.

1.4.1.2. Hauteur

Nous savons tous dire si un son est grave ou aigu. C'est cela qu'on appelle la hauteur d'un son. Du point de vue acoustique, les sons graves sont produits par des ondes de basses fréquences, tandis que les sons aigus sont produits par des ondes de hautes fréquences. La limite du grave pour l'oreille humaine se situe aux alentours de 20 Hz, et celle de l'aigu autour de 20 kHz. Au-delà de ces limites, qui bien sûr varient selon les personnes, et pour chacun selon l'état général ; les ondes acoustiques continuent d'exister mais elles ne sont plus audibles. On parle respectivement d'infrasons et d'ultrasons.

1.4.1.3. Timbre

Le timbre est la dimension qui rend compte de la complexité des variations de fréquences. Une combinaison particulière de fréquences résulte en une perception particulière d'un timbre, d'une harmonie.

Un son "pur" correspond à une gamme peu étendue de fréquences (son de la flûte). Un son "complexe" correspond à une gamme étendue de fréquences (son de

violoncelle). La combinaison de toutes les fréquences du spectre sonore donne un son strident.

1.4.1.4. Durée

L'étalement du mouvement oscillatoire dans le temps est responsable de la sensation de durée d'un son. On mesure objectivement la durée en cs ou en ms.

Voici par exemple, le spectrogramme d'un coup donné sur un tam-tam [2] :

Un spectrogramme est une représentation tridimensionnelle d'un signal acoustique, avec le temps en abscisse, la fréquence en ordonnée, et l'intensité verticalement. Il s'agit d'un son dense, avec plusieurs hauteurs qui ressortent, surtout dans le grave, qui s'affaiblissent progressivement, tandis que les aigus disparaissent plus vite.

Il apparaît clairement sur la Fig.1.9 que la durée d'un son est une qualité plutôt vague. Le son se révèle un objet en continuelle transformation : des fréquences augmentent d'intensité, d'autres diminuent, certaines disparaissent, d'autres apparaissent... Au fond, parler de durée d'un son veut simplement dire qu'il existe dans le temps, qu'il vit, qu'il naît, évolue et meurt.

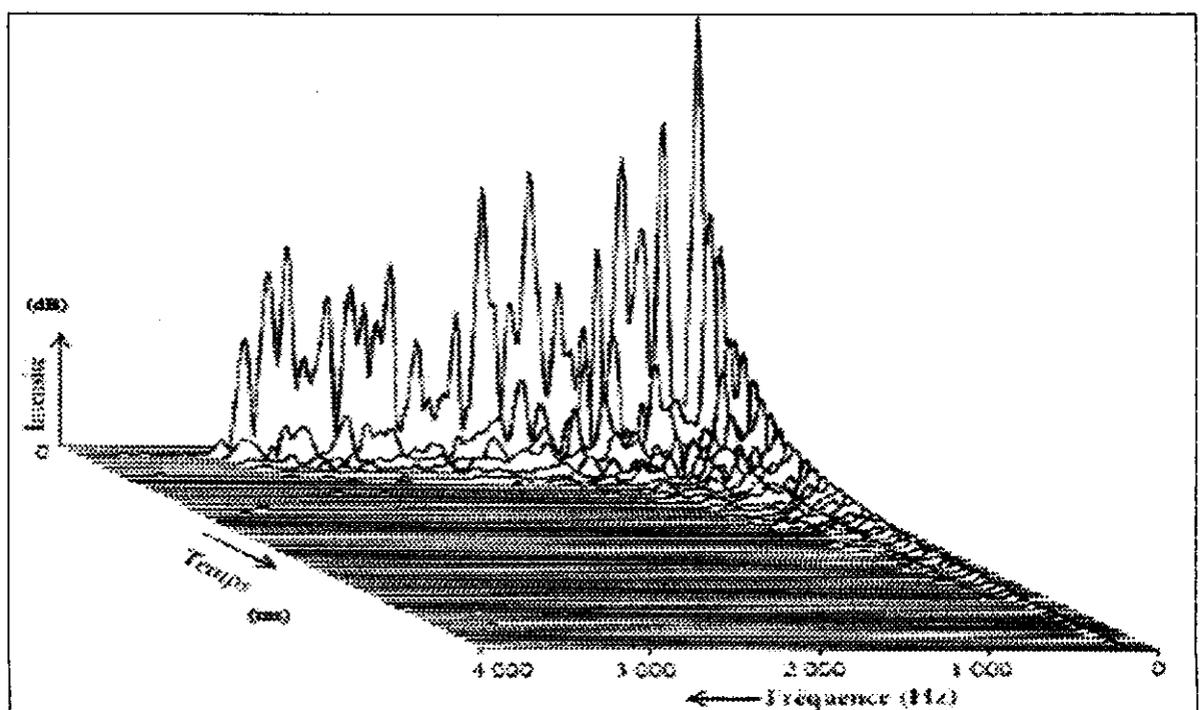


Figure 1.9 : Spectrogramme d'un coup donné sur un tam-tam [2].

1.4.2. Mesure physique de l'intensité

Le système auditif humain est sensible aux variations de la pression atmosphérique provoquées par une onde acoustique.

En acoustique, pour définir le niveau de pression, on utilise le décibel en niveau de pression acoustique ou dB **Sound Pressure Level** (dB SPL).

Le niveau dB SPL, est alors défini en fonction de l'intensité acoustique, I , ou de la pression efficace, P [11].

$$N^{\circ} \text{ dB SPL} = 10 \log \frac{I}{I_0} = 10 \log \left(\frac{P}{P_0} \right)^2 = 20 \log \frac{P}{P_0}$$

Avec

$$I_0 = 10^{-12} \text{ Watts/m}^2.$$

$$P_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ N/m}^2.$$

I_0 : est l'intensité de référence.

P_0 : étant approximativement la plus petite valeur de pression acoustique audible.

1.4.3. Propriétés de l'oreille humaine

Le comportement de la cochlée n'est pas identique pour les basses et les hautes fréquences. Ainsi que les fonctions de transfert de l'OE et de l'OI varient selon la fréquence. Il en découle une variation des sensations auditives selon la hauteur tonale du stimulus. Les seuils d'audition ou seuils auditifs indiquent le niveau sonore minimal requis pour détecter un stimulus sonore en fonction de sa fréquence. Ainsi, on constate, par exemple, que le seuil de détection en dB SPL d'un son grave est plus haut que celui d'un son aigu.

1.4.3.1. Sensibilité de l'oreille humaine et les seuils auditifs

L'oreille humaine est capable de discerner les sons compris entre 20 Hz et 20 kHz. Les valeurs des seuils auditifs sont principalement fixées par la fonction de transfert globale de l'OE et de l'OM, excepté pour les basses fréquences où le seuil est vraisemblablement limité par le bruit interne de l'organisme. Ces valeurs sont utilisées dans le dépistage et la quantification des troubles auditifs. En effet, ils permettent de définir l'échelle des dB Hearing Level (dB HL) ou dB HTL (*Hearing Level* ou *Hearing Threshold Level*), qui indique la valeur en dB par rapport au seuil auditif.

L'espace de fréquences et d'énergies ainsi défini constitue la zone d'audition à l'intérieur de laquelle l'homme peut recevoir des informations de son environnement, délimité par la courbe de seuil de l'audition et celle du seuil de la douleur.

L'oreille possède un maximum de sensibilité pour des fréquences comprises entre 2 et 5 kHz.

Vers les plus hautes fréquences en revanche, la courbe croît exponentiellement et l'oreille n'y perçoit plus que les signaux d'énergie relativement élevée. Au-delà de 16 kHz, seuls les sons d'énergie supérieure à 60 dB SPL sont perçus. L'oreille est pratiquement insensible aux signaux de fréquence supérieure à 20 kHz (Fig. I.10).

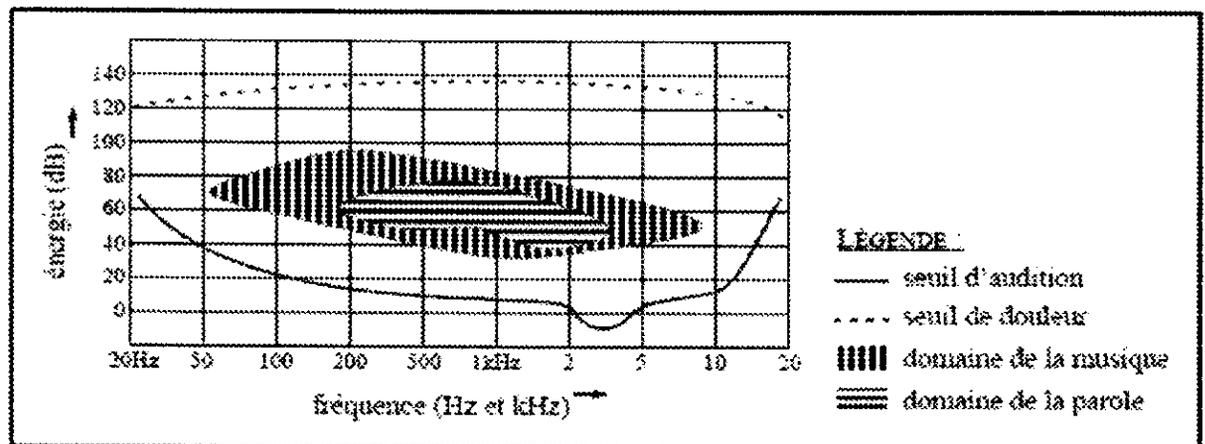


Figure I.10 : Champ auditif humain [13].

A l'intérieur de son domaine d'audition, l'oreille ne présente pas une sensibilité identique à toutes les fréquences. Les courbes d'égalité d'impression de puissance auditive (aussi appelée *sonie*, exprimée en *sones*) apparaissent en fonction de la fréquence. Elles révèlent un maximum de sensibilité dans la plage [500 Hz, 10 kHz], en dehors de laquelle les sons doivent être plus intenses pour être perçus (Fig. I.11).

En plus, un son peut en cacher un autre. Cette propriété psychoacoustique, est appelée *phénomène de masquage*.

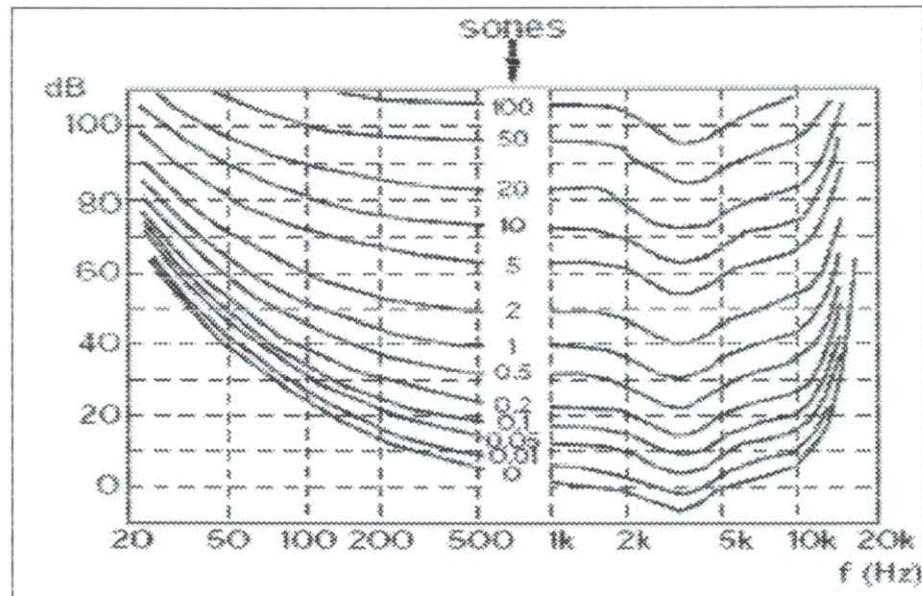


Figure I.11 : Courbes isosoniques [14].

I.4.3.2. Bandes critiques

La notion de bande critique est d'une importance primordiale en psychoacoustique. La puissance perçue par l'oreille dans une bande critique est égale à la somme de toutes les puissances des composantes dans cette bande de fréquence. Si cette somme est supérieure au seuil d'audition absolu alors le signal compris dans la bande considérée est audible, sinon il est masqué et donc inaudible.

Les bandes critiques jouent également un rôle dans la perception de l'intensité et de la hauteur. La force sonore perçue est ainsi indépendante de la largeur de bande du signal, tant que celle-ci est inférieure à la largeur de la bande critique concernée [13].

I.4.3.3. Phénomène de dissonance

Un critère de dissonance montre que deux tonales sont considérées comme dissonantes si leur différence de fréquence est approximativement contenue dans 5 à 50% de la largeur de la bande critique dans laquelle elles sont situées [12].

C'est ainsi que, présentées simultanément, deux tonales de fréquences respectives 400 et 411 Hz (différence de 10% de la largeur de la bande critique), entrent en dissonance et génèrent des signaux gênants.

1.4.3.4. Just Noticeable Difference fréquentiel

Le JND (Just Noticeable Difference) fréquentiel est la limite fréquentielle à partir de laquelle l'oreille ne perçoit plus la différence de hauteur entre deux signaux de fréquence pure, présentés séparément, de fréquence voisine. Ce seuil de discrimination des hauteurs se situe aux alentours de 1%. C'est ainsi que, présentées séparément, deux tonales à 400 et 404 Hz provoquent la même sensation de hauteur (une seule et unique fréquence perçue) [15].

Basée sur cette notion de JND fréquentiel, on constate dès lors que la sensation de hauteur devient approximative en hautes fréquences.

1.4.3.5. Just Noticeable Difference temporel

L'échelle logarithmique des amplitudes est adaptée à notre perception des hauteurs. Le JND temporel est la limite énergétique à partir de laquelle l'oreille ne perçoit plus la différence d'intensité entre deux sons d'énergie proche [15]; il se situe aux environs de 1 dB, ce qui signifie qu'en terme de perception auditive, 1 dB est la différence minimale audible de la pression acoustique sous les meilleures conditions. En d'autres termes, l'oreille ne perçoit pas les variations de puissance d'un signal de moins de 1 dB au cours du temps.

1.5. Principe des filtres auditifs

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. En effet, chaque point de cet organe est sensible à une certaine fréquence. Ainsi, pour une fréquence donnée, la membrane basilaire est excitée à un point précis.

L'idée de la modélisation est donc de 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 d'une certaine largeur. On aura donc une série de filtres passe-bandes appelés filtres auditifs, se recouvrent continûment tout le long de la plage de fréquences audibles. Cette organisation, où chaque fréquence correspond à une localisation d'excitation, est appelée tonotopique.

I.5.1. Masquage auditif

Le masquage auditif est un phénomène perceptif qui fait qu'un son pourtant audible n'est pas perçu, à cause de la présence d'un autre son (masqueur) ; le signal non perçu est alors dit masqué. De façon plus précise, le masqueur élève localement le seuil d'audition, le son masqué nécessite alors plus d'énergie pour être perçu.

Il existe deux types de masquage : le masquage simultané ou fréquentiel, et le masquage temporel.

I.5.1.1. Masquage fréquentiel

Le masquage fréquentiel apparaît lorsque deux sons sont présentés simultanément : on observe une élévation du seuil d'audition pour les fréquences proches du masqueur. Ce phénomène révèle le rôle important des filtres auditifs pour la compréhension de la sélectivité fréquentielle du système auditif.

Schématiquement, supposons que la distance fréquentielle entre deux sons soit inférieure à une largeur de bande de filtre auditif et considérons un filtre auditif de fréquence centrale proche de celle du signal le plus faible (appelé signal masqué contrairement au premier appelé signal masquant). Les deux signaux se situent tous deux dans la bande passante du filtre qui a donc une faible influence sur le rapport des puissances des signaux. Le seuil d'audibilité du son masqué est donc relativement élevé.

Inversement, supposons que la distance fréquentielle entre les deux sons soit supérieure à une largeur de bande de filtre auditif. Le masqueur se situe alors dans la bande atténuée du filtre et le rapport des puissances est donc augmenté. Par conséquent, le seuil d'audibilité du signal masqué est relativement faible [7].

Ainsi, l'effet d'un signal masquant est prépondérant dans la bande critique auquel il appartient.

Exemple : les courbes d'effet de masque indiquent les seuils d'audibilité d'un son pur en fonction de sa fréquence pour un bruit de bande masquant présenté à différents niveaux d'intensité. Le signal masquant est un bruit de bande centré à 1 kHz de largeur 160 Hz présenté aux niveaux LG = 100, 80, 60, 40 et 20 dB (Fig. I.12).

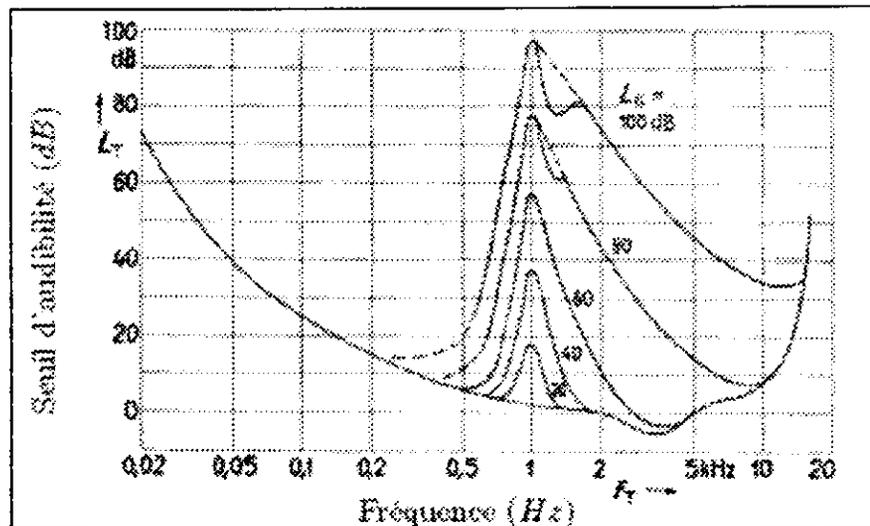


Figure I.12 : Courbes d'effet de masque de bruits à bande étroite [4].

1.5.1.2. Masquage temporel

Quand l'oreille a été stimulée par un son pur, après cessation du son, il y a une perte de sensibilité autour de cette fréquence : environ 10 dB de perte qui disparaissent au bout de quelques centaines de ms. Les phénomènes de masquage apparaissent dans le domaine temporel lors de fortes variations du signal, les signaux transitoires créant des zones de pré et de post masquage importantes.

Ainsi l'oreille ne perçoit pas les sons faibles précédant ou suivant immédiatement un son de forte intensité. La durée effective du masquage temporel antérieur est brève, de l'ordre de 5 ms, contrairement au masquage postérieur qui persiste plus de 100 ms [7].

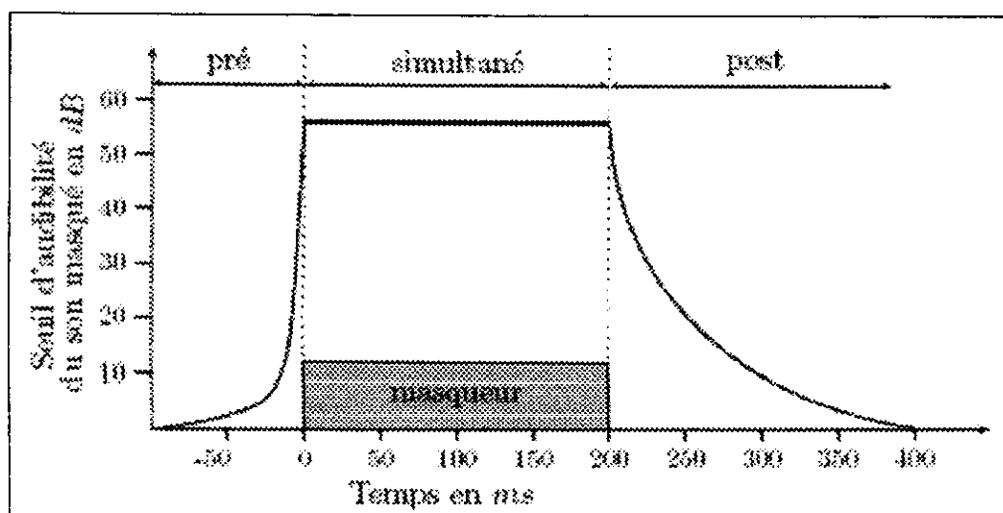


Figure I.13 : Différents types de masquages temporels [3].

1.5.2. Largeur des filtres auditifs

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, c'est-à-dire rectangulaires. Deux approches permettent de quantifier approximativement la résolution fréquentielle du système auditif, celle de Zwicker et celle de Moore et Glasberg [7].

1.5.2.1. Approche de ZWICKER

Selon les mesures de Zwicker, les bandes critiques ont une largeur constante de 100 Hz pour des fréquences centrales jusqu'à environ 500 Hz.

Au dessus de 500 Hz, la largeur des bandes critiques augmente avec la fréquence jusqu'à une largeur de 3500 Hz pour une fréquence centrale de 13500 Hz.

La valeur des bandes critiques BW_c peut être calculée en fonction de la fréquence centrale F_c en Hz grâce à la formule suivante :

$$BW_c = 25 + 75 \cdot \left[1 + 1,4 \cdot (f_c / 1000)^2 \right]^{0,69} \text{ Hz} \quad (1.2)$$

Un découpage normalisé de l'échelle des fréquences en 25 bandes adjacentes constitue une nouvelle échelle de fréquences dite échelle Bark allant de 1 à 25 Bark. On obtient ainsi une échelle de fréquence cohérente avec la résolution fréquentielle du système auditif (Tab. I.1).

La formule qui permet alors de convertir une fréquence f en Hertz en sa valeur en Bark est la suivante [8] :

$$B(f) = 13 \cdot \arctan\left(\frac{0,76f}{1000}\right) + 3,5 \cdot \arctan\left(\left(\frac{f}{7500}\right)^2\right) \text{ Bark} \quad (1.3)$$

Tableau I.1 : Normalisation de l'échelle des Barks et découpage en 25 bandes critiques.

Fréquence Centrale	Bande Critique	No de bande
00050	0100	01
00150	0100	02
00250	0100	03
00350	0100	04
00450	0110	05
00570	0120	06
00700	0140	07
00840	0150	08
01000	0160	09
01175	0190	10
01370	0210	11
01600	0240	12
01850	0280	13
02150	0320	14
02500	0380	15
02900	0450	16
03400	0550	17
04000	0700	18
04800	0900	19
05800	1100	20
07000	1300	21
08500	1800	22
10500	2500	23
13500	3500	24
19500	-	25

1.5.2.2. Approche de Moore et Glasberg

Une autre modélisation de la largeur de bande des filtres auditifs a été proposée par Moore et Glasberg [9] selon une méthode de mesure de la largeur des filtres idéaux, appelée largeur de bande rectangulaire équivalente ou **Equivalent Rectangular Bandwidth (ERB)**, introduite par Patterson [10].

Pour chaque filtre auditif, la valeur d'ERB est définie comme la largeur d'un filtre passe bande idéal de même fréquence centrale qui, alimenté par un bruit blanc, produirait la même énergie en sortie. La mesure des ERB illustre la résolution fréquentielle du système auditif. La formule suivante donne la relation moyenne pour plusieurs normo-entendants entre la fréquence centrale f et l'ERB en Hz :

$$ERB_N(f) = 24,7 \cdot \left(\frac{4,37f}{1000} + 1 \right) \quad (1.4)$$

On peut définir une échelle des ERB. Chaque numéro d'ERB correspond alors à une distance fréquentielle d'une bande rectangulaire équivalente.

$$N^{\circ}ERB_N(f) = 21.4 \log_{10} \left(\frac{4,37f}{1000} + 1 \right) \quad (1.5)$$

Les filtres auditifs sont définis pour toute fréquence audible et la largeur des filtres augmente avec la fréquence, de telle sorte que cette largeur soit approximativement 11% à 17% de la valeur de la fréquence centrale. Ces caractéristiques influent sur la résolution fréquentielle du système auditif, en effet, la discrimination fréquentielle de l'oreille est meilleure pour les basses fréquences que pour les hautes.

Schématiquement, nous pouvons résumer ainsi les propriétés générales des filtres auditifs :

- le sommet de chaque filtre est étroit et à peu près symétrique en fréquence ;
- les bords sont larges et asymétriques, en particulier leur pente du côté des basses fréquences est moins forte ;
- plus le niveau du stimulus est élevé, plus les filtres sont larges.

1.5.3. Pattern d'excitation

La modélisation par les filtres auditifs permet également une représentation schématique de l'excitation de la membrane basilaire en réponse à un stimulus. Cette représentation est appelée pattern d'excitation.

Moore et Glasberg ont proposé une méthode simple pour estimer le pattern d'excitation à partir de la sortie des filtres auditifs. Celui-ci est obtenu en relevant le niveau de sortie de chaque filtre en fonction de sa fréquence centrale (Fig. I.14).

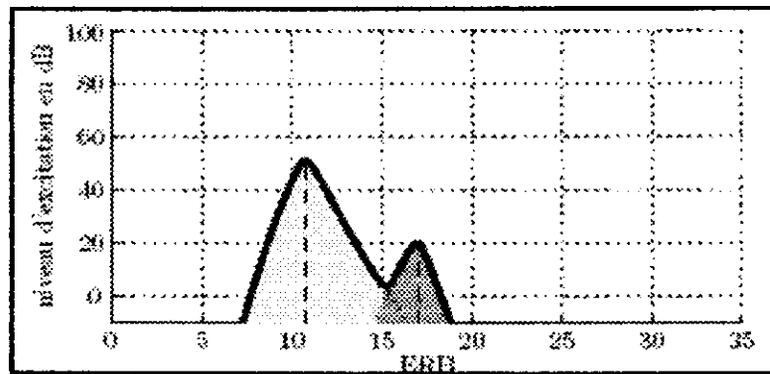


Figure I.14 : Pattern d'excitation de deux sons purs de niveau modéré.
F1 = 500 Hz (50 dB SPL) et F2 = 1200 Hz (20 dB SPL) [3].

Exemple de différents patterns d'excitation (Fig. I.15) :

- celui d'un son pur à 500 Hz (10,7 en échelle ERB) et d'intensité 50 dB SPL indiqué par la courbe englobant la zone claire centrée à 10,7 ERB ;
- celui d'un son pur à 1200 Hz (17 en échelle ERB) et d'intensité 20 dB SPL indiqué par la courbe englobant la zone foncée centrée à 17 ERB ;
- enfin, le pattern d'excitation complexe composé des deux fréquences précédentes, représenté par la courbe supérieure en trait gras.

Le pattern d'excitation est un outil permettant de retrouver la tonotopie de la membrane basilaire, et d'autre part, d'illustrer avec clarté le phénomène de masquage auditif. En effet, le stimulus de la Fig.I.14 présente deux pics fréquentiels distincts correspondant aux deux fréquences d'excitation. Si on considère maintenant le même exemple mais pour des sons purs rehaussés de 40 dB chacun, on obtient le pattern d'excitation de la Fig. I.15.

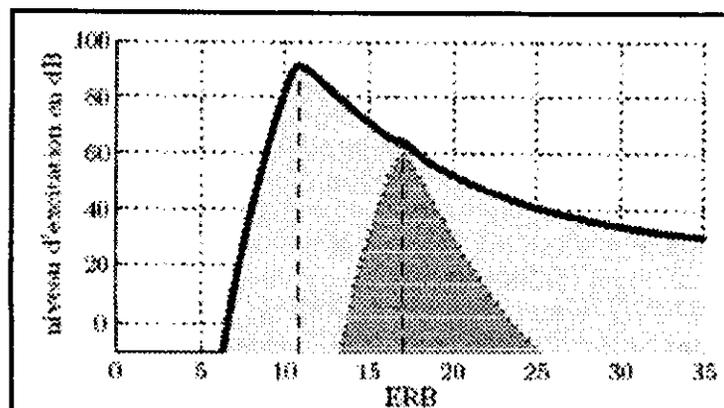


Figure I.15 : Pattern d'excitation de deux sons purs de fort niveau.
F1 = 500 Hz (90 dB SPL) et F2 = 1200 Hz (60 dB SPL) [3].

A ce niveau de stimulation, les filtres auditifs sont plus larges. On remarque alors que le pattern d'excitation du premier son pur indique une excitation beaucoup plus étendue sur la membrane basilaire que dans le premier exemple et surtout qu'en tout point de la membrane basilaire, ce premier apporte plus d'énergie que le second. Le second pattern d'excitation est ainsi complètement recouvert par le premier. Le pattern d'excitation résultant est pratiquement confondu avec le premier et n'indique plus qu'un seul pic fréquentiel : on voit ici clairement apparaître le phénomène de masquage.

1.6. Conclusion

Nous venons de voir dans ce chapitre que l'appareil auditif humain a une structure très complexe. Cette complexité se retrouve au niveau de son fonctionnement.

En particulier, on retiendra que des mécanismes actifs viennent enrichir la sensibilité et la sélectivité de l'oreille aux faibles niveaux sonores. Ces mécanismes dépendent étroitement de l'intégrité des CCE et leur action s'atténue lorsque l'intensité des stimuli croît laissant peu à peu place aux mécanismes passifs moins sensibles et moins sélectifs.

Le fonctionnement que nous venons de décrire n'est cependant pas suffisant pour décrire le fonctionnement global de l'appareil auditif car il ne prend pas en compte la manière avec laquelle le cerveau traite l'information nerveuse qu'il reçoit ; ce niveau du système auditif est bien évidemment encore plus complexe à étudier. La *psychoacoustique* où l'idée de la modélisation de l'oreille humaine est de considérer que chaque région de la membrane basilaire est sensible à une certaine plage de fréquences (filtre passe-bande d'une certaine largeur). On aura donc une série de filtres passe-bandes (filtres auditifs) qui se recouvrent continûment tout le long de la plage de fréquences audibles.

Chapitre II :

Pathologies de l'audition humaine

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons une brève définition des différentes maladies auditives qu'elles soient génétiques ou acquises. Ensuite, nous passons aux symptômes mêmes de ces maladies. Certes une liste presque exhaustive sera donnée et définie des diverses pathologies telles que : les acouphènes ou l'hypoacousie, mais celle qui nous intéresse le plus est la surdité car elle rentre dans notre travail et sera traitée plus en détail avec tous les aspects la concernant.

Enfin, nous évoquons l'appareillage auditif comme moyen de traitement ainsi que les différents modules le composant.

II.2. Types de déficiences auditives

La déficience auditive, observée à un moment donné, est caractérisée par l'association des facteurs suivants chez un individu (Tab. II.1) :

- congénitaux (état présent à la naissance) ;
- acquis (état survenu en raison d'une exposition ou d'un processus pathologique au cours de la vie).

Sur le plan conceptuel, il y a trois types de déficiences auditives [16] :

- neurosensorielle ou de perception qui est caractérisée par une lésion de la cochlée ou du nerf cochléaire. Il s'agit du type de déficience auditive que l'on retrouve chez les travailleurs qui ne portent pas de protection et qui sont exposés quotidiennement au bruit intense pouvant nuire à l'ouïe ;
- de conduction ou de transmission qui survient lorsqu'il se produit une certaine interférence de la transmission des ondes ou des vibrations acoustiques en raison d'une pathologie de l'OE ou l'OM. Ce type de déficience auditive peut être observée chez les personnes qui ; par exemple, présentent une perforation importante de la membrane du tympan, ce qui atténue les vibrations mécaniques de la chaîne des osselets ;

- mixte (l'association d'une déficience auditive neurosensorielle et de conduction) qui survient lorsque les deux types de déficience auditive sont présentes en même temps. Par exemple, une déficience peut survenir chez une personne présentant une perforation importante de la membrane du tympan suite à la prise d'un antibiotique sous forme de gouttes auriculaires, pour traiter une infection de l'OM, qui lui cause une toxicité accidentelle (ototoxicité topique).

Tableau II.1 : Classification des différentes maladies auditives [16].

DEFICIENCE AUDITIVE	
DE CONDUCTION	NEUROSCENSORIELLE
Otite externe (aigüe et chronique)	Déficience auditive professionnelle ou due au bruit
Cérumen	Presbycusie
Exostoses	Maladie de Ménière
Otite moyenne aigüe	Ototoxicité (générale et topique)
Otite moyenne accompagnée d'épanchement	Otosclérose cochléaire
Perforation de la membrane du tympan	Traumatisme
Otite Moyenne Purulente Chronique : <ul style="list-style-type: none"> • sérique ou muqueuse • cholesteatome 	Neurinomes acoustiques (schwannomes vestibulaires)
Otosclérose	Perte neurosensorielle soudaine

II.3. Types de pathologies

Dans ce qui va suivre, nous donnons une brève description des pathologies ou symptômes des différentes maladies auditives les plus connues.

II.3.1. Les acouphènes

L'acouphène (ou tinnitus, du latin, faire sonner une cloche) est par définition un bruit indésirable perçu dans l'oreille. Il correspond à des bourdonnements ou des sifflements entendus dans une ou deux oreilles ou bien dans la tête en l'absence de toute source sonore dans le milieu environnant.

L'acouphène peut être subjectif ou objectif [16].

II.3.1.1. Acouphène subjectif

L'acouphène subjectif peut être perçu uniquement par l'individu touché. Il est généralement associé à un type de déficience auditive neurosensorielle et est le plus souvent le type d'acouphène rencontré. Il est généralement décrit comme un son constant (sonnerie, bourdonnement, ronflement) qui est davantage gênant en l'absence de bruit de fond (la nuit, par exemple).

II.3.1.2. Acouphène objectif

En revanche, l'acouphène objectif, est plutôt rare. Il s'agit d'un bruit pouvant être constaté par un observateur. Normalement, cet acouphène est décrit comme un battement ou un cliquetement. Les causes de cet acouphène comprennent la présence de tumeurs vasculaires de l'OM, les anévrismes près de l'OI ou de la base du crâne et la contraction répétée des muscles de l'OM (myoclonie de l'OM).

L'acouphène accompagne souvent la perte auditive sur les hautes fréquences liée au vieillissement (presbyacousie), mais aussi la perte auditive liée à l'exposition au bruit d'origine professionnelle (tôleries, chaudronnerie, orchestres, etc.) ou durant les loisirs (chasse, tir, concerts et orchestres rock, baladeurs, etc.).

II.3.2. L'hypersensibilité sonore

L'hypersensibilité sonore a deux appellations : l'hyperacousie et l'hypersonie. Souffrir d'hyperacousie, c'est percevoir les sons plus forts qu'ils ne le sont vraiment. C'est-à-dire que l'oreille perd sa dynamique de fonctionnement ; les seuils d'inconfort auditif se rapprochent des seuils d'audition.

L'audition des sons courants devient désagréable, voir insupportable ou douloureuse suivant le degré d'hypersensibilité. Certaines cellules ciliées de la cochlée

ont pour fonction d'atténuer les sons trop forts. Ces cellules peuvent être endommagées ou dérégées, ou encore détruites (le recrutement).

L'hyperacousie ne signifie pas que l'auditeur a muté et qu'il est maintenant capable d'entendre le moindre son inaudible pour son entourage, mais qu'il se passe quelque chose d'anormal dans son OI. Il s'agit donc d'une réaction anormale de l'oreille lors de l'exposition à des bruits d'intensité modérée à élevée.

La tolérance de l'oreille aux sons intenses est réduite et génère une gêne invalidante et un inconfort auditif important. Sa présence est souvent associée à des acouphènes et serait produite par une dysfonction des organes de l'audition.

Parfois, l'hyperacousie n'est que les premiers effets d'une atteinte de l'OI qui par la suite va s'exprimer par une perte auditive. Le bilan audiométrique est en effet souvent normal au début. Lorsqu'elle est isolée, elle reste cependant rare et peu fréquente, mais parfois aussi invalidante que des acouphènes [17].

II.3.3. L'hypoacousie

L'hypoacousie est une diminution de l'acuité auditive. Lorsque l'acuité auditive diminue de façon très importante ou disparaît complètement, on parle de surdité.

Nous distinguons deux formes d'hypoacousie [19].

II.3.3.1. Hypoacousie de perception

L'hypoacousie de perception concerne une diminution de l'acuité auditive dans laquelle la transmission est conservée mais la perception est défectueuse. Elle est due soit à une lésion de la cochlée, soit à une atteinte des fibres nerveuses dans le NA ou sur les voies auditives centrales (qui partent de l'OI jusqu'à l'encéphale).

II.3.3.2. Hypoacousie de transmission

L'hypoacousie de transmission signifie qu'il y a diminution de l'acuité auditive due à une atteinte de l'OE ou l'OM.

Les causes sont surtout les otites chroniques (cholestéatome), qui peuvent affecter le tympan et/ou les osselets, et l'otospongiose (un des osselets, comme l'étrier, vibre de moins en moins jusqu'à devenir immobile).

II.3.4. Le vertige

Le vertige est une illusion de mouvement dû à un dysfonctionnement de l'appareil vestibulaire. Le mouvement perçu est généralement rotatoire, mais peut être linéaire ou d'inclinaison statique. Il traduit systématiquement une asymétrie d'activité entre les noyaux vestibulaires, par asymétrie d'informations issues des canaux semi-circulaires. Le vertige ne peut pas être associé à une pathologie de l'audition. Il est dû à un déséquilibre du vestibule, ce dernier se trouve dans l'oreille interne [20].

II.3.5. La surdité

La surdité se caractérise par une diminution permanente ou provisoire des facultés auditives. Pour exprimer le degré de surdité d'un malentendant, le Bureau International d'Audio-Phonologie (BIAP) a établi une classification audiométrique présentée dans le (Tab.II.2) se basant sur la moyenne des pertes aux fréquences 500 Hz , 1, 2 et 4 kHz [7].

Tableau II.2 : Classification audiométrique [7].

Seuil moyen (dB HL)	Classification	Effets
00-20	Audition normale ou subnormale	Eventuellement atteinte tonale légère sans incidence sociale
21-40	Surdité légère	La parole est perçue à voix normale, elle est difficilement perçue à voix basse ou lointaine. Cependant la plupart des bruits familiaux sont perçus.
41-55 56-70	Surdité moyenne (1 ^{er} degré) (2 ^{ème} degré)	La parole est perçue si on élève la voix. Le sujet comprend mieux en regardant parlé. Quelques bruits familiers sont encore perçus.
71-80 81-90	Surdité sévère (1 ^{er} degré) (2 ^{ème} degré)	La parole est perçue à voix forte près de l'oreille. Seuls les bruits forts sont encore perçus.
> 90	Surdité profonde	La parole n'est plus du tout perçue. Seuls les bruits très puissants sont perçus.

En fonction du type de lésion, nous pouvons distinguer plusieurs formes de surdités [8].

II.3.5.1. Surdité de transmission

La surdité de transmission a pour origine une d ficiency de l'OE ou l'OM. Soit au niveau du conduit auditif, du tympan ou de la chaîne ossiculaire. Elle entraîne une mauvaise transmission entre le milieu aérien et la cochlée (milieu liquidien). Les seuils auditifs mesurés par transmission aérienne sont donc rehaussés, surtout dans les basses fréquences. Pour une surdité de transmission pure, l'OI étant intacte, il n'y a pas de rehaussement des seuils auditifs lorsqu'on les mesure par conduction osseuse. De même, le malentendant perçoit normalement sa propre voix.

En général, la perte auditive liée à une surdité de transmission ne dépasse pas 60 dB (au-delà de 60 dB SPL, l'énergie du stimulus est suffisante pour être transmise au milieu liquidien de la cochlée même si l'OM ne remplit plus son rôle d'adaptation d'impédance).

II.3.5.2. Surdité de perception

La surdité de perception est due à une atteinte de l'OI (la cochlée). Elle touche les CCE ou CCI ou le NA. Une combinaison des trois origines est également possible. Dans l'appareil auditif, la cochlée est l'organe sensoriel le plus fragile car les cellules ciliées, notamment les CCE, sont relativement sensibles et elles ne peuvent pas être renouvelées. La perte de l'audition avec l'âge, appelée presbyacousie, est liée à la disparition progressive et irrémédiable des cellules ciliées et des neurones de la cochlée. Nous donnons un exemple des conséquences progressives de la presbyacousie sur les valeurs des seuils auditifs. Les courbes représentent des moyennes d'audiogrammes cliniques (en perte de dB) réalisées chez des sujets âgés de 20 ans à 90 ans (Fig. II.1).

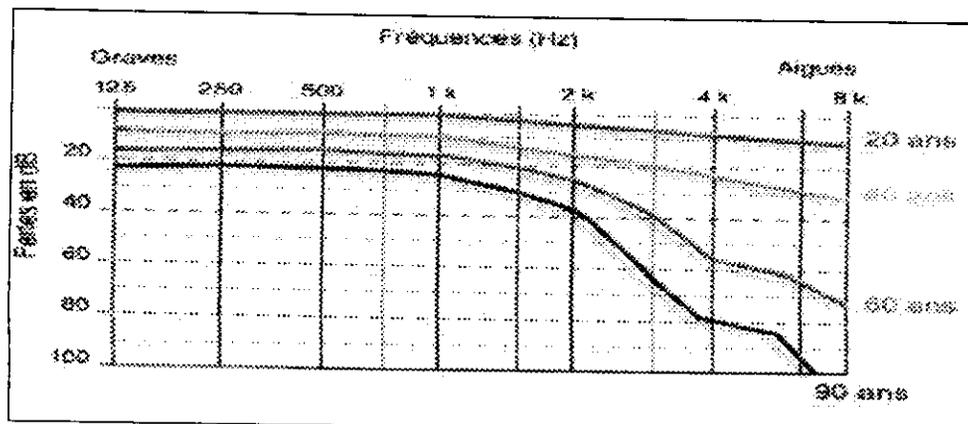


Figure II.1 : Courbes d'audiogramme en fonction de l'âge [1].

Les causes physiologiques d'une telle surdité sont multiples et les mécanismes touchés sont très complexes, dans le cas d'une atteinte des cellules ciliées :

- externes, ce sont les mécanismes actifs décrits précédemment qui sont touchés et par conséquent, à travers ceux-ci, la sensibilité de l'oreille aux sons faibles et la finesse de sa sélectivité fréquentielle ;
- internes ou des neurones du nerf auditif, la transduction du message acoustique ne se fait plus dans la zone touchée. On parle alors de zone morte. Un stimulus dont la fréquence correspond à la région atteinte de la cochlée ne peut être perçu que dans une région voisine. Or, plus la fréquence caractéristique de cette région utile est éloignée de la fréquence du stimulus moins les mécanismes actifs agissent.

Bien que ces deux atteintes soient physiologiquement très distinctes, elles induisent toutes les deux une disparition locale des mécanismes actifs et des non-linéarités de l'OI. Ceci entraîne des conséquences bien plus lourdes que dans le cas de la surdité de transmission pour laquelle ces mécanismes sont toujours présents.

II.3.5.3. Surdité mixte

La surdité mixte combine les surdités de transmission et de perception. Soit que le processus pathologique touche en même temps l'OM et l'OI, soit qu'il y ait association de deux affections différentes.

II.4. Effets et conséquences de la surdité

Le cas des surdités de transmission est relativement simple. Comme la transmission fonctionne de manière anormale, il y a une perte d'énergie transmise au milieu liquidien de la cochlée. Cette atténuation du signal acoustique entraîne donc naturellement un rehaussement des seuils auditifs.

Alors que les surdités de perception sont beaucoup plus complexes, dans ce qui va suivre, nous allons présenter d'une manière assez détaillée les effets des déficiences de la cochlée.

II.4.1. Rehaussement des seuils auditifs

Une destruction des CCE sur une zone donnée de la cochlée entraîne la disparition des phénomènes non-linéaires sur cette zone, en particulier :

- la disparition des phénomènes de compression et d'amplification due aux mécanismes actifs ;
- l'élargissement des filtres auditifs.

Une conséquence directe de l'atteinte des CCE est le rehaussement des seuils auditifs. Si les CCI ou les neurones d'une région de la cochlée sont atteints, il n'y a plus de transduction possible du message acoustique en message électrique au niveau de la zone touchée. Si on considère un stimulus de fréquence correspondant à la région atteinte, la détection de ce stimulus ne peut avoir lieu que dans les zones voisines c'est-à-dire dans un filtre auditif pour lequel la fréquence de stimulation appartient à la bande atténuée. Là encore il y aura un rehaussement du seuil auditif et la disparition des non-linéarités puisque celles-ci ne sont observables qu'au point de la cochlée dont la FC est celle du stimulus [7].

II.4.2. L'élargissement des filtres auditifs

Une autre conséquence du fonctionnement anormal de l'OI est l'élargissement des filtres auditifs, qui entraîne d'une part, le renforcement du phénomène de masquage et d'autre part, le bruit ambiant est plus gênant, car les filtres sont moins sélectifs. En effet Les malentendants éprouvent de grandes difficultés à dissocier un signal tel que la parole en présence de bruit environnant ou dans un environnement réverbérant.

La résolution fréquentielle des malentendants est donc moins fine que pour les sujets normo-entendants. En particulier, le phénomène de masquage étant accru, il peut se révéler très gênant pour un signal de parole lorsqu'un formant d'une voyelle devient masquant par un autre formant. Ainsi même avec une forte amplification sonore, la compréhension de la parole peut être réduite.

De même, ce manque de finesse dans l'analyse fréquentielle des sons est un handicap pour la localisation spatiale. En effet, les informations spectrales et

temporelles engendrées par les effets de filtrage et de diffraction des OE et OM pouvant être perdues, la sensation de localisation en est profondément altérée [7].

II.4.3. Le phénomène de recrutement

Nous avons vu que l'action des mécanismes actifs peut être modélisée, en partie, par l'apport d'un gain qui varie en fonction de l'intensité du stimulus. Ce gain permet d'étendre approximativement de 50 dB la dynamique de l'OI par rapport à son fonctionnement passif. Une conséquence directe de son dysfonctionnement est la réduction de la dynamique de l'oreille.

Considérons un malentendant ayant une perte de 30 dB à une fréquence donnée, auquel on présente un signal sinusoïdal à cette fréquence de niveau sonore juste audible, c'est-à-dire à 30 dB HL. Supposons que cette perte auditive soit uniquement due à une déficience des CCE. La sensation d'intensité perçue (sonie) par le malentendant est la même que celle évoquée par un stimulus de 0 dB HL pour un normo-entendant. Par contre, un signal particulièrement fort à la limite du seuil de douleur (100 dB SPL) présenté aux deux sujets, provoque la même sensation d'intensité puisque à 100 dB SPL les mécanismes actifs n'entrent plus en jeu même chez le normo-entendant. L'échelle complète des sensations chez le malentendant est donc évoquée pour une dynamique plus réduite que pour un normo-entendant. Ce phénomène est connu sous le nom de recrutement de la sonie [7].

Sur la figure II.2, les deux courbes inférieures indiquent les courbes de sonie avec recrutement pour des seuils d'audibilité respectivement à 25 et 35 dB SPL.

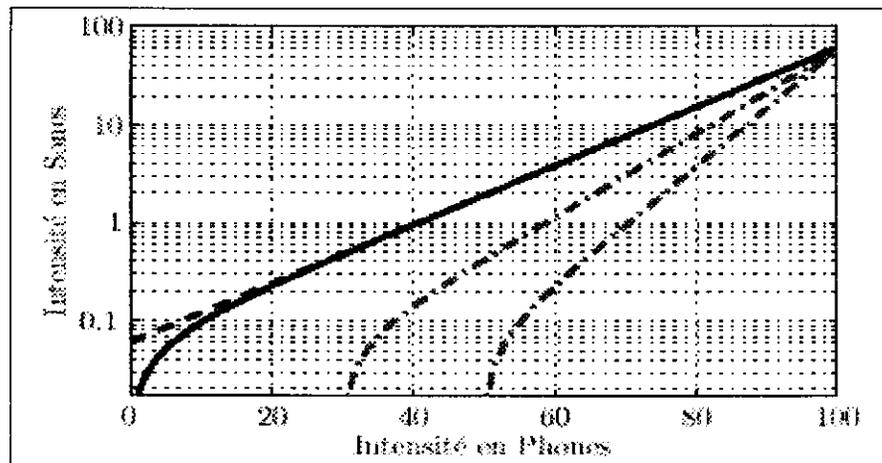


Figure II.2 : Courbes de sonie avec recrutement pour un signal sinusoïdal à 1 kHz [7].

- : courbe de sonie normale.
- - : approximation de la courbe de sonie.
- . . : courbes de sonie avec recrutement.

II.5. Audiologie

L'enregistrement formel de l'audition d'un patient forme la base d'un audiogramme. Les meilleurs audiogrammes seront effectués par un audiologiste.

Les examens audiométriques suivants constituent le fondement de la plupart des évaluations de l'ouïe. Ils comprennent l'audiométrie traditionnelle et le test d'impédance (immitance) à l'aide de la tympanométrie.

II.5.1. Audiométrie traditionnelle

On effectue un test du seuil d'audition des sons purs à différentes fréquences (250 à 8 000 Hz).

Les seuils de conduction aérienne sont obtenus grâce à des écouteurs. On demande alors au patient de signaler les sons de la plus faible intensité (en dB) qu'il perçoit à la fréquence testée. Lorsque l'on soupçonne une surdité de transmission, on contourne les mécanismes du méat acoustique et de l'OI transmettant l'énergie sonore à cette oreille par l'installation d'un vibreur pour conduction osseuse sur la mastoïde, ce qui stimule directement l'OI. Les seuils de conduction osseuse sont déterminés de cette manière, selon les cas de déficience auditive de :

- perception des sons purs, les seuils de conduction aérienne doivent être les mêmes que ceux de la conduction osseuse ;
- transmission des sons purs, les seuils de la conduction osseuse sont meilleurs que ceux de la conduction aérienne.

L'audiogramme tonal constitue le test de base pour l'évaluation. Pour cela, il est nécessaire d'utiliser une moyenne pondérée des sons purs aux fréquences de 500 Hz et 1, 2, 3 kHz d'après les seuils de conduction aérienne, dans les cas de déficience auditive de perception, ou d'après les seuils de conduction osseuse, dans les cas de déficience auditive présentant un élément de conduction [16].

II.5.1.1. Seuil d'intelligibilité

Les mots complexes portant sur deux syllabes, par exemple (voiture : [vwatyR], journal : [ʒuRnal]), sont présentés au patient à la plus faible intensité qu'il peut percevoir. En règle générale, la valeur du seuil d'intelligibilité doit être approximativement équivalente à la moyenne des sons purs des fréquences de la parole à 500, 1 000 et 2 000 Hz. S'il y a une différence importante, cela pourrait indiquer la présence d'une importante déficience auditive.

II.5.1.2. Scores de discrimination des mots

Une liste de mots monosyllabiques phonétiquement équilibrés, par exemple (bar : [baR], gel : [ʒɛl], crème : [kRɛmɔ], etc.), sont présentés dans l'oreille testée du patient à 40 dB de plus que leur seuil d'intelligibilité. La plupart des personnes dont l'audition de perception est normale devraient comprendre correctement plus de 80 % des mots à ce niveau. Lorsque les scores de discrimination sont particulièrement faibles, cela signifie qu'il peut y avoir une lésion touchant le nerf cochléaire (c'est-à-dire un neurinome du NA) et que des examens plus poussés peuvent être nécessaires.

II.5.2. Test d'impédance et tympanométrie

Dans ce test, une sonde est placée dans le méat acoustique, laquelle peut émettre un son et faire varier la pression dans le méat, ce qui fait bouger le tympan.

II.5.2.1. Mesure de la pression de l'oreille interne (immitance acoustique)

Le test indique si la pression dans l'OM se situe dans les limites normales. En outre, Il permet de mesurer indirectement la fonction de la trompe d'Eustache. On considère qu'une pression allant de - 100 et +100 dB SPL est normale. De manière générale, si la trompe d'Eustache fonctionne normalement, la pression des deux côtés du tympan doit être semblable (c'est-à-dire avoir une valeur nulle).

II.5.2.2. Test du réflexe stapédien

L'absence de réflexes stapédiens est généralement constatée dans le cas de pathologies de l'OM, telles que l'otite moyenne accompagnée d'un épanchement ou l'otosclérose. Lorsque les réflexes surviennent à moins de 70 ou 80 dB au-dessus du seuil d'audition à la fréquence testée, on considère qu'il s'agit d'une preuve indirecte d'un phénomène de recrutement, lequel est habituellement observé dans les cas de pathologie de la cochlée (comme la maladie de Ménière).

II.5.2.3. Tympanométrie

Le test de tympanométrie permet de mettre en évidence la façon dont le tympan réagit à une modification de la pression atmosphérique dans le conduit auditif. Après avoir introduit une petite sonde dans l'oreille du patient, le spécialiste lui fait écouter différents sons, tout en augmentant ou en diminuant la pression dans l'oreille. La capacité d'audition dépend de la sensibilité du tympan. Associé à l'audiométrie tonale et à l'audiométrie vocale (Scores de discrimination des mots), ce test permet de déterminer la gravité de la perte d'acuité auditive.

II.5.3. Audiométrie électroencéphalographique

La capacité de mesurer les variations infimes de potentiel électrique suivant la stimulation de la cochlée (réponse évoquée) nous fournit des renseignements concernant la cochlée (électrocochléographie), le nerf cochléaire et le tronc cérébral ainsi qu'à propos des voies auditives corticales supérieures. Ces tests exigeants sur le plan technique, doivent être effectués par une personne expérimentée, généralement un audiologiste. Les indications et l'importance relative de ces tests sont décrites ci-dessous.

II.5.3.1. Électrocochléographie

Le test électrocochléographie mesure l'activité électrique de la cochlée durant les premières 2 ms de stimulation cochléaire.

La valeur principale de l'électrocochléographie tient à sa capacité de montrer la 1^{ère} onde de la réponse évoquée auditive du tronc cérébral. La morphologie de l'onde indique des modifications que l'on croit survenir dans l'anasarque endolymphatique, substrat pathologique de la maladie de Ménière.

II.5.3.2. Réponse évoquée auditive du tronc cérébral

Ce test mesure la forme des ondes électriques obtenues au cours des premières 10 ms de stimulation cochléaire. On croit que la morphologie des ondes est engendrée par le nerf cochléaire et les divers postes de relais à travers lesquels le signal électrique doit passer dans le tronc cérébral. Les changements de la morphologie et de la latence des ondes de la réponse évoquée auditive du tronc cérébral peuvent être très utiles afin d'évaluer un patient présentant une déficience auditive neurosensorielle chez qui l'on soupçonne la présence d'un neurinome du nerf auditif.

II.6. Prothèses auditives

De nos jours, la surdité peut être traitée dans la plupart des cas, surtout pour une surdité de transmission. Généralement les premiers traitements demandés par les patients sont de type chirurgical, mais il arrive parfois que le geste chirurgical est non réalisable pour diverses raisons, ce qui est souvent le cas pour une atteinte de l'oreille par une surdité de perception. Comme nous l'avons vu précédemment ce genre de surdité est souvent définitif donc l'appareillage (prothèse auditive) comme traitement est crucial pour une réhabilitation partielle de l'audition.

Il existe plusieurs types de prothèses dont voici quelques exemples :

- les prothèses externes utilisent la transmission par voie aérienne et cherchent à pallier les déficits du malentendant en adaptant de façon adéquate le signal acoustique parvenant à l'oreille ;
- les prothèses par voie osseuse viennent stimuler directement la mastoïde et réalisent donc la transmission des sons vers la cochlée par voie osseuse ;

- les implants d'OM ont comme particularité de stimuler directement la chaîne des osselets. Il y a donc transmission directe des ondes acoustiques au milieu liquidien de la cochlée par action mécanique sur la chaîne ossiculaire. Ce type de prothèses est relativement nouveau et possède l'avantage par rapport aux prothèses classiques de laisser libre ou suffisamment aéré le conduit auditif ;
- un implant cochléaire requiert la mise en place d'électrodes qui viennent directement stimuler les terminaisons du NA à l'intérieur de la cochlée. Les autres types de prothèse continuent de stimuler les cellules sensorielles du malentendant, l'implant cochléaire, quant à lui, se substitue à ces cellules et réalise lui-même la transduction électrique. Son utilisation est donc réservée aux surdités profondes ou sévères pour lesquelles les cellules sensorielles sont très fortement ou totalement déficientes.

II.6.1. Principe d'une prothèse auditive

Le principe général de fonctionnement d'une prothèse auditive est représenté sur la figure II.3.

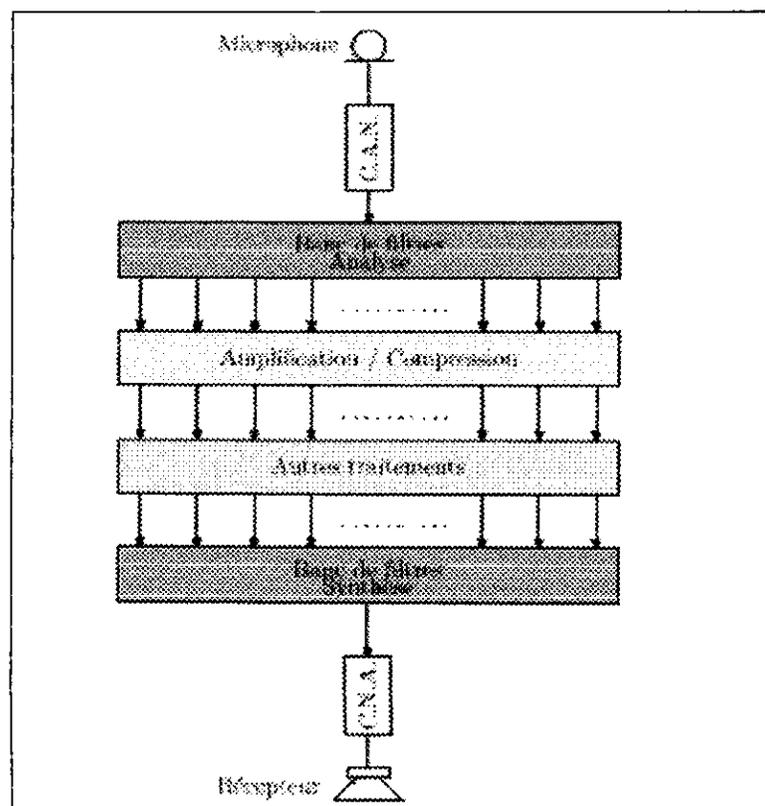


Figure II.3 : Schéma général d'une prothèse auditive [7].

Nous donnons ici les principales étapes de traitement du signal effectuées dans la majorité des prothèses actuelles :

- en premier lieu, le signal est capté par le microphone puis numérisé par le **Convertisseur Analogique-Numérique (CAN)** ;
- le signal est alors analysé dans un banc de filtres et séparé en différents canaux fréquentiels ;
- chaque canal est alors amplifié et compressé indépendamment (avec parfois des paramétrages différents en hautes ou basses fréquences) ;
- suivant le modèle de prothèse, d'autres traitements peuvent être appliqués dans chaque bande (débruitage, mise en forme du signal, etc.) ;
- enfin le signal est reconstruit à travers un banc de filtres de synthèse puis reconverti en analogique par le **Convertisseur Numérique-Analogique (CNA)**.

II.6.2. Amplification et compression

Le module d'amplification est dédié à la restauration des seuils auditifs. Le gain d'amplification doit donc atteindre de très hautes valeurs, jusqu'à 75 dB pour les surdités sévères. Pour les surdités de perception, une simple amplification linéaire ne peut être envisagée à cause du recrutement. Il devient alors nécessaire d'introduire un module de compression, c'est-à-dire de **Contrôle Automatique du Gain (Automatic Gain Control, AGC)** dont la fonction première est d'empêcher les sons trop forts d'atteindre le tympan car dans ce type de surdité le seuil de douleur est identique ou proche de celui d'un normo-entendant (120 à 140 dB). Son second rôle est de restaurer les courbes de sonie pour compenser le recrutement. Un exemple schématique de relation Entrée/Sortie dans une prothèse avec compression est donné (Fig. II.4).

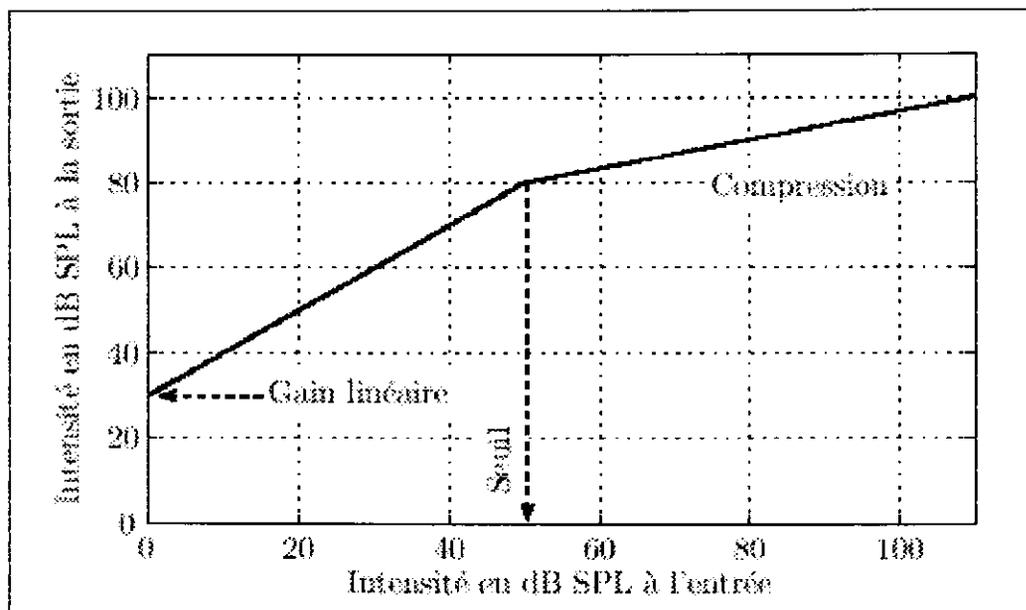


Figure II.4 : Exemple schématique de relation Entrée/Sortie dans une prothèse avec compression [7].

Dans cet exemple, un gain linéaire de 30 dB est appliqué jusqu'au seuil de déclenchement à 50 dB. Au delà de ce seuil un taux de compression de 3 : 1 est appliqué.

En résumé, l'amplification/compression consiste à apporter à l'oreille le gain variable que les mécanismes actifs déficients de l'OI ne sont plus en mesure de fournir. La figure II.6 indique théoriquement comment la valeur du gain peut être obtenue grâce à la courbe de sonie.

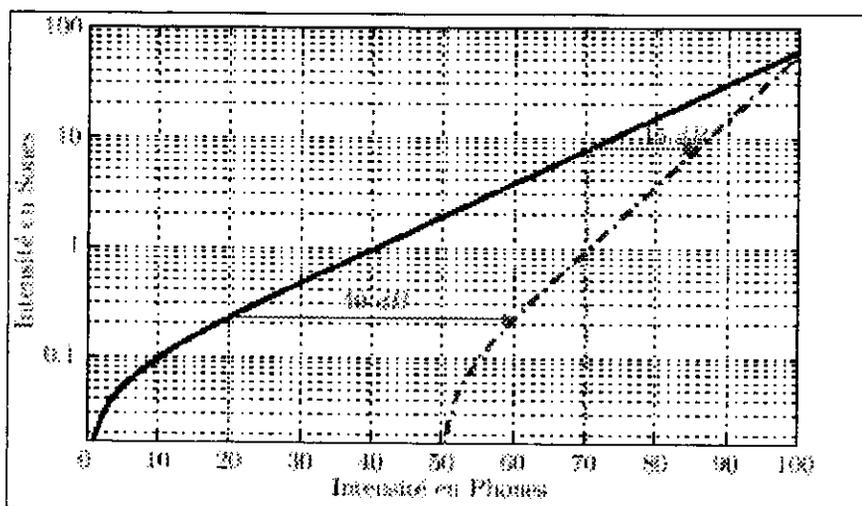


Figure II.5 : Calcul du gain pour compenser le recrutement à partir des courbes de sonie de la figure II.2 [7].

Pour un niveau donné du stimulus en phones, on repère le niveau en sonnes équivalent sur la courbe de sonie normale (en trait plein). Le gain d'amplification nécessaire pour rétablir une sensation de sonie correcte correspond à la distance horizontale en dB entre la courbe de sonie normale et la courbe avec recrutement pour un même niveau de sonie.

II.6.3. Banc de filtres

Les seuils auditifs varient selon les fréquences. De même le recrutement n'est pas identique pour toutes les fréquences. Si l'on souhaite une réhabilitation optimale, il est nécessaire de séparer le signal en différents canaux fréquentiels qui seront amplifiés et compressés individuellement selon les pertes.

Ce point de vue est bien sûr idéaliste, car dans la pratique les capacités calculatoires des prothèses sont limitées. Il est difficile de mettre en place dans les prothèses des bancs de filtres suffisamment sélectifs avec un nombre élevé de canaux et de s'assurer qu'il n'y a pas de recouvrement fréquentiel entre les différentes bandes après amplification.

Les prothèses actuelles de dernière génération permettent généralement un traitement sur 16 à 32 canaux. Récemment la société Intrason a mis sur le marché un appareil fonctionnant sur 256 canaux.

II.6.3.1. Autres Traitements

L'utilisation du traitement numérique du signal permet d'envisager la mise en œuvre d'autres algorithmes dans une prothèse auditive. Ces algorithmes varient d'un fabricant à un autre. Nous pouvons citer à titre d'exemples : la réduction du bruit et l'effet anti-Larsen.

II.6.3.1.1. Réduction du bruit

L'élargissement des filtres auditifs est l'une des caractéristiques de l'oreille d'un malentendant. Cet élargissement augmente le phénomène de masquage et réduit la sélectivité fréquentielle de l'oreille. L'autre conséquence est l'accroissement des difficultés à comprendre la parole dans un milieu bruyé environnant. L'amplification/compression des sons dans des bandes adjacentes doit prendre en compte ces paramètres afin de ne pas renforcer les problèmes de masquage.

Le traitement numérique du signal offre une possibilité supplémentaire pour traiter ce problème au travers de l'utilisation d'un module de rehaussement du signal de parole ou réduction de bruit, son but est donc de maximiser le rapport signal sur bruit. Différents choix de mise en oeuvre du rehaussement de la parole sont possibles. On distingue les stratégies que l'on dira unilatérales où chaque prothèse est indépendante de l'autre et les stratégies bilatérales où les prothèses sont reliées à un module de traitement unique opérant sur les bases d'algorithmes de traitement d'antenne.

II.6.4.2. Effet Anti-larsen

Un autre problème auquel le traitement du signal peut apporter une solution est celui du retour acoustique entre les transducteurs de la prothèse. Ce retour est source d'instabilité pour le système pouvant mener à un effet Larsen qui se traduit par un sifflement de haute intensité en sortie de l'écouteur. Les solutions envisageables consistent soit à détecter les oscillations causées par l'instabilité et à réduire le gain de la prothèse lorsque l'effet Larsen se produit, soit à estimer le signal d'écho et le soustraire du signal entrant, ce qui revient à compenser le retour acoustique.

II.7. Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons abordé les concepts généraux qu'il est important de connaître dans l'optique de modéliser la réhabilitation de surdité de perception au moyen d'algorithmes de traitement du signal.

En particulier, nous avons pu voir comment la surdité se traduit sur le plan pratique. Quelles sont les parties touchées pour les différents types de surdité ? Observation qui nous a conduit à comprendre que la surdité de perception qui touche l'organe le plus important de l'ouïe (la cochlée) est la plus difficile à soigner à cause de la complexité de son fonctionnement.

Nous avons aussi exposé les origines et les conséquences physiologiques d'une telle pathologie en montrant qu'un des principaux symptômes était la disparition partielle ou totale des phénomènes non-linéaires.

Enfin, le support technologique qui est l'appareillage auditif a pu être logiquement déduit comme étant le moyen de traitement le plus adéquat et ce sont les algorithmes de traitement du signal qui vont être modélisés avec des techniques que nous verrons dans la chapitre suivant.

Chapitre III :

Prédiction linéaire perceptive (PLP)

III.1. Introduction

La prédiction linéaire perceptive (PLP) est une technique d'analyse du signal vocal qui « imite » le traitement du son, effectué par le système auditif. Cette technique intègre plusieurs principes du traitement du signal.

Le signal vocal est à l'origine analogique, c'est-à-dire en fonction du temps, pour son traitement on procède à sa numérisation ; cette opération présente l'information sous forme d'une suite de valeurs numériques, plus pratique à manipuler. La numérisation est en amont de la technique PLP, cependant sa bonne réalisation est importante car ce passage de l'analogique vers le numérique ne doit pas altérer l'information utile ; une brève définition de ce principe est donnée dans ce chapitre.

Autre principe qui nous paraît important à définir dans ce chapitre est la Transformée de Fourier (TF) qui conditionne toute l'analyse effectuée par la PLP, nous verrons surtout sa variante numérique, la TF Discrète (TFD) et sa version de programmation qui est la TF rapide (TFR ou FFT Fast Fourier Transformer).

Dans PLP il y a LP ou Prédiction Linéaire qui est la base de cette technique ; toute une partie sera donc consacrée à sa compréhension et à son explication afin de mieux comprendre le principe de notre analyse. Nous verrons par la suite le détail des différentes étapes de la PLP et ainsi expliquer sa particularité par rapport à la LP qui consiste à modéliser le fonctionnement du système auditif.

III.2. Notions pré-requises

Pour bien comprendre les points importants qui seront développés plus loin concernant la technique d'analyse du signal vocal (PLP), il est nécessaire de donner quelques définitions simples sur le traitement du signal.

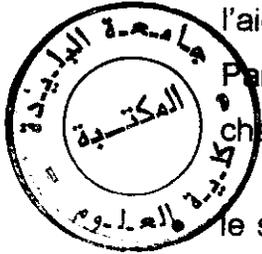
III.2.1 Numérisation du signal

Le mot signal désigne le résultat de la mesure d'une grandeur physique. Le résultat obtenu sera vu comme une fonction du temps. On dira alors que le signal est analogique ou à temps continu si la mesure est disponible de façon continue à tout

instant, et numérique ou à temps discret si elle n'est observée qu'à des instants discrets particuliers, en général régulièrement espacés.

La numérisation est le passage du signal analogique ($t \rightarrow x(t)$, fonction du temps) au signal numérique (Fig. III.1). Cette opération comporte quatre phases :

- la grandeur observée doit tout d'abord être transformée en un signal électrique à l'aide d'un dispositif appelé transducteur, comme par, exemple un microphone. Par la suite, nous supposons la présence implicite d'un tel dispositif dans la chaîne de numérisation.



le signal électrique à numériser est ensuite appliqué à l'entrée d'un filtre passe-bas, dit filtre d'anti-repliement, dont l'utilité sera justifiée par le théorème d'échantillonnage. Le signal ainsi filtré est noté $x_a(t)$;

$x_a(t)$ est appliqué en entrée d'un CAN qui effectue les deux opérations suivantes [20] :

- l'échantillonnage : on prélève toutes les T secondes les valeurs du signal. T est appelée la période d'échantillonnage et son inverse F_e la fréquence d'échantillonnage ;
- la quantification : les échantillons prélevés sont codés sur un nombre fini de bits (généralement en complément à deux). Ainsi, si les informations à numériser proviennent d'une tension comprise entre -5 V et $+5\text{ V}$ et que l'on effectue une conversion sur 8 bits avec représentation en complément à deux, la valeur 3 V sera codée par : $(3\text{V} - (-5\text{V})) / 10\text{V} \times 256 = 204,8 \rightarrow 205 \rightarrow 205 - 128 = 01001101$.

Quant à la valeur maximale 5 V , elle est codée par 01111111 .

Après numérisation, on dispose donc d'une suite de valeurs $x(n)$ qui peuvent être traitées par un ordinateur.

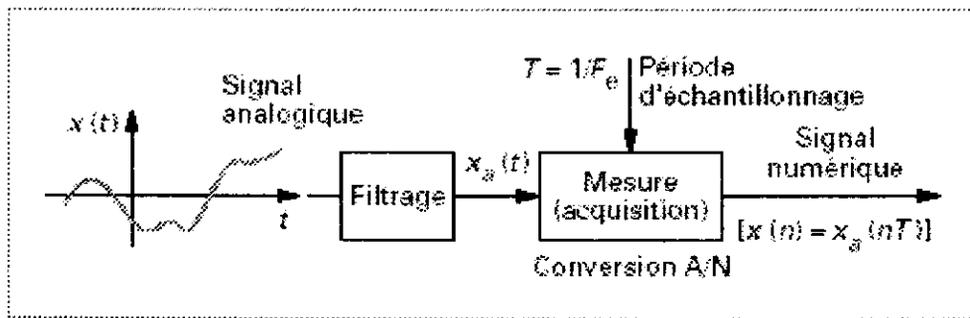


Figure III.1 : Numérisation d'un signal :
filtrage anti-repliement, Conversion Analogique Numérique [20].

Après traitement, les données numériques peuvent être restituées sous forme d'un signal physique approprié (Fig. III.2). Le passage se fait par un signal électrique obtenu à l'aide d'un CNA qui fournit un signal à temps continu en marches d'escalier. Ce convertisseur est suivi d'un filtre passe-bas.

La transformation du signal électrique en signal utile est ensuite effectuée par un dispositif transducteur comme par exemple un haut-parleur.

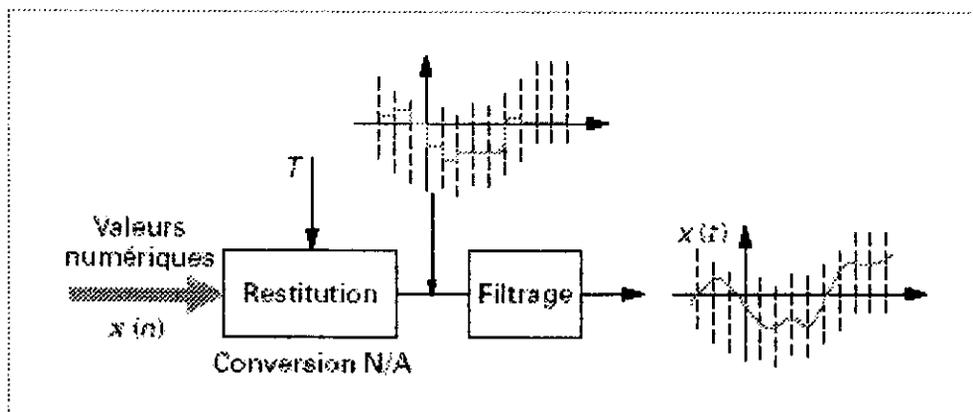


Figure III.2 : Reconstruction à partir des échantillons :
Conversion Numérique Analogique, filtrage passe-bas [20].

Le théorème d'échantillonnage, dû à Wiener et Shannon, indique qu'un signal à bande limitée, n'ayant pas de composantes spectrales au-delà d'une fréquence F_m , est entièrement déterminé par la suite de ses échantillons, pris à des intervalles de temps inférieures à $1/(2 F_m)$ seconde.

Si par exemple, au moyen d'un filtre passe-bas, on a limité à 5 kHz la bande passante d'un signal, il suffit de mesurer le signal tous les $1/10\ 000$ de seconde pour être assuré de pouvoir le reconstituer exactement.

En d'autres termes, il y a autant d'informations dans la suite des échantillons que dans le signal lui-même.

Pratiquement, on adoptera une fréquence d'échantillonnage égale à 2,5 fois la fréquence de coupure du signal. Par exemple un signal de parole limité à 5 kHz au moyen d'un filtre passe-bas sera convenablement échantillonné si la fréquence d'échantillonnage est de 12 500 Hz.

III.2.2. Transformée de Fourier (TF)

Cet outil fut introduit pour la première fois par le physicien français Joseph Fourier, pour ses travaux sur la conduction de la chaleur au XIX^{ème} siècle. Depuis lors, il a longuement été développé, et des extensions en ont été proposées.

Il existe plusieurs sortes de TF, chacune adaptée aux classes de signaux qu'elle analyse, ou au type de signal qu'elle génère. On dénombre ainsi une transformée [21] :

- continue pour les signaux à temps continu : la TF à proprement parler ;
- continue pour les signaux à temps discret : la TF à temps discret ;
- discrète pour les signaux périodiques à temps continu : le développement en série de Fourier, ou TF au sens des distributions ;
- discrète pour les signaux à temps discret : la TF Discrète.

Soit un signal $x(t)$ à temps continu, tel que :

$\int x(t) dt$ converge.

On définit alors la TF de $x(t)$, notée $X(v)$ ou $TF[x(t)]$, par :

$$X(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi vt} dt \quad (\text{III.1})$$

Où j est tel que $j = -1$. La TF permet de mesurer le contenu fréquentiel d'un signal, à savoir la manière dont on peut le décomposer en une somme de sinusoïdes de fréquences.

III.2.2.1. Transformée de Fourier inverse

Si de plus x est à énergie finie, cette relation est inversible :

$$x(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(\nu) e^{+j2\pi\nu t} d\nu \quad (\text{III.2})$$

L'opération correspondante est appelée TF inverse : elle permet de revenir au signal temporel $x(t)$ à partir de son contenu fréquentiel.

Ces deux définitions permettent de disposer de deux manières de définir complètement un signal qui satisfait aux conditions d'inversibilité de la TF. On peut le définir soit par sa représentation temporelle ou bien fréquentielle [21].

Ces deux domaines sont souvent appelés « duaux » car leurs variables t et f sont liées par $f = 1/t$.

Remarque

On appelle spectre de $x(t)$ le module de la transformée de Fourier de $x(t)$:

$$S(\nu) = |X(\nu)| \quad (\text{III.3})$$

III.2.2.2. Transformée de Fourier à temps discret (TFtd)

La TFtd joue pour les signaux numériques (échantillonnés) le rôle de la TF pour les signaux à temps continu c'est-à-dire trouver une représentation fréquentielle [23].

Soit $X_e(t)$ un signal issu de l'échantillonnage de $x(t)$:

$$X_e(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(nT_e) \delta(t - nT_e) \quad (\text{III.4})$$

La TF du signal échantillonné est :

$$X_e(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left(\sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(nT_e) \delta(t - nT_e) \right) e^{-j2\pi ft} dt \rightarrow X_e(f) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(nT_e) \int_{-\infty}^{+\infty} \delta(t - nT_e) e^{-j2\pi ft} dt \quad (\text{III.5})$$

En utilisant la définition de la distribution de Dirac, on a :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \delta(t - nT_e) e^{-j2\pi ft} dt = e^{-j2\pi n f T_e} \quad (\text{III.6})$$

Et par conséquent :

$$X_e(f) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(nT_e) e^{-j2\pi n f T_e} \quad (\text{III.7})$$

III.2.2.3. La transformée de Fourier discrète (TFD)

La TFD est un outil de calcul de la TFtd c'est-à-dire qu'elle permet le calcul de la TF d'un signal discret à l'aide d'un ordinateur.

Comme la TFtd nécessite en principe une charge de calcul infinie, puisque la série qui la définit comporte un nombre infini de termes.

C'est la raison pour laquelle la TFD (en Anglais Discrete Fourier Transform, ou DFT) a été introduite. Son calcul est en effet limité à un nombre fini de valeurs de n et pour un nombre fini de valeurs de f [20].

Considérons une suite finie de N échantillons $\{x(n)\} = \{x(0), x(1), \dots, x(N-1)\}$. On définit sa TFD comme la suite $\{X(k)\}$:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{-nk} \quad (k = 0, \dots, N-1) \quad (\text{III.8})$$

avec $W_N = e^{j\frac{2\pi n}{N}}$.

Il ne s'agit donc ni plus ni moins que de la TFtd d'un signal numérique, dont on ne considère que les N premiers échantillons.

III.2.2.4. Transformée de Fourier Rapide (TFR)

La transformée de Fourier rapide est simplement un algorithme permettant de réduire le nombre d'opérations pour calculer la TFD.

Les opérations à effectuer pour obtenir les N valeurs de la TFD sont :

- N^2 multiplications complexes ;
- $N(N-1)$ additions complexes.

Bien entendu, les multiplications complexes ont une durée d'exécution beaucoup plus longue que les additions [22].

III.2.2.5. Algorithme de Cooley-Tukey

L'algorithme de FFT le plus connu est celui de Cooley-Tukey, également appelé algorithme de réduction à base 2 dans le domaine temporel. Cet algorithme requiert un nombre d'échantillons qui soit une puissance de 2. Par exemple : $N=128, 256, 4096,$ etc. Il existe d'autres algorithmes FFT qui requièrent d'autres exigences [22].

Dans le cas d'une FFT selon l'algorithme de Cooley-Tukey, le nombre d'opérations est considérablement réduit :

$$\frac{N}{2} \log_2 N \quad \text{multiplications complexes}$$

Le rapport du nombre de multiplications par rapport à la DFT s'exprime ainsi :

$$R = \frac{N^2}{\frac{N}{2} \log_2 N} = \frac{2N}{\log_2 N} \quad (\text{III.9})$$

Le tableau suivant nous donne le gain (multiplications complexes seulement) R pour quelques valeurs de N :

Tab.III.1 : Le gain obtenu par la FFT [22].

Nombre d'échantillons N	Rapport du nombre de multiplications DFT/FFT
0008	005.3
0128	036.6
0512	113.7
1024	204.8
2048	372.2
4096	682.7

III.3. La Prédiction Linéaire (LP)

La prédiction linéaire est une technique de modélisation de nombreux phénomènes physiques. La LP appliqué au signal vocal suppose que le signal est produit d'un système que l'on s'efforce d'identifier au mieux en faisant varier les paramètres ajustables d'un modèle [23].

III.3.1. Principe

La LP appliqué au signal vocal consiste à prédire le signal S_n à un instant donné n à partir d'une combinaison linéaire de valeurs passées S_{n-k} ($k=1, \dots, p$) à l'entrée d'un système dont la sortie donnerait normalement S_n .

Soit :

$$s_n = -\sum_{k=1}^p a_k s_{n-k} + G \sum_{l=0}^q b_l u_{n-1} \quad (\text{III.10})$$

Soit : $H(z) = \frac{S(z)}{U(z)}$ (III.11)

$$H(z) = G \frac{1 + \sum_{l=1}^q b_l Z^{-l}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k Z^{-k}} \quad (\text{III.12})$$

$H(z)$: fonction de transfert du système.

$S(z)$ et $U(z)$ respectivement les transformées en z de S_n et U_n .

La LPC (Linear Predictive Coding) est largement utilisée en traitement de la parole. Cette technique fait référence à un modèle du système de phonation que l'on représente en général comme un tuyau sonore à section variable. L'ajustement des paramètres de ce modèle permet de déterminer sa fonction de transfert. Cette fonction fournit une approximation de l'enveloppe du spectre du signal à l'instant d'analyse, sur laquelle il est facile de repérer les fréquences formantiques. Le modèle linéaire le plus simple est celui décrit par Markel et Gray. La LPC donne un modèle appelé filtre prédictif ou modèle auto-régressif tout pôle ; en effet la connaissance d'un certain nombre p d'échantillons jusqu'à un instant $n-1$ permet de prédire l'échantillon suivant, noté S_n avec l'erreur ou le résiduel de prédiction e_n [23].

$$s_n = \hat{s}_n + e_n \quad (\text{III.13})$$

$$\hat{s}_n = -a_1 s_{n-1} - a_2 s_{n-2} - \dots - a_p s_{n-p} \quad (\text{III.14})$$

$$= -\sum_{i=1}^p a_i s_{n-i} \quad (\text{III.15})$$

\hat{S}_n : estimation de S_n .

III.3.2. Le fenêtrage du signal

Le signal de parole n'est pas stationnaire (quasi-stationnaire) sur toute sa durée. Dans cette optique, l'analyse du signal est réalisée en le découpant en segments de

petite durée et dans un souci de simplicité les segments sont de longueur égale. La longueur de la fenêtre d'analyse est comprise entre 20 et 40 ms.

La fenêtre de Hamming est la plus utilisée dans le fenêtrage du signal vocal, associée à la pré-accentuation elle permet une meilleure estimation du spectre [23].

La fonction de transfert de la fenêtre de Hamming est :

$$W(n) = 0,54 + 0,46 \cos[2\pi n / (N - 1)]. \quad (\text{III.16})$$

Avec :

N : nombre d'échantillons dans la fenêtre.

n : position de l'échantillon dans l'intervalle d'analyse (n=0,...,N-1).

III.4. Principe de la prédiction linéaire perceptive (PLP)

La PLP est une technique d'analyse de la parole fondée sur la modélisation du spectre par un modèle tout pôle suivant un principe identique à la technique de prédiction linéaire (LP). Cependant, la différence réside dans le fait que les paramètres d'un filtre auto-régressif tout pôle sont estimés en modélisant au mieux le spectre auditif. Ceci est fondé sur trois effets auditifs qui sont : la sélectivité spectrale de bande critique, la courbe d'intensité égale et loi de puissance [24].

III.5. La technique PLP

Dans la technique PLP, plusieurs propriétés bien connues de l'audition sont simulées par des approximations pratiques; le spectre auditif résultant du signal de parole est approché par un modèle auto-régressif tout pôle. Un schéma fonctionnel de la méthode PLP est donné dans la Fig.III.5 [24].

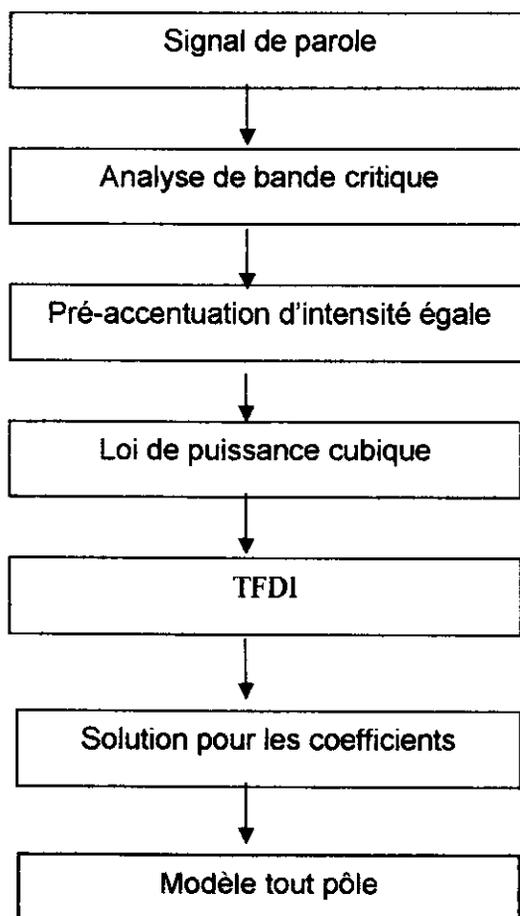


Figure III.5 : Schéma fonctionnel de la technique PLP [24].

III.5.1. L'Analyse spectrale

Tout d'abord, le segment du signal de parole est multiplié par la fenêtre de Hamming dont la définition est donnée par (III.16).

La largeur de la fenêtre de Hamming est d'environ 20 ms. La TFD transforme le segment du signal de parole (multiplié par la fenêtre) dans le domaine fréquentiel. En pratique, c'est la FFT qui est employée ici. Pour une fréquence d'échantillonnage de 10 kHz, une FFT de 256 points est nécessaire pour transformer les 200 échantillons prélevés au moyen d'une fenêtre de largeur 20 ms ; on donne la valeur zéro aux 56 valeurs restantes [24].

Les composants réels et imaginaires du spectre du signal à court terme sont élevés au carré et additionnés pour obtenir le spectre de puissance à court terme :

$$P(\omega) = \text{Re}[S(\omega)]^2 + \text{Im}[S(\omega)]^2. \quad (\text{III.17})$$

III.5.2. La sélectivité spectrale de bande-critique

Le spectre de puissance $P(\omega)$ est transformé le long de son axe de fréquence $P(\omega)$ dans la fréquence de Bark Ω .

$$\Omega(\omega) = 6. \ln \left\{ \omega / 1200\pi + \left[(\omega / 1200\pi)^2 + 1 \right]^{0,5} \right\}. \quad (\text{III.18})$$

où ω est la fréquence angulaire en rad/s.

Cette transformation particulière du Hertz au Bark est due à Schroeder. Le spectre de puissance transformé résultant est convolué alors avec le spectre de puissance de bande-critique simulée de la courbe de masquage $\Psi(\Omega)$. Dans notre technique, la courbe de masquage est définie par :

$$\Psi(\Omega) = \begin{cases} 0 & \Omega < -1,3 \\ 10^{2,5(\Omega+0,5)} & -1,3 < \Omega < -0,5 \\ 1 & -0,5 < \Omega < 0,5 \\ 10^{-1,0(\Omega-0,5)} & 0,5 < \Omega < 2,5 \\ 0 & 2,5 > \Omega \end{cases} \quad (\text{III.19})$$

Cette forme simple de la courbe de masquage de bande-critique est notre approximation à la courbe de masquage asymétrique de Schroeder. C'est une approximation plutôt brute de ce qui est connu au sujet de la forme des filtres auditifs. Elle exploite la théorie de Zwicker qui dit que la forme des filtres auditifs est approximativement constante sur l'échelle de Bark. La convolution discrète de $\Psi(\Omega)$ avec $P(\omega)$ produit des échantillons du spectre de puissance de bande-critique, définis par :

$$\theta(\Omega_i) = \sum_{\Omega=-1,3}^{2,5} P(\Omega - \Omega_i) \Psi(\Omega) \quad (\text{III.20})$$

La convolution avec la courbe de masquage de bande-critique $\Psi(\Omega)$ réduit de manière significative la résolution spectrale de $\theta(\Omega)$ en comparaison avec le $P(\omega)$ d'origine. Ceci vient du prélèvement bas de $\theta(\Omega)$. Dans notre méthode, $\theta(\Omega)$ est approximativement prélevé dans des intervalles de 1 Bark. La valeur exacte de l'intervalle de prélèvement est choisie de sorte qu'un nombre entier d'échantillons

spectraux couvre la totalité de la bande d'analyse. En pratique, 18 échantillons spectraux de $\Theta[\Omega(\omega)]$ sont utilisés pour couvrir la largeur de bande d'analyse de 0 à 16.9 Bark (de 0 à 5 kHz) en 0.994 Bark étapes [24].

III.5.3. Pré-accentuation d'intensité égale

Le $\Theta[\Omega(\omega)]$ prélevé est pré-accentué par la courbe d'intensité égale [24].

$$\Xi[\Omega(\omega)] = E(\omega)\Theta[\Omega(\omega)] \quad (\text{III.21})$$

La fonction $E(\omega)$ est une approximation à la sensibilité non-égal de l'oreille humaine à différentes fréquences. L'approximation particulière de Makhoul et de Cosell est définie par :

$$E(\omega) = \left[(\omega^2 + 56,8 \times 10^6) \omega^4 \right] / \left[(\omega^2 + 6,3 \times 10^6)^2 \times (\omega^2 + 0,38 \times 10^9) \right] \quad (\text{III.22})$$

III.5.4. La loi de puissance

La dernière opération avant la modélisation tout pôle est la compression d'amplitude par la racine cubique.

$$\Phi(\Omega) = \Xi(\Omega)^{0,33} \quad (\text{III.23})$$

Cette opération est une approximation de la loi de puissance de l'audition et simule la relation non-linéaire entre l'intensité d'un son et son niveau de perception par l'oreille. Associée avec l'opération psychophysique de pré-accentuation d'intensité égale, cette opération réduit également la variation de l'amplitude spectrale du spectre de bande-critique de sorte que la modélisation tout pôle qui suit peut être faite par un ordre de modèle relativement bas [24].

III.5.5. La modélisation Auto-Régressive

Dans l'opération finale de l'analyse PLP, $\Phi(\Omega)$ est approché par le spectre d'un modèle tout pôle en utilisant la méthode d'auto-corrélation de modélisation spectrale [24].

La DFT inverse (IDFT) est appliqué à $\Phi(\Omega)$ pour obtenir la fonction d'auto-corrélation. En pratique, un IDFT de 34 points est utilisé. Ici, l'IDFT est le meilleur choix que la FFT inverse, puisque seulement quelques valeurs d'auto-corrélation sont

nécessaires. Les premières ($M+1$) valeurs d'auto-corrélation sont utilisées pour résoudre les équations de Yule-Walker pour les coefficients auto-régressifs du modèle tout pôle d'ordre M .

Les coefficients auto-régressifs peuvent être transformés en un autre ensemble de paramètres tels que les coefficients cepstraux du modèle tout pôle.

III.6. Les modèles d'audition

L'oreille est un organe qui est caractérisé par son traitement non linéaire. Différents modèles de traitement du signal essaient de reproduire cette non linéarité sans pour autant reproduire exactement le comportement de l'oreille interne. D'autres modèles de représentation du signal de parole se fondent sur une modélisation beaucoup plus précise et exacte du comportement de l'oreille humaine. Ces modèles d'audition, ne sont cependant pas tous équivalents puisqu'ils prennent en compte certaines caractéristiques de l'oreille humaine à des degrés divers. Les modèles les plus connus sont respectivement celui de Seneff, de Lyon et de Patterson-Holdsworth :

- le premier est composé de deux étages disjoints. Un premier niveau est constitué d'un banc de filtres qui réalisent une analyse spectrale. Le deuxième étage modélise la cochlée par l'intermédiaire de processus tels que la saturation, l'adaptation ou le masquage. Ce deuxième étage est donc un modèle des cellules ciliées qui génèrent l'influx nerveux. Les différents paramètres du modèle ont été ajustés par l'auteur en fonction d'observations expérimentales [25].
- le deuxième schématise la cochlée à l'aide de filtres du second ordre [26].
- le dernier modèle utilise un autre type de filtres et n'implante pas de mécanisme interne de contrôle du gain [27]. Ce mécanisme est, par contre, implanté dans le modèle de Meddis, un autre modèle de cochlée [28], [29].

III.7. Conclusion

Nous venons de voir la PLP, technique d'analyse du signal vocal qui modélise ce dernier en approchant au mieux les trois concepts de base de la psychophysique de l'audition qui sont : la sélectivité spectrale de bande critique, la courbe d'intensité égale et la loi de puissance.

En comparaison avec la Prédiction Linéaire, la PLP propose un modèle beaucoup plus proche de la réalité en utilisant les différents principes de la psychoacoustique en donnant ainsi une interprétation plus compréhensible de la complexité du signal vocal.

On peut faire l'analogie entre les trois concepts de la PLP et les modules de traitement d'une prothèse auditive (cf.chap.2) ; la sélectivité spectrale de bande critique est équivalente au module d'analyse de la bande critique ; la courbe d'intensité égale et loi de puissance sont équivalentes au module Amplification\Compression ; le module Autres Traitements (réduction du bruit par exemple) peut être assimilé à l'opération de numérisation, au cours de laquelle plusieurs traitements pour l'amélioration du signal vocal dont la réduction du bruit, sont faits. C'est à partir de ce principe que nous estimons que l'analyse PLP est parfaite pour définir le module de traitement d'une prothèse auditive. Cette analogie sera mise en évidence dans le quatrième chapitre.

Chapitre IV :

Application de la PLP aux voyelles orales du Français

IV.1. Introduction

La prothèse auditive est composée d'une série d'opérations complexes dans le domaine du traitement numérique du signal. Comment simule t-on un tel fonctionnement ?

Pour répondre à cette question, le travail préliminaire fait dans les chapitres précédents sera évoqué.

Notre méthode de conception prévoit un rappel concernant le fonctionnement type d'un appareillage auditif externe (palliant la déficience des CCE) afin d'isoler le problème. Ensuite une solution est trouvée concernant l'application de l'analyse PLP, qui de par sa nature s'emboîte parfaitement dans ce mécanisme.

Enfin, après l'implémentation, un corpus constitué de voyelles orales du Français est utilisé pour évaluer des performances de cette technique d'analyse et commenter les résultats.

IV.2. Méthodologie de conception

Pour le développement de notre système PLPVOF (Prédiction Linéaire Perceptive aux Voyelles Orales Françaises), nous avons choisi la méthode SADT (Structured Analysis and Design Technique) qui est une approche systémique, tel que le système est perçu comme un bloc complexe actif dont il faut décrire la structure et les objets fonctionnels.

Il doit être conçu soigneusement pour fonctionner correctement et doit être facile à modifier. Pour cela, une approche courante est utilisée consistant à subdiviser le système en petits composants ou modules plutôt que d'avoir un système monolithique (un seul bloc). Chacun de ces modules doit constituer une partie bien définie du système avec des entrées, des sorties et des fonctions bien définies.

C'est une méthode qui est hiérarchique, descendante et modulaire. Elle propose une suite de datagrammes (permet de représenter les données par des boîtes noires et montre les activités qu'elles créent et utilisent) obtenue par raffinement successif.

Les étapes constituant cette méthode sont les suivantes :

- étude et compréhension du problème ;
- identification des grandes lignes afin de trouver au moins une solution ;

- construction d'un diagramme de flot de données montrant les principales transformations du système ;
- description de chaque module en langage de spécification.

IV.2.1. Définition du problème

Les modalités de la réhabilitation auditive dépendent du type de pathologie. Comme nous l'avons vu dans le chapitre 2, notre objectif est de simuler le traitement d'une prothèse auditive externe palliant une surdité de perception touchant les CCE.

En général, une telle prothèse est composée (Fig. IV.1).

- d'un microphone (qui capte les sons) ;
- d'un amplificateur qui amplifie, filtre et compresse les sons ;
- d'un écouteur qui transmet les sons au conduit auditif ;
- d'une pile qui fournit l'énergie nécessaire.

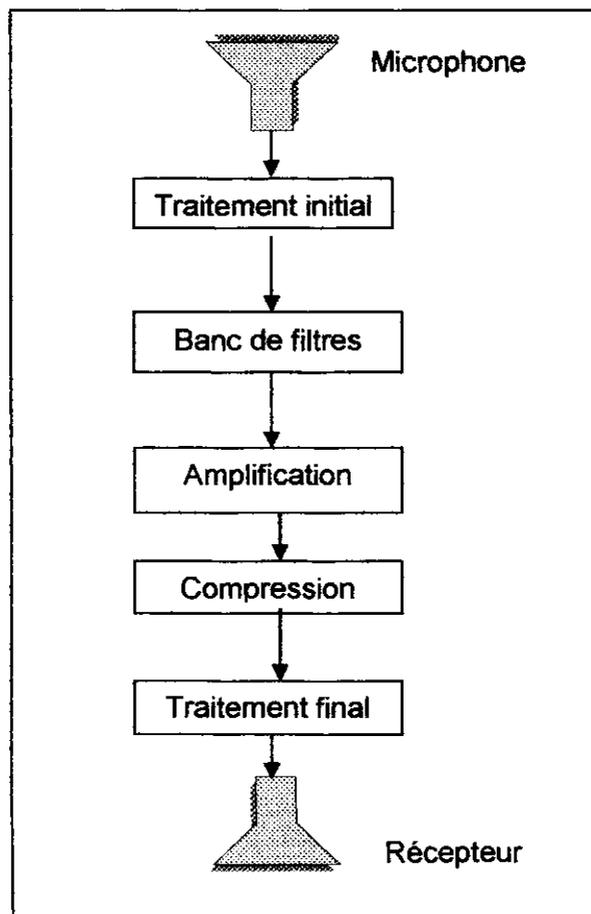


Fig. IV.1 : Fonctionnement d'une prothèse auditive.

Après l'acquisition du son par le microphone, on procède au traitement initial qui est la CAN, suivie de traitements intermédiaires. Ce sont ces traitements que nous allons implémenter, puis nous finissons avec d'autres traitements (réduction du bruit, anti-Larsen, ...) jusqu'à la restitution du son avec une CNA.

IV.2.2. la solution apportée au problème

La PLP est une technique d'analyse de la parole fondée sur la modélisation du spectre auditif suivant un principe identique à la technique de la prédiction linéaire. Cette modélisation est basée sur trois effets auditifs : la sélectivité spectrale de la bande critique, la courbe d'intensité égale et la loi de puissance (Fig. III.3).

De par son principe, la PLP est parfaite comme solution. Si on fait l'analogie entre son fonctionnement et celui de la prothèse auditive, on obtient le (tab. IV.1) :

Tableau IV.1 : Correspondance entre la PLP et la prothèse auditive.

Prothèse	PLP
Banc de filtres	FFT · ² Analyse de bande critique
Amplification	Préaccentuation d'intensité-égale
Compression	Loi de puissance cubique

IV.2.2. Diagramme de flot de données

Ce schéma représente les différents modules et leur interaction, constituant notre système. Pour plus de clarté et pour compléter ce diagramme, quelques précisions doivent être apportées.

Le signal de parole est complexe et redondant, pour pouvoir le manipuler, plusieurs traitements sont faits en amont :

- une phase de filtrage, d'échantillonnage et de quantification qui correspond à la l'étape de numérisation du signal ;
- une opération de segmentation en trames (segments) qui permet de découper le flot de parole continue en trames pendant lesquelles le signal est supposé quasi-stationnaire.

En résumé, la donnée d'entrée speech est un segment extrait du signal total, donc nous répétons le traitement pour chaque segment.

De même la donnée en sortie "a" est un vecteur de coefficients PLP pour un seul segment speech.

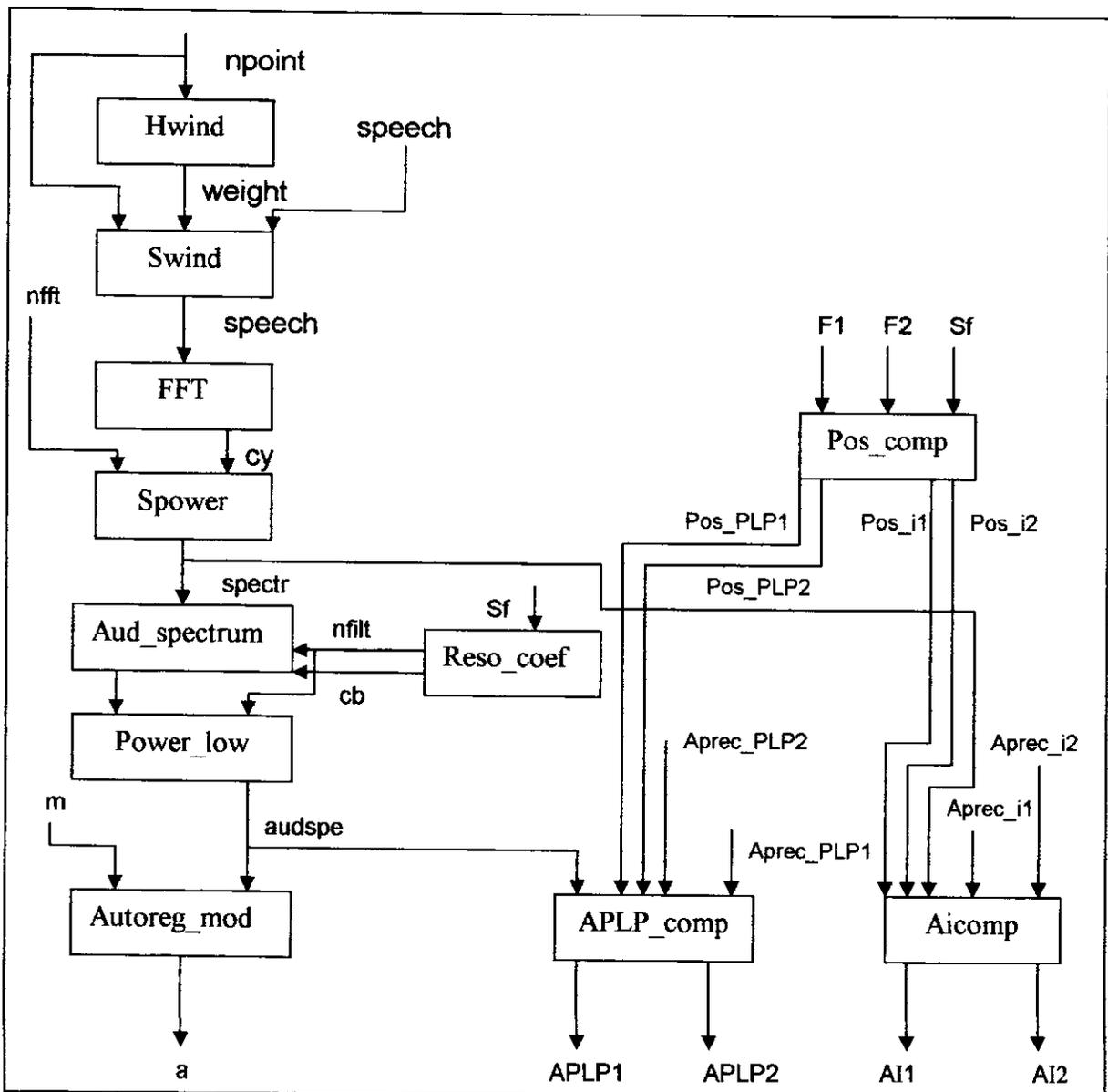


Fig. IV.2 : Diagramme de flot de données.

IV.2.4. Algorithmes

Nous présentons ici les algorithmes des modules que nous avons présentés dans le diagramme de flot de données.

IV.2.4.1. Algorithme de HWind

Le module HWind permet le calcul des coefficients de la fenêtre de Hamming qui sont obtenus grâce à sa fonction de transfert (équation III.39). Ces coefficients sont au nombre de npoint et sont contenus dans le vecteur weight qui correspond à la donnée de sortie de ce module.

Procédure HWind

Const

M_PI : 3.1415926535897932 ;

Var

npoint, i : entier;

weight [i] : Tableau élément de type entier ;

Début

pour i ← 1 à npoint

faire

weight [i] ← $(0.54 - 0.46 * (\cos(2 * M_PI * (i-1)))) / (npoint-1)$

fait;

Fin;

// Boucle de calcul des coefficients de Hamming.

Commentaires

- weight : tableau contenant les coefficients de la fenêtre de Hamming ;
- npoint : nombre total d'échantillons contenus dans un segment du signal de parole.

IV.2.4.2. Algorithme de SWind

Le module SWind permet le fenêtrage du signal de parole ou plutôt le segment speech. Cette opération s'effectue en multipliant le vecteur weight avec speech. Nous obtenons en sortie le vecteur speech fenêtré.

Procédure SWind**Var**

npoint, i : entier;
weight [i] , speech[i] : Tableau élément de type entier ;

Début

// Boucle de calcul du fenetrage de speech par les coefficients de Hamming

pour i←1 à npoint

faire

speech [i]← weight [i] * speech [i];

fait;

Fin:**Commentaires**

- speech : le segment du signal de parole.

IV.2.4.3. Algorithme de la FFT

Le module FFT transforme le segment du signal de parole speech (multiplié par la fenêtre) dans le domaine fréquentiel. Le spectre de speech est contenu dans le vecteur Cy qui est la donnée es sortie de ce module.

Procédure FFT**Type** complexe

c_reel : réel ;

c_imag : réel ;

fin Type**Var**

cend, cx, cxp : complexe ;

nfft, nwind, sp : reel ;

Début

cend ← cx + nwind / 2 ; // positionnement du pointeur cend sur cx+nwind/2.

sp ← speech + 1 ; // positionnement de sp sur speech.

cxp← cx ;

tant que (cxp < cend)

faire

cxp->c_reel ← *sp+ 1;

cxp->c_imag ← *sp+ 1;

cxp← cxp + 1 ;

fait ;

fin tant que ;

// Boucle de calcul du vecteur cx avec les valeurs de speech.

```

si ((nwind/2)) * 2 <> nwind)
  faire
    cxp->c_real ← *sp;
    cxp->c_imag ← 0;
    cxp ← cxp + 1;
  fait ;
fsi ; // cas particulier de l'affectation de la dernière valeur de speech.
cend ← cx + (nfft -1);
Tant que cxp < cend
  faire
    cxp->c_real ← 0;
    cxp->c_imag ← 0;
  fait ;
Fin de tant que ; // initialisation a zéro des nwind/2 cases restantes de cx.
Procédure TrigRecombFFT(cx,cy,nfft-1);
Fin ;
Fin.

```

Commentaires

- TrigRecombFFT : la FFT trigonométrique, fonction de calcul de la FFT.
- Cy : tableau de nfft contenant les composants réels et imaginaires de chaque échantillon de speech.

IV.2.4.4. Algorithme de SPower

Le module SPower calcule le spectre de puissance spectr. Les composantes réels et imaginaires du spectre du signal sont élevées au carré et additionnées pour l'obtenir. Le vecteur spectr est la donnée en sortie de ce module.

```

Procédure Spower
  Type complexe
    c_reel : reel ;
    c_imag : reel ;
  fin Type

  Var
    nfft : entier;
    spectr : Tableau [256] élément de type complexe;
    cy : Tableau [256] élément de type complexe;
    *sp : pointeur sur réel ;
    *cend, *cyp : pointeur sur complexe ;

```

```

Début // instructions d'initialisation avant traitement de la boucle.
nfft←256 ;
sp← spectr ;
cend← cy+(nfft-) ;
cyp ←cy ;
Tant que (cyp<cend)
faire
  *sp←cyp->c_imag * cyp->c_imag + cyp->c_reel * cyp->c_reel ;
  sp←sp +1 ;
  cyp←cyp +1 ;
fait
// Boucle de calcul de du vecteur spectr.
Fin

```

Commentaires

- nfft : nombre de point FFT.
- spectr : vecteur contenant nfft valeurs.

IV.2.4.5. Algorithme de Reso_coef

```

Var
d_1, sf, x, z, f0, z0, f2samp, fh, fl, fnqbar, freq, zdel, rssi, fsq : reel;
i, j, icount : entier ;
*nfilt, *ibegen : pointeur sur entier ;
*cb : pointeur sur réel ;

```

Début

```

d_1←sf/1200 ;
fnqbar←6.0 * log (d_1 + sqrt (d_1 * d_1 + 1.0)) ;
//conversion de la fréquence d'échantillonnage en Bark
*nfilt←fnqbar + 2 ; // nombres de filtres
Fesamp←(npoint-1)/(sf/2) ;
//fréquence->conversion de l'échantillon spectrale FFT
Zdel←fnqbar/(*nfilt-1);
//calcul du pas du filtre en Bark
icount←1 ;
pour j←2 à (*nfilt - 1)
faire début
  ibegeb [j]←icount;
  z0←zdel * (j-1) ;
  //calcul de la fréquence centrale du j ème filtre en Bark
  f0←600 * (exp(z0/6) - (exp(-z0/6)))/2 ;
  //calcul de la fréquence centrale du j ème filtre en Hz
  fl←600 * (exp(z0-2.5)/6) - (exp(-z0-2.5/6))/2 ;
  //calcul de la borne inférieure du j ème filtre en Hz
  r1←fl * f2samp ;
  ibegen [j+23] ←(r1 + 0.5)+1 ;

```

```

si (ibegen [j+23]<1) alors ibegen [j+23] ← 1 ;
fh←600 * (exp(z0+ 1.3)/6 - exp(z0 + 1.3)/6)/2 ;
//calcul de la borne inférieure du j éme filtre en Hz
c1←fh * f2samp ;
ibegen [j+46] ←(r1 + 0.5)+1 ;
si (ibegen [j+46]>npoint) alors ibegen[j+46] ←npoint ;
pour i←ibegen [j+23] à ibegen[j+46]
  faire
    freq← (i-1)/f2samp;
    //calcul de la fréquence du j éme point spectral en Hz
    x←freq/600 ;
    z← 6 * log (d_1 + sqrt (x+sqrt(x * x+1)) ) ;
    //calcul de la fréquence du j éme point spectral en Bark
    z← z-z0 ;
    //normalisation par la fréquence centrale en Bark
    si z<=z0
      alors
        Début
          x←z+0.5;
          cb[jcount]←pow (c_b28,d_1);
        fin;
      sinon si z>=0.5
        alors debut
          x←-2.5 - * (z-0.5)
          cb[jcount]←pow (c_b28,x) ;
          fin ;
        sinon
          cb[jcount] ← 1 ;
        fsj;
      fsq←f0 * f0 ;
      r2←fsq + 1.6e5 ;
      rssi←fsq * fsq * (fsq+1.44e6) / (r2 * r2 *(fsq + 9.61e6));
      cb[jcount] ← rssi * cb[jcount] ;
      //calcul de la préaccentuation
    fsi;
  fait ;
fin ;

```

Fin.

IV.2.4.6. Algorithme du calcul du Aud_spectrum

Le module Aud_spectrum permet le calcul du spectre auditif de chaque segment speech.

```

Var
    jfilt, nfilt : entier ;
    *audp, *specp, *cbp, *specend : pointeur sur réel ;
    ibegen[69] : tableau de entier ; cb[900] : tableau de réel ;
    audspe[23] : tableau de réel ; spectr[512] tableau de réel ;

Début
    pour jfilt←2 à (nfilt - 1)
        faire debut
            audp←audspe + (jfilt - 1);
            *audsp←0;
            specp←spectr + ibegen[(jfilt - 1)-1] ;
            specend←spectr + ibegen[jfilt+22];
            cbp←cb + ibegen[jfilt + 45]-1;
            tant que (specp < specend)
                faire
                    *audp←*audp + (*specp * *cbp);
                    *specp←*specp + 1;
                    *cbp←*cbp + 1;
                fin tant que ;
            fin ;
        fait ;
    fin. // Boucle de calcul du spectre auditif audspe.

```

IV.2.4.7. Algorithme de Power_Low

Le module Power_Low permet la compression d'amplitude du signal par la racine cubique. On obtient ainsi le vecteur audspe comme donnée de sortie après traitement.

```

const
    cb17=0,33 ;
var
    audspe[23] : tableau de réel ;
    nfilt : entier ;
début
    pour ii←2 à (nfilt-1)
        faire
            audspe[ii-1] ←pow (audspe[ii-1],cb17) ;
        fait ; // Boucle de calcul de la compression du spectre auditif audspe.
    audspe[0] ←audspe[1];
    audspe[nfilt-1] ←audspe[nfilt-2];

    //affectation du premier et dernier point du spectre auditif.

```

IV.2.4.8. Algorithme de Pos_comp

Le module Pos_comp permet le calcul des positions des formants F1 et F2 dans les deux vecteurs spectr et audspe.

```

Var
    y, Pos_I1, Pos_I2, Pos_PLP1, Pos_PLP2 : entier ;

début
    si sf/2=8000 alors y←8000
        sinon y←11025;

    fsi; // calcul de y (fréquence de coupure).
    Pos_I1← valeur entière (F1*256 / y);
    Pos_I2← valeur entière (F2*256 / y);
    Pos_PLP1← valeur entière (6*log(F1+sqrt (F1*F1+1)));
    Pos_PLP2← valeur entière (6*log(F2+sqrt (F2*F2+1)));
    // calcul des positions des formants.
End.

```

Commentaries

- Pos_I1 : la position de F1 dans le vecteur spectr ;
- Pos_I2 : la position de F2 dans le vecteur spectr ;
- Pos_PLP1 : la position de F1 dans le vecteur audspe ;
- Pos_PLP2 : la position de F2 dans le vecteur audspe ;

IV.2.4.9. Algorithme de AI_comp

Le module AI_comp effectue le calcul de l'amplitude initiale des deux formants.

```

Var
    Aprec_i1, Aprec_i2, AI1, AI2 : réels ;

début
    si Aprec_i1<spectr [Pos_I1] alors debut Aprec_i1←spectr [Pos_I1] ;
        AI1 ←spectr [Pos_I1] ;
        End.
    // Calcul de l'amplitude initiale de F1.
    si Aprec_i2<spectr [Pos_I2] alors debut Aprec_i2←spectr [Pos_I2] ;
        AI2 ←spectr [Pos_I2] ;
        End.
    // Calcul de l'amplitude initiale de F2.
End.

```

Commentaries

- AI1 : amplitude initiale de F1 ;
- AI2 : amplitude initiale de F2.

IV.2.4.10. Algorithme de APLP_comp

Le module APLP_comp effectue le calcul de l'amplitude PLP des deux formants.

```

Var
  Aprec_PLP1, Aprec_PLP2, APLP1, APLP2 : réels ;

début
  si Aprec_PLP1 < audspe [Pos_PLP1] alors début Aprec_PLP1 ← audspe [Pos_PLP1] ;
  APLP1 ← audspe [Pos_PLP1] ;
  End. // Calcul de l'amplitude PLP de F1.

  si Aprec_PLP2 < audspe [Pos_PLP2] alors début Aprec_PLP2 ← audspe [Pos_PLP2] ;
  APLP2 ← audspe [Pos_PLP2] ;
  End. // Calcul de l'amplitude PLP de F2.

End.

```

Commentaries

- APLP1 : amplitude PLP de F1 ;
- APLP2 : amplitude PLP de F2.

IV.2.4.11. Algorithme de Autoreg_mod

Le module Autoreg_mod permet le calcul des coefficients autoregressifs.

IV.3. Classes phonétiques

Les différents sons de la parole sont regroupés en classes phonétiques en fonction de leurs caractéristiques principales. Ces dernières représentent des différences qui sont suffisamment importantes pour qu'il soit possible de les classer. Nous pouvons les analyser à l'aide de sonagrammes par exemple.

Les différentes classes phonétiques présentes en Français sont les consonnes et les voyelles.

IV.3.1 Consonnes

Les consonnes françaises, comme celles de la plupart des langues naturelles, sont produites en utilisant majoritairement les organes de la cavité buccale et des lèvres. On distingue selon un certain nombre de critères plusieurs classes de consonnes (Tab. IV.2) :

- la classe des occlusives qui se caractérisent oralement par la fermeture du conduit vocal, fermeture précédant un brusque relâchement. Les occlusives sont donc constituées de trois phases successives : une première partie de silence, correspondant à l'implosion effective, une tenue, suivie d'une explosion, au moment du relâchement. Les occlusives peuvent être voisées, ex. [b, d, g], ou non voisées (ou sourdes), ex. [p, t, k] ;
- la classe des fricatives où les sons sont produits par la friction de l'air dans le conduit vocal lorsque celui-ci est rétréci au niveau des lèvres, des dents ou de la langue. Cette friction produit un bruit de hautes fréquences, elle peut être non voisée ou sourde, ou bien voisée, ex. [v, z, ʒ] ;
- la classe des semi-consonnes (ou semi-voyelles) ont la structure acoustique des voyelles mais ne peuvent en jouer le rôle car elles ne sont que des transitions vers d'autres voyelles qui sont les véritables noyaux syllabiques. Les semi-consonnes sont évidemment sonores, ex. [w, j, ɥ] ;
- les liquides sont très similaires aux voyelles et aux semi-consonnes mais leur durée et leur énergie sont généralement plus faibles. Elles sont sonores, ex. [l, R] ;
- la classe des nasales sont produites par abaissement du vélum pour permettre à l'air d'être expiré. Les nasales sont voisées, ex. [m, n, ŋ].

Tableau IV.2 : Classification des consonnes françaises.

API	Exemples	TOP	classes	phonétique
[p]	<u>p</u> asse	[pas]		
[t]	<u>t</u> oux	[tu]	Sourdes ou non voisées	
[k]	<u>c</u> ou	[ku]		occlusives
[b]	<u>b</u> asse	[bas]		
[d]	<u>d</u> oux	[du]	Sonores ou voisées	
[g]	<u>g</u> oût	[gu]		
[f]	<u>f</u> er	[fɛR]		
[s]	<u>A</u> ssi	[asi]	sourdes	
[ʃ]	<u>Ch</u> ou	[ʃu]		fricatives
[v]	<u>v</u> erre	[vɛR]		
[z]	<u>a</u> sie	[azi]	Sonores	
[ʒ]	<u>j</u> oue	[ʒu]		
[j]	<u>H</u> ier	[jɛR]		
[ɥ]	<u>H</u> uit	[ɥt]	Sonores	Semi-consonnes
[w]	<u>O</u> ui	[wi]		
[l]	<u>l</u> ent	[lɑ̃]	Sonores	liquides
[R]	<u>R</u> ue	[Ry]		
[m]	<u>m</u> asse	[mas]		
[n]	<u>n</u> ous	[nu]	Sonores	nasales
[ŋ]	<u>si</u> gnal	[Siŋal]		

VI.3.2. Voyelles

Les voyelles se caractérisent principalement par le voisement qui crée des formants. Ces derniers sont des zones fréquentielles de forte énergie. C'est principalement les formants en basses fréquences qui caractérisent les voyelles. Cette caractéristique permet, d'ailleurs, de distinguer grossièrement les voyelles en fonction

de leur premier et deuxième formant, et parfois troisième, ex. pour distinguer [i] et [e] qui ont des F2 proches.

VI.3.2.1. Voyelles nasales

Les voyelles nasales se prononcent avec le voile du palais abaissé, ce qui laisse passer de l'air par la cavité buccale et la cavité nasale.

On distingue quatre voyelles nasales en Français (Tab. IV.3).

Tableau IV.3 : Exemples des voyelles nasales Françaises.

API	Exemples	TOP
[ã]	Lent, vent, tant	[lã, vã, tã]
[õ]	ton, vont, longue	[tõ, võ, lõgõ]
[œ̃]	brun, quelqu'un	[brœ̃, kœ̃lkœ̃]
[ɛ̃]	vin, fin, plein	[vɛ̃, fɛ̃, plɛ̃]

IV.3.2.2. Voyelles orales

Les voyelles orales se prononcent avec le voile du palais relevé, ce qui ferme la cavité nasale.

On distingue une série plus longue de voyelles orales (Tab. IV.4).

Tableau IV.4 : Exemples des voyelles orales françaises.

API	Exemples	TOP
[i]	si, fils, pire	[si, fils, piR ^ə]
[e]	mes, fée, soufflé	[me, fe, sufle]
[ɛ̃]	dette, paire, paix	[dɛ̃t ^ə , pɛ̃R ^ə , pɛ̃]
[a]	ma, moi, date	[ma, mwa, dat ^ə]
[y]	pur, suce, une	[pyr, sys ^ə , yn ^ə]
[ø]	deux, queue, cheveux	[dø, kø,]øvø]
[œ̃]	peur, acteur, seul	[pœ̃R, aktœ̃R, sœ̃l]
[ə]	le, que	[l ^ə , q ^ə]
[u]	doux, four, toutes	[du, fur, tutø]
[o]	beau, dos, pôle	[bo, do, polø]
[ɔ]	dort, bosse, Paul	[dɔR, bɔs, Pɔl]
[ɑ]	bas, pas	[bɑ, pɑ]

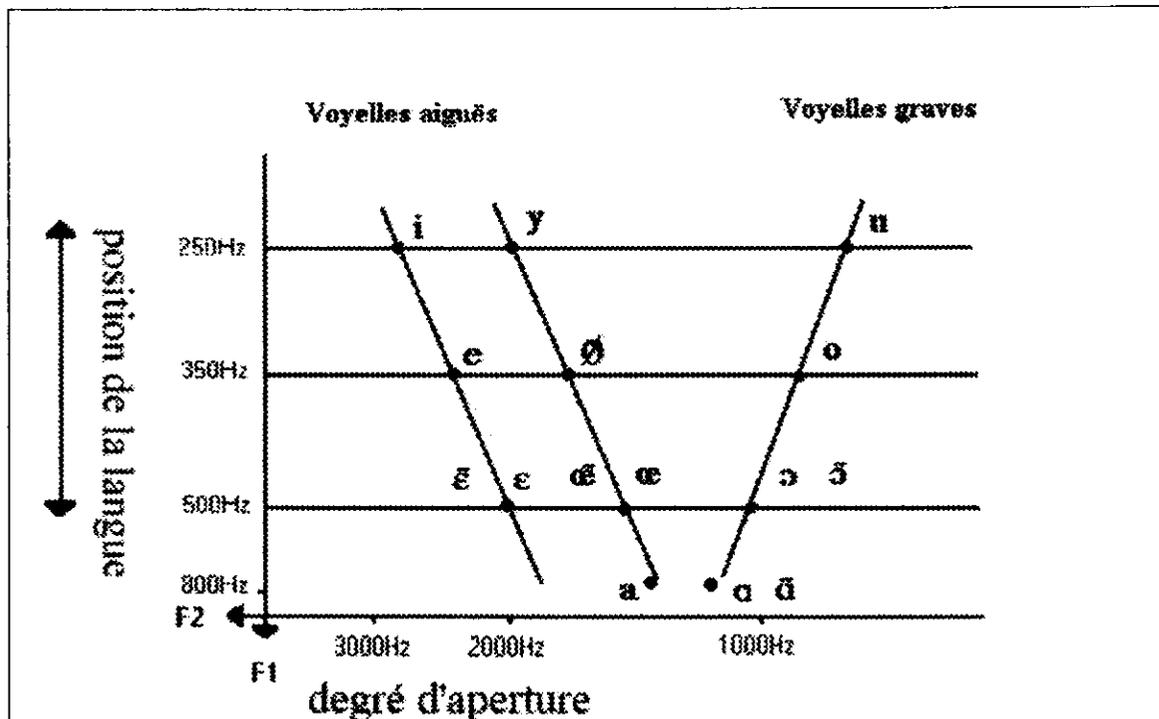


Figure. IV.3 : Trapèze acoustico-articulaire des voyelles françaises.

Remarque

Les voyelles [ɔ̃] et [ɑ] se confondent d'où l'obtention d'un triangle vocalique ou triangle de P. Delatre à la place du trapèze.

IV.4. Elaboration du corpus

La première étape à effectuer avant d'entamer les traitements, est l'élaboration du corpus. Dans notre cas, nous avons opté pour un corpus de parole naturelle continue en Français constituée de mots de type énonciatif. Le nombre total de mots réels choisis est de 10 (ma, fée, dette, feu, peur, pie, dort, seau, four, pur).

Les enregistrements du corpus ont été effectués au sein du laboratoire du département d'informatique de l'université Saâd Dahleb de Blida avec un matériel approprié et pour avoir de bonnes conditions nous avons choisi un moment de la journée assez calme. Le monolocuteur retenu pour la lecture du corpus est une personne adulte, de sexe masculin jugé sans accent dialectal apparent avec un débit d'élocution normal. Les enregistrements ont été effectués à des intensités diversifiées (majoritairement, faibles à modérées). Nous présentons dans le tableau IV.5 les niveaux d'intensité des différents sons.

Tableau IV.5 : Niveaux d'intensité des différents sons [30].

Intensité (dB)	Exemples
020	chuchotement
040	lieu calme
060	conversation normale
070	restaurant bruyant
080	klaxon de voiture
095	rue au trafic intense,
100	atelier de forgeage
105	baladeurs, marteau piqueur (moins de 5 m)
110	discothèques
120	moteur d'avion à quelques mètres
130	décollage d'avion
140	turbo réacteur au banc d'essai

IV.4.1. Présentation générale du logiciel PRAAT

Le logiciel PRAAT a été développé par P. Boersma et D. Weenink de l'Institut de Phonétique d'Amsterdam (Hollande). Nous nous référons à la version 4.5.01 dans laquelle, il est possible :

- d'enregistrer des fichiers audio qui pourront ensuite être analysés ;
- de transcrire, d'étiqueter et de segmenter des données audio ;
- d'effectuer des analyses phonétiques et acoustiques au niveau segmental (extraction de formants, etc.) et au niveau suprasegmental (le pitch avec la courbe de F_0 , l'intensité et la durée) ;
- de manipuler et modifier le signal de parole (utilisation des filtres, etc.) ;
- de faire de la synthèse de la parole ;
- de construire des outils d'apprentissage (Réseaux de neurones et élaboration de grammaires dans le cadre de la théorie de l'optimalité) ;
- de faire des analyses statistiques à partir des études phonétiques (analyses de covariances) (Fig. IV.4).

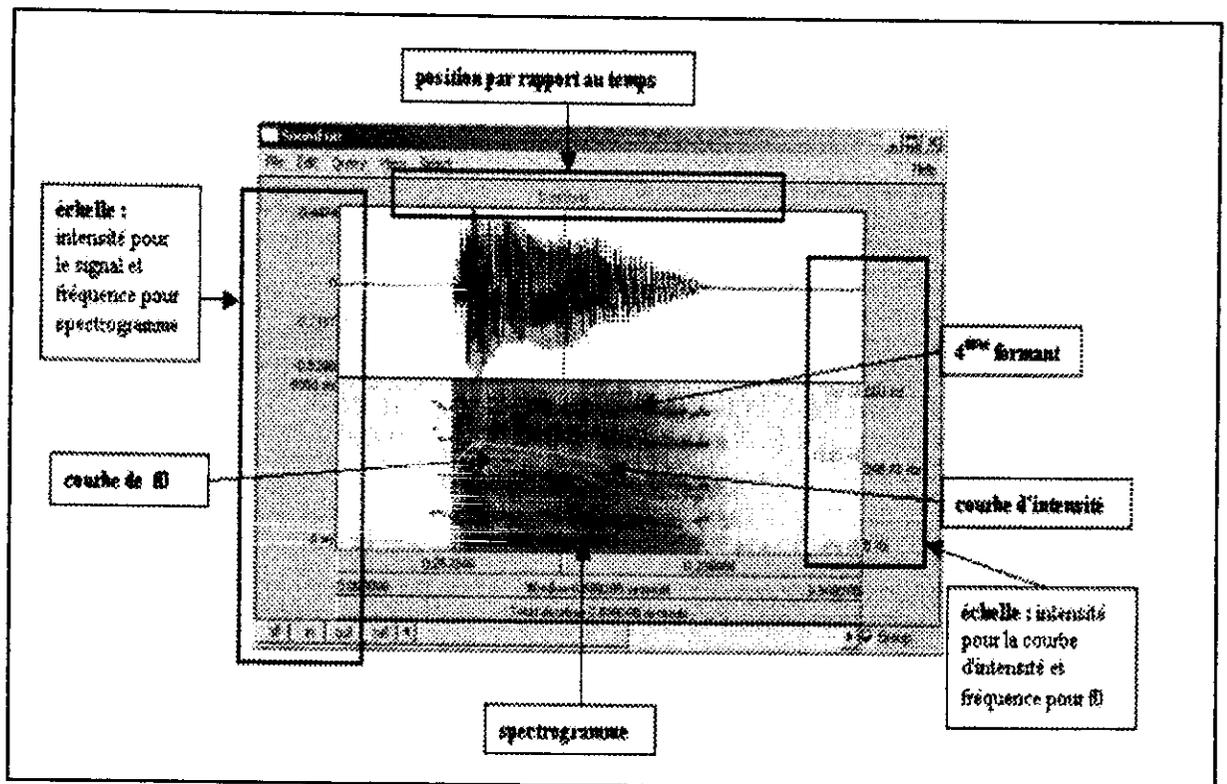


Figure IV.4 : Différentes fonctionnalités du logiciel PRAAT.

Remarque

On peut visualiser les formants (zones de fréquences où les harmoniques sont particulièrement intenses) des voyelles qui apparaissent comme des points rouges. Il suffit de pointer avec le curseur le point rouge pour avoir la valeur du formant dans l'axe des fréquences à gauche (Fig. IV.4).

IV.4.2. Sonagrammes des mots choisis

Nous présentons ici les sonagrammes des différents mots enregistrés avec le logiciel PRAAT.

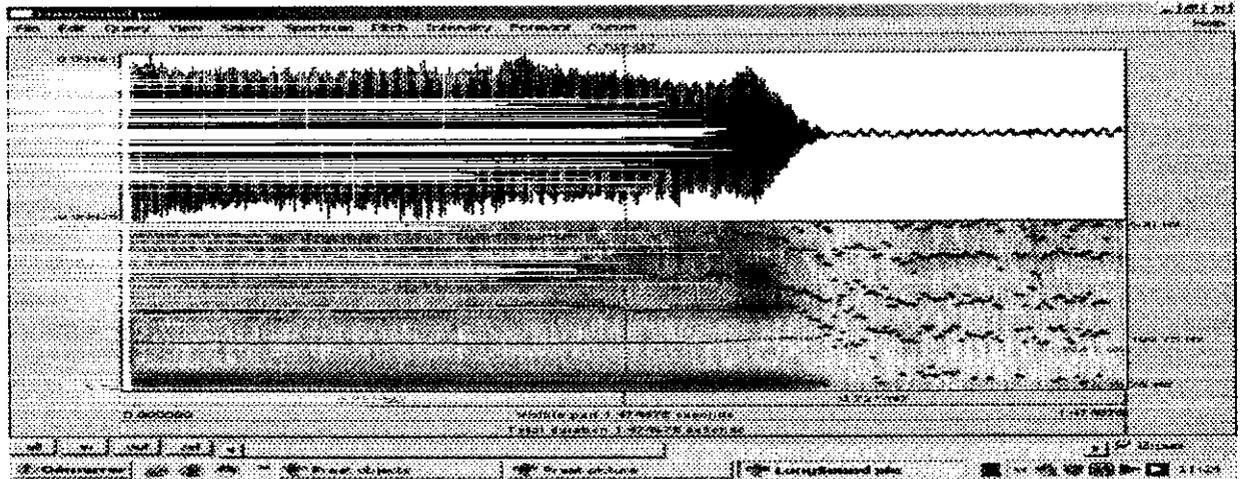


Fig. IV.5.a : Sonagramme du mot « Pie » [pi].

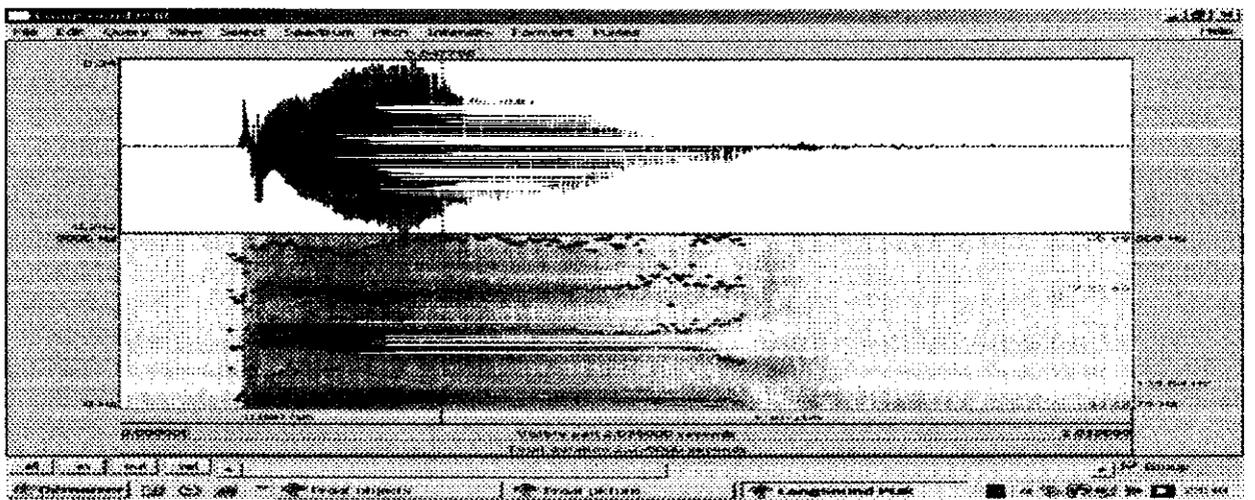


Fig. IV.5.b : Sonagramme du mot « Pur » [pyR].

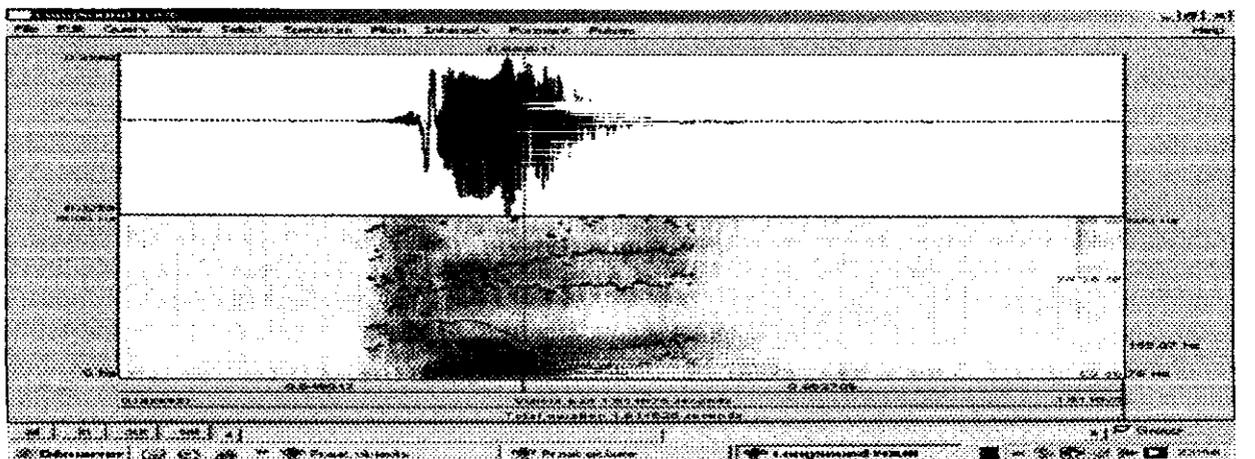


Fig. IV.5.c : Sonagramme du mot « Four » [fuR].

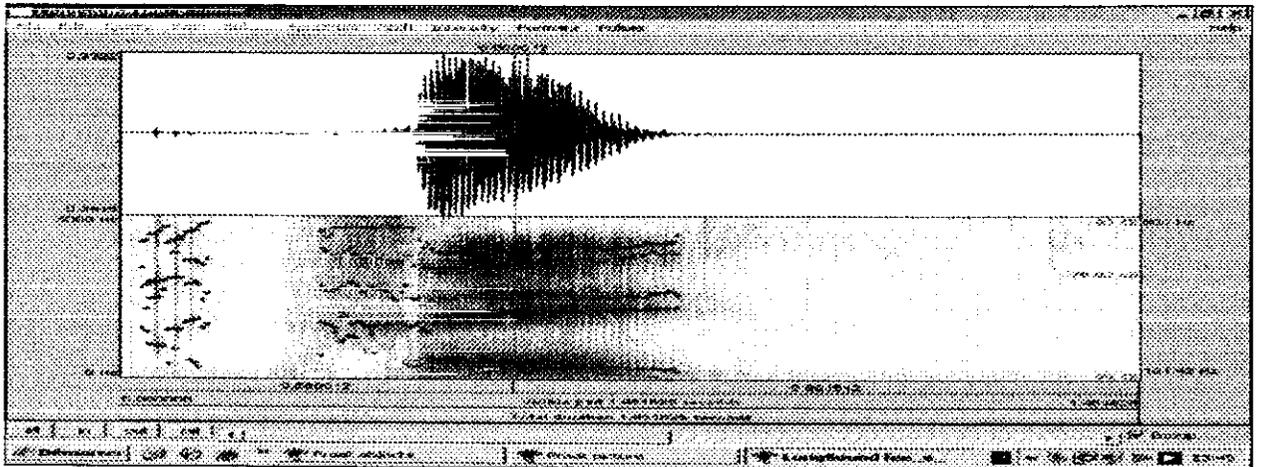


Fig. IV.5.d : Sonogramme du mot « Fée » [fe].

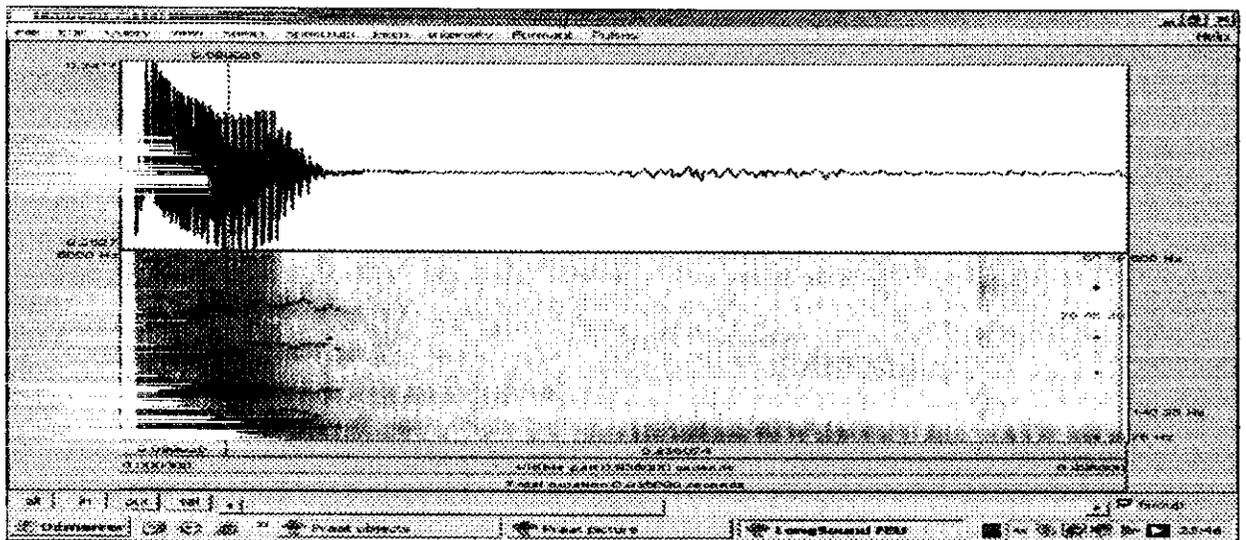


Fig. IV.5.e : Sonogramme du mot « Feu » [fœ].

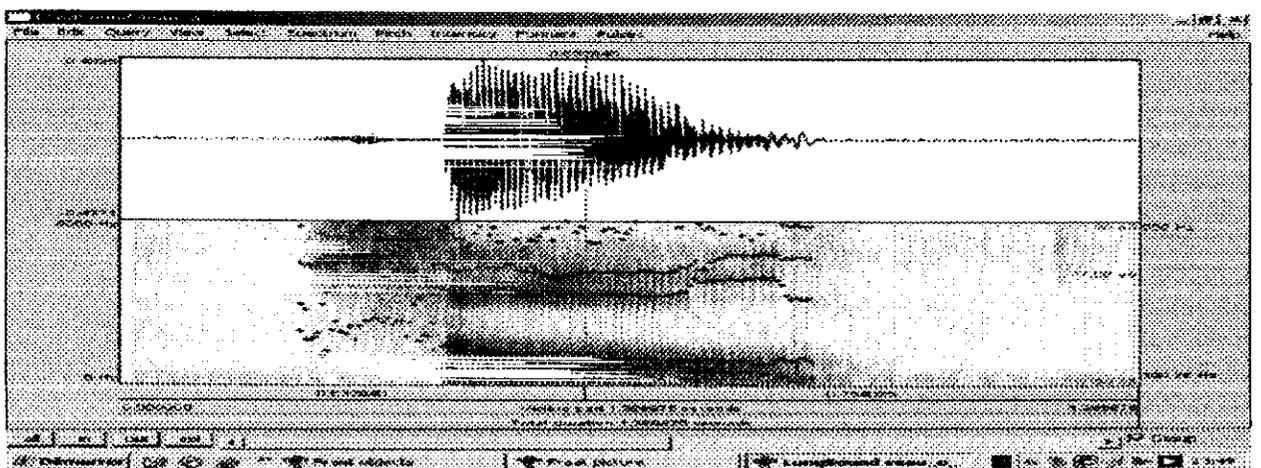


Fig. IV.5.f : Sonogramme du mot « Seau » [so].

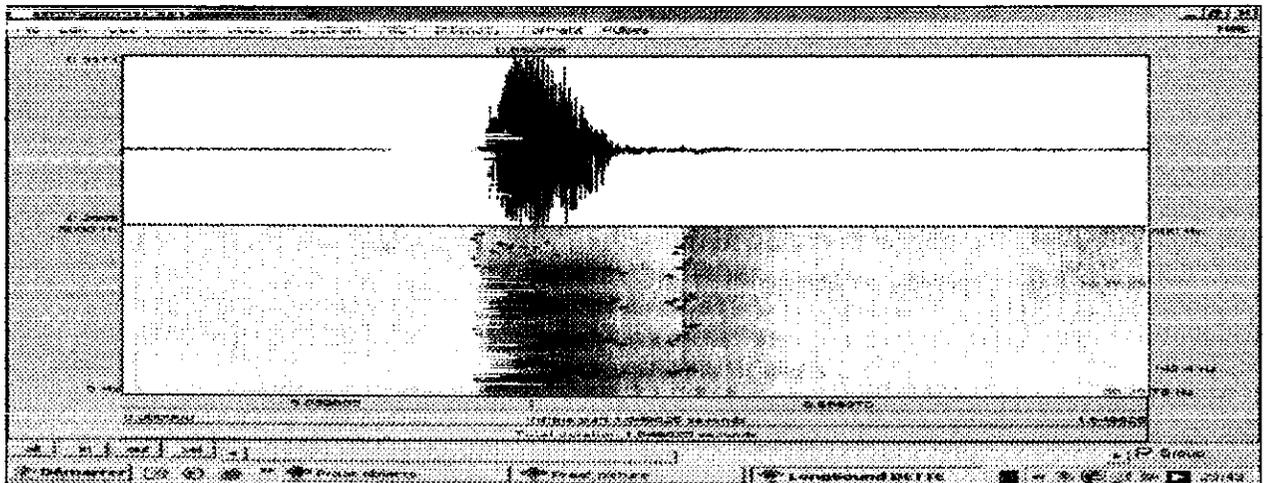


Fig. IV.5.g : Sonogramme du mot « Dette » [dɛtə].

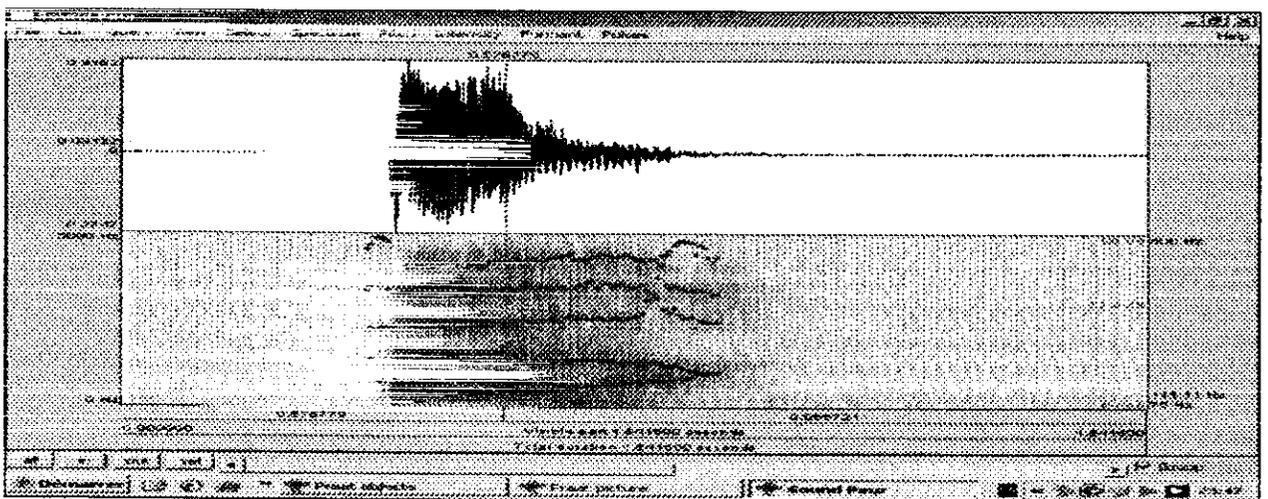


Fig. IV.5.h : Sonogramme du mot « Peur » [pœʁ].

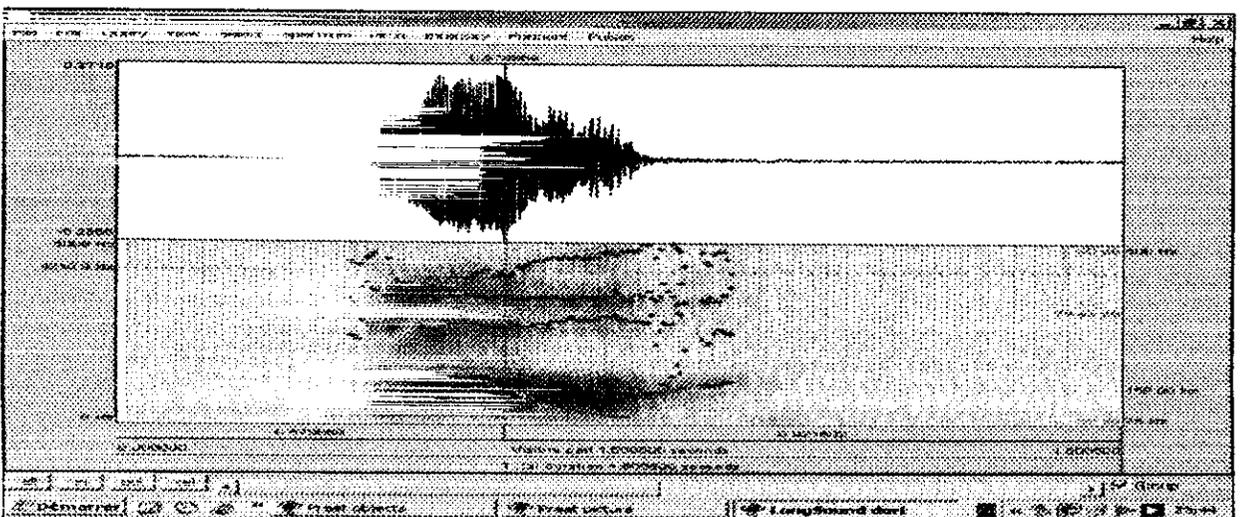


Fig. IV.5.i : Sonogramme du mot « Dort » [dɔʁ].

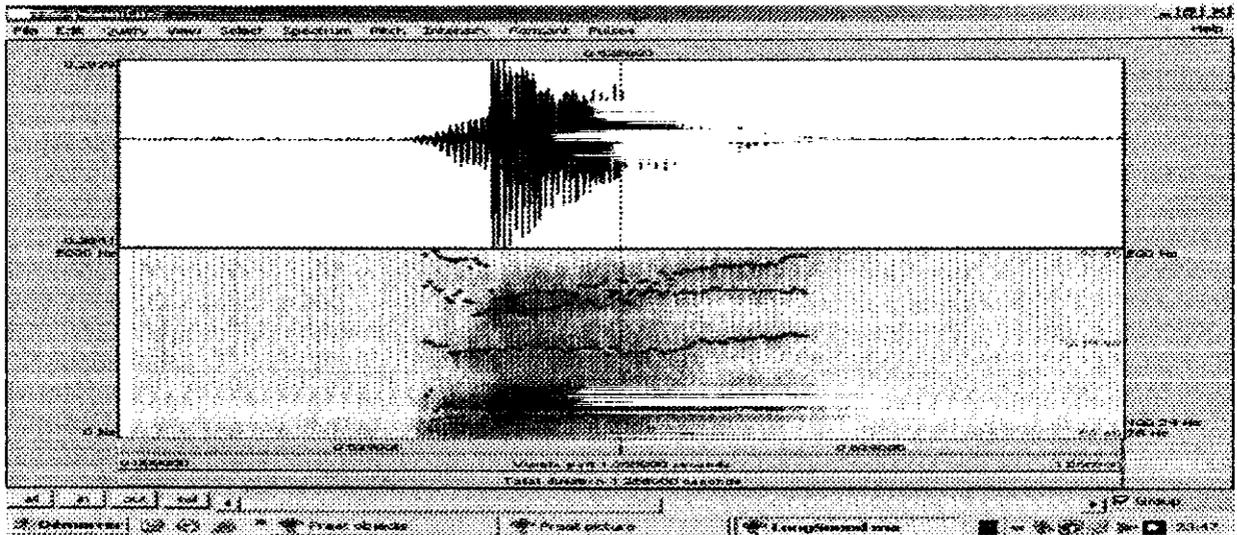


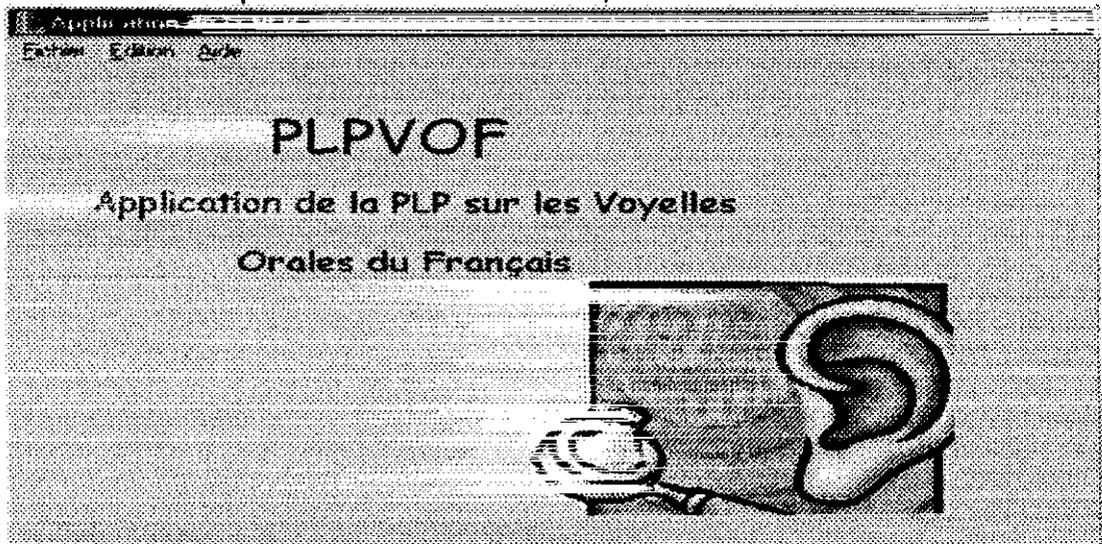
Fig. IV.5.j : Sonagramme du mot « ma » [ma].

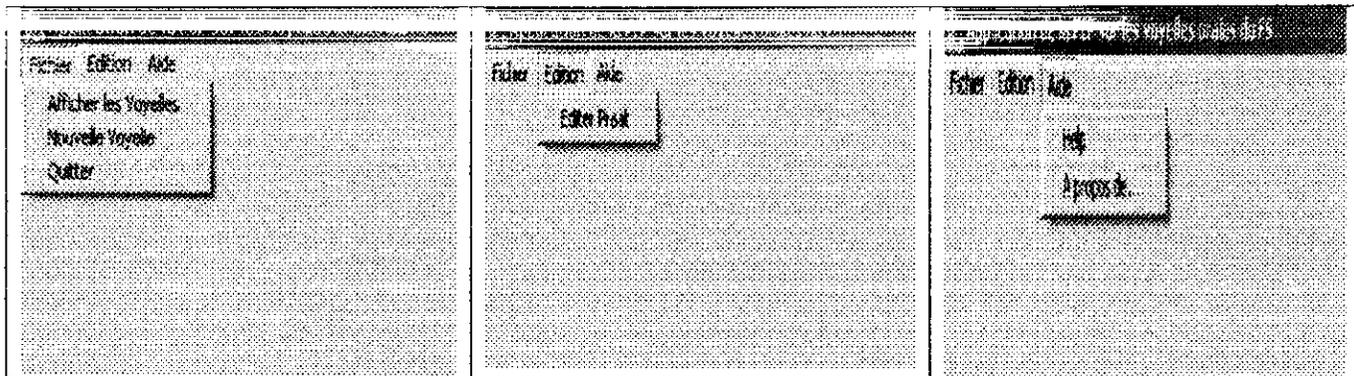
IV.5 Environnement de simulation

C++ Builder est l'un des systèmes de développement C++ les plus efficaces pour réaliser des applications performantes pour les plates-formes Microsoft Windows. Il permet de concevoir des applications en utilisant des concepts tels que les : objets, classes, l'héritage, l'encapsulation et le polymorphisme ; de plus on peut réaliser l'interface des applications et relier aisément le code utilisateur aux événements Windows, quelle que soit leur origine (souris, clavier, événement système, etc.).

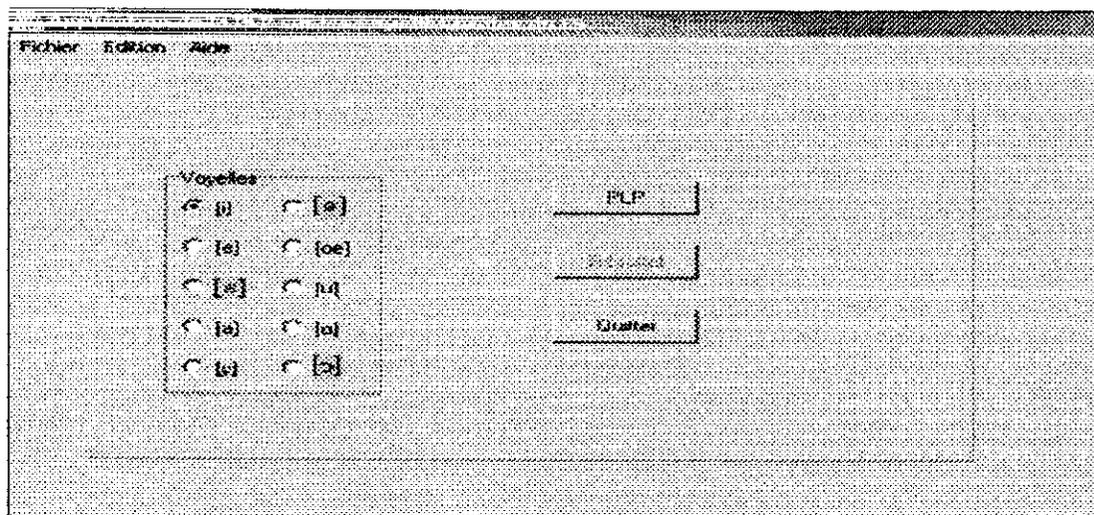
IV.6. Description du logiciel

La fenêtre principale de notre logiciel d'accéder à différentes fonctionnalités de l'application. Elle est composé des menus : Fichier, Edition et Aide.

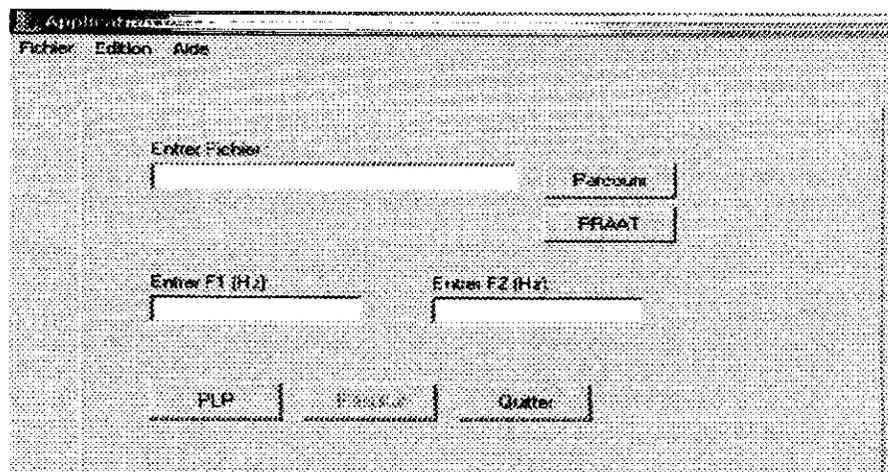




- Le menu **fichier** comporte les fonctions suivantes :
 - afficher les Voyelles : permet de choisir parmi les voyelles de notre corpus, celle qui sera traitée ;



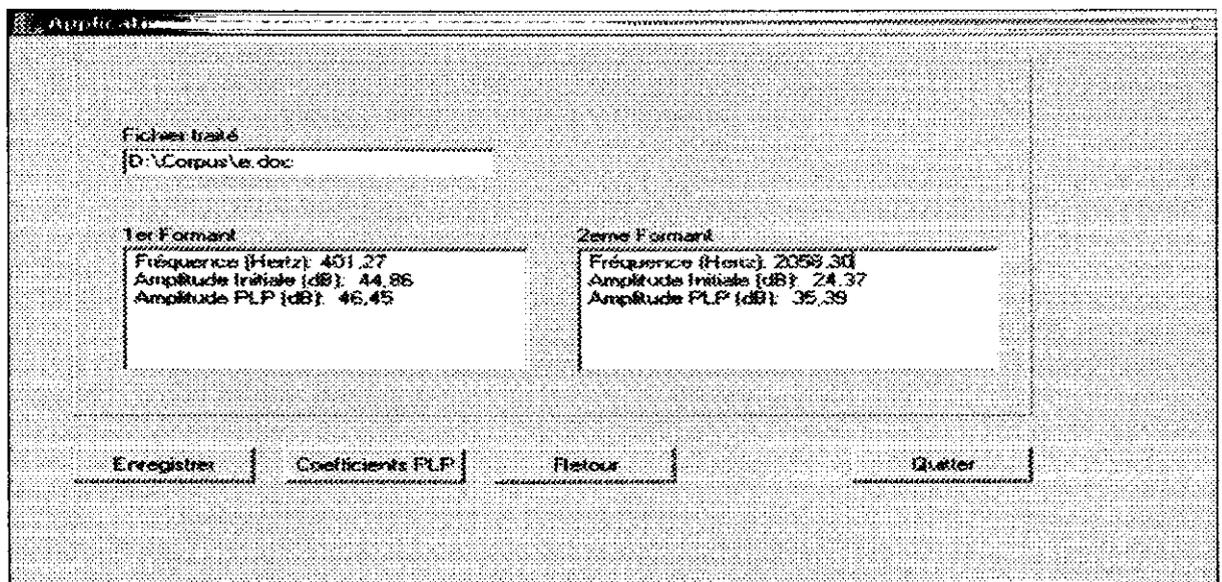
- nouvelle Vowelle : permet de traiter une voyelle (hors du corpus) enregistrée au préalable avec PRAAT.



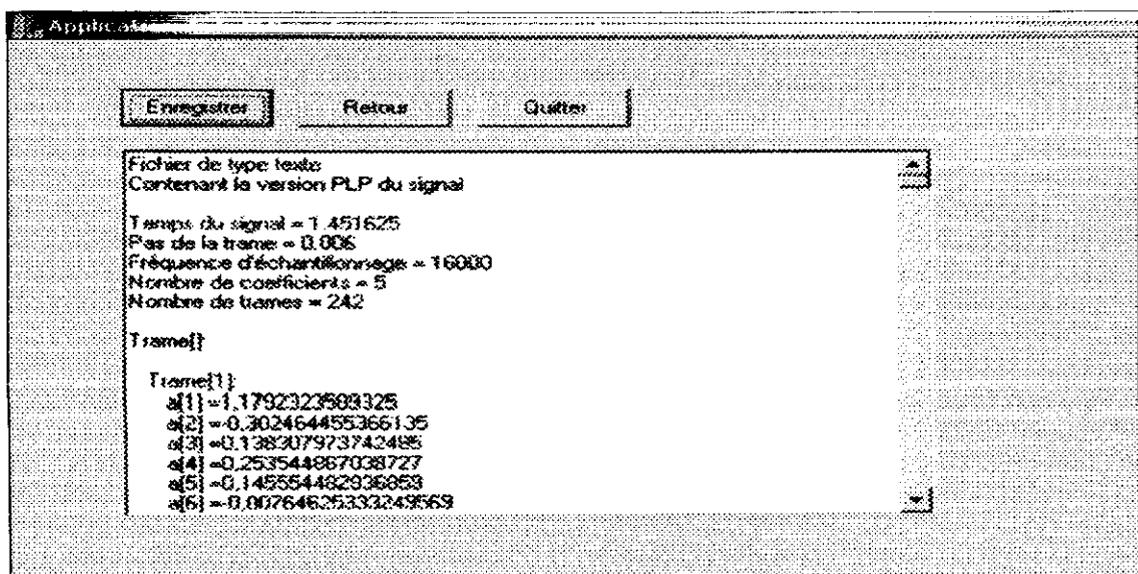
- Quitter : Quitter l'application.

- le menu **Editer** comporte la fonction **Editer Praat**
 - **Editer Praat** : exécuter le chargement de PRAAT.
- le menu **Aide** contient les informations nécessaires à la bonne utilisation du logiciel.

Après exécution de la PLP en appuyant sur le bouton « PLP », on peut afficher les résultats en appuyant sur le bouton « Résultat » présent sur les fenêtres précédentes. Elle a la forme suivante.



Le bouton « Coefficients PLP » permet de visualiser la fenêtre ci-dessous qui affiche les coefficients du signal traité.



IV.7. Résultats et commentaires

Après traitement de notre logiciel sur les différents mots de notre corpus, nous obtenons les résultats suivants :

- Voyelle [i]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	251	2079
Amplitude initiale (dB)	59.8	27
Amplitude après PLP (dB)	59.81	39.8

- Voyelle [y]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	303.7	1795
Amplitude initiale (dB)	56.69	28.9
Amplitude après PLP (dB)	60.54	34.62

- Voyelle [u]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	349.6	787.8
Amplitude initiale (dB)	47.08	47.1
Amplitude après PLP (dB)	56.02	45.7

- Voyelle [e]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	401	2058
Amplitude initiale (dB)	44.87	24.37
Amplitude après PLP (dB)	46.45	35.39

- Voyelle [ø]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	433.8	1360
Amplitude initiale (dB)	50.33	16
Amplitude après PLP (dB)	55.86	20.93

- Voyelle [o]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	381.6	679.8
Amplitude initiale (dB)	53.44	32.93
Amplitude après PLP (dB)	64.5	42.71

- Voyelle [ɛ]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	658.15	1621.3
Amplitude initiale (dB)	37	19.4
Amplitude après PLP (dB)	43.44	28.77

- Voyelle [œ]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	570	1224
Amplitude initiale (dB)	45.05	26.1
Amplitude après PLP (dB)	51.05	27.76

- Voyelle [ɔ]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	686	1031
Amplitude initiale (dB)	43.63	42.18
Amplitude après PLP (dB)	57.39	37.27

- Voyelle [a]

Paramètres	F1	F2
Fréquence (Hz)	724	1128.7
Amplitude initiale (dB)	39.46	30.9
Amplitude après PLP (dB)	49.08	26.77

Nous remarquons pour les voyelles :

- [i], [ɛ], [y], [ø], [œ], [e] et [o] une augmentation dans l'intensité des deux formants ;
- [u], [ɔ] et [a] une augmentation de l'intensité du premier formant et une diminution dans le deuxième.

IV.7.1. Interprétation des résultats

Avant d'émettre une quelconque analyse concernant les résultats ci-dessous, il faut tout d'abord définir ou de rappeler des données et des règles portant sur la parole et l'audition qui sont nécessaires pour la compréhension de ce qui suit :

- les mécanismes actifs ou l'action des CCE se déclenchent pour des intensités en dessous de l'intensité normale pour la parole ; c'est-à-dire une intensité faible à modérée ;
- les CCE permettent une amplification d'environ 50 dB du signal de parole pour le seuil minimal d'audition. De ce fait, une déficience de ces derniers cause une surdité moyenne et une perte auditive de 50 dB HL ;
- une amplitude d'intensité :
 - faible est comprise entre environ 20 et 35 dB ;
 - modérée est comprise entre environ 45 et 55 dB ;
 - normale est environ égale 60 dB.

Dans notre expérience sur les voyelles orales du Français, nous pouvons regrouper les faits suivants :

Notation : F : faible, M : modéré, N : normale.

- Pour les amplitudes initiales d'intensité faibles nous remarquons que dans tous les cas, l'amplitude PLP n'atteint jamais une intensité normale soit environ 60 dB.

N° Formant	Voyelle	Amplitude initiale	Amplitude après PLP
F2	[i]	F	F
F2	[e]	F	F
F1	[ɛ]	F	M
F2	[œ]	F	F
F1	[a]	F	M
F2	[a]	F	F
F2	[ø]	F	F
F2	[o]	F	M
F2	[y]	F	F
F2	[ɛ]	F	F

- Pour les amplitudes d'intensité modérée nous avons dans quatre cas sur huit, l'amplitude PLP atteint une intensité normale.

N° Formant	Voyelle	Amplitude initiale	Amplitude après PLP
F1	[e]	M	M
F1	[ø]	M	N
F1	[œ]	M	M
F1	[u]	M	N
F2	[u]	M	M
F1	[o]	M	N
F1	[ɔ]	M	N
F2	[ɔ]	M	F

- Pour les amplitudes d'intensité normale, l'amplitude PLP reste normale dans tous les cas.

N° Formant	Voyelle	Amplitude initiale	Amplitude initiale
F1	[i]	N	N
F1	[y]	N	N

Nous pouvons résumer notre analyse dans ce qui suit :

- pour les intensités faibles, l'efficacité de la PLP est minime sans jamais atteindre le seuil de la normale ;
- pour les intensités modérées, la PLP est moyennement efficace, soit un taux de succès de 50% ;
- dans les deux cas où l'amplitude initiale est normale, l'intensité de la PLP reste normale soit un taux de 100%.

IV.8. Conclusion

Nous avons proposé précédemment la technique PLP, comme solution pour simuler le traitement d'une prothèse auditive, qui pallie une déficience perceptive touchant les CCE.

De par notre application de cette technique d'analyse sur les voyelles orales du Français, dont l'intensité de leurs formants se trouvent dans l'aire auditive de déclenchement des mécanismes actifs, nous concluons que la PLP fonctionne dans un cas sur deux pour les intensités modérées, et qu'elle est beaucoup moins efficace pour

les intensités faibles, puisqu'elle n'atteint jamais une amplitude normale, néanmoins, nous notons une amplification jusqu'à une intensité modérée dans 30% des cas.

Nous avons observé certains cas où l'intensité de l'amplitude PLP s'est trouvée atténuée, ce qui est tout à fait contradictoire avec le principe de fonctionnement des CCE.

Conclusions Générales

& Perspectives

Conclusions générales et perspectives

Au cours de ce projet, nous avons mis l'accent sur les concepts généraux qui sont importants à connaître dans le cadre de notre travail, qui est la réhabilitation auditive de la surdité de perception touchant les CCE au moyen d'algorithmes de Traitement Numérique du Signal (TNS).

Tout d'abord, nous avons décrit l'anatomie et le fonctionnement complexe du système auditif et en particulier ceux de l'OI en insistant sur l'importance des mécanismes actifs de la cochlée et de leur caractère non linéaire qui font de l'audition un sens particulièrement performant.

Nous avons aussi abordé la psychoacoustique pour traduire les phénomènes auditifs dans le domaine mathématique et ainsi mettre en lumière quelques concepts tels que les filtres auditifs.

Dans un deuxième temps, nous avons exposé les types, les origines et les conséquences physiologiques des surdités en montrant qu'un des principaux symptômes était la disparition partielle ou totale des phénomènes non linéaires.

Le domaine des prothèses auditives apparaît, à notre sens, comme un champ d'application très intéressant à développer, son fonctionnement nous a permis de choisir la PLP pour réaliser nos algorithmes de traitement. Le principe de cette technique d'analyse s'inspire de la Prédiction Linéaire (LP) avec une représentation du signal qui suit l'échelle humaine de l'audition. C'est-à-dire, la PLP se base sur les trois effets de l'audition qui sont la sélectivité spectrale de bande critique, la courbe d'intensité égale et la loi de puissance. Ceci correspond parfaitement au traitement d'une prothèse dont les étapes sont l'analyse en banc de filtres, l'amplification et la compression.

L'application de la PLP sur les voyelles orales du FS nous permet de connaître son impact sur le signal de parole.

Nous avons procédé à l'enregistrement d'un corpus composé de mots réels, par un seul locuteur masculin dans un environnement calme, à des intensités faibles à modérées ; intervalle de déclenchement des mécanismes actifs.

L'analyse a mis en évidence deux aspects : la PLP amplifie les intensités modérées jusqu'à la normale dans un cas sur deux ; les intensités faibles n'atteignent

jamais la normale mais augmentent jusqu'à des amplitudes modérées dans 30% des cas.

Sachant que dans la pratique, l'appareillage auditif ne donne pas un résultat optimal, nous pouvons objectivement dire que la PLP améliore l'audition des malentendants par une atténuation de la perte auditive, en ramenant le rehaussement des seuils auditifs de 50 dB à environ 30 dB, soit un gain de 20 dB, avec un rendement de 50%.

En perspective à notre travail, nous suggérons les points suivants :

- faire des modifications directement sur la PLP, par exemple :
 - augmenter la fréquence d'échantillonnage pour avoir un maximum d'informations du signal utile et s'approcher au plus de la réalité, avec une fréquence de 44,1 KHz, on aura un signal couvrant tout le spectre auditif humain (20 à 20 000 Hz) ;
 - utiliser une méthode de fenêtrage meilleure en résolution d'amplitude que celle de Hamming tel que Kaiser-Bessel ;
 - utilisation de l'échelle ERB au lieu de Bark qui modélise la résolution fréquentielle du système auditif.
- utiliser une autre technique d'analyse comme la J-RASTA PLP, qui par un filtrage supprime les composantes spectrales constantes et nous donne ainsi le spectre à court terme estimé, elle permet aussi de diminuer le bruit ;
- utilisation des modèles d'audition (vus dans le chapitre trois) basés sur une modélisation beaucoup plus précise du comportement de l'oreille humaine mais ne sont cependant pas tous équivalents puisqu'ils prennent en compte certaines caractéristiques de l'oreille humaine à des degrés divers.

La validation de toute nouvelle technique de traitement introduite dans une prothèse auditive nécessite la réalisation de tests d'écoute auprès de malentendants ou une application sur un corpus en vue d'analyse. La spécificité des déficiences auditives

est telle que des normo-entendants ne peuvent pas juger de la qualité sonore d'un traitement.



Références Bibliographiques

- [18] P. Aidan, La surdité, <http://www.ent-ori.com/surdite/introduction.php>
- [19] Neurologie : document pédagogique inter-facultes,
<http://spiral.univ-lyon1.fr/polycops/NeuroInterFac/>
- [20] G. Blanchet & M. Charbit, Traitement numérique du signal, E 3087 Traité Electronique Techniques de l'Ingénieur, 1998.
- [21] J.P.Muller, le traitement numérique du signal audio, juillet 2001
- [22] M. Kunt, Traitement de l'information, Presses Polytechniques Romandes.
- [23] Q.C. NGUYEN, Communication Langagière et Interaction Personne-Système, laboratoire CLIPS-IMAG, Grenoble, France, 19 Juin 2002.
- [24] H. Hermansky, Perceptual linear predictive analysis of speech, J. Acous, vol. 87, N° 4, pp 1738-1752, 1990.
- [26] S. Seneff, A joint synchrony/mean-rate model of auditory speech processing, Journal of phonetics, Vol 16, pp 55-76, 1988.
- [25] M. Slaney, Lyon cochlear model, Apple computer, 1988.
- [26] M. Slaney, An efficient implementation of the Patterson-Holdsworth auditory filter bank, rapport technique 35, Apple computer, 1993.
- [27] R. Meddis, Simulation of mechanical to neural transduction in the auditory receptor, J. Acous, Vol 79, N° 3, pp 702-711, 1986.
- [29] M. J. Hewitt & R. Meddis, Implementation details of a computation model of the inner hair-cell/auditory nerve synapse, J. Acous, Vol 87, N° 4, pp 1813-1816, 1990.
- [30] http://auditionconseil.fr/page_precoce.html

Références bibliographiques

- [1] R. Pujol ,Promenade autour de la cochlée,
<http://www.iurc.montp.inserm.fr/cric/audition/index.htm>, 2004.
- [2] J.O. Pickles , An Introduction to the Physiology of Hearing, Academic Press, 1982.
- [3] M.C. Botte, G.Canevet, L. Demany & C. Sorin, Psychoacoustique et Perception Auditive. INSERM/SFA/CNET, 1988.
- [4] J.M. Jot, V. Larcher & O. Warusfel, Digital signal processing issues in the context of binaural and transaural stereophony, In Proceedings of the 98th Convention of the Audio Engineering Society, Paris, France, 1995.
- [5] J.M. Aran, A. Dancer, J. M.Dolmazon & R. Pujol, Physiologie de la Cochlée, INSERM/SFA, (France), 1988.
- [6] A. Robier, Otologie, <http://www.med.univ-tours.fr/enseign/orl/Otol/index.html>, Site ORL de l'université de Médecine de Tours, France, 2004.
- [7] T. Fillon, Traitement Numérique du Signal Acoustique pour une Aide aux Malentendants, Doctorat de l'ENST-Paris, France, 2004.
- [8] M.F. Bear, B.W. Connors, M.A. Paradiso & A. Nieoullon (Traduction), Neurosciences : A la découverte du cerveau, Pradel, 2002.
- [9] G.V. Békésy, Experiments in Hearing, McGraw-Hill Book company, 1960.
- [10] P.M. Sellick, R. Patuzzi & B.M. Johnstone, Measurement of basilar membrane motion in the guinea pig using the mossbauer technique, J. Acoust. Soc. Am, pp 131–141, 1982.
- [11] P. Bovet, supports des cours : Psychologie Cognitive et Modèles Connexionnistes, <http://www.unige.ch/fapse/PSY/persons/bovet/etudiants/>
Université de Genève, faculté de Psychologie et des Sciences de l'Education.
- [12] P. Collen, Techniques d'enrichissement de spectre des signaux audionumériques, Doctorat a l'ENST-Paris, (France,) 2002.
- [13] E. Zwicker & R. Feldtkeller, Psychoacoustique L'oreille récepteur d'information, Collection technique et scientifique des télécommunications - CNET - ENST, Edition Masson, 1981.
- [14] T. Dutoit, Introduction au Traitement Automatique de la Parole, Faculté Polytechnique de Mons, Belgique, 2000.
- [15] E. Leipp, Acoustique et musique, Masson, 4ème édition, 1996.
- [16] J. Rutka, Déficience auditive et acouphène, Département d'Oto-Rhino-Laryngologie, Université de Toronto, Canada, 2003.
- [17] B. Tabachnik (audiologiste), L'hyperacousie ou la grande sensibilité sonore, <http://www.sos-audition.org/patho/hyperacousie.php?id=76>, 2004.