REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
Université Dr Yahia Fares De MEDEA



Faculté de technologie
Mémoire de fin d'études de master

Filiére : Génie electrique
spécialite: système de télécommunication

THEME

Etude et Conception d'une Transmission PPM Optimale appliquée à un implant biomédical

Proposé et dirigé par :

- **Mr.** BATEL NOUREDDINE
- **Mr.** ESSAID BILAL

Réalisé par :

- BEN AISSA MOHAMED

Promotion 2019

Remerciement

Ce mémoire de fin d'étude n'aurait jamais pu être réalisé sans la Contribution de nombreuses personnes à qui je souhaiterai témoigner je reconnaissances.

Tout d'abord je remercie Allah pour j'avoir guidés vers le chemin de la lumière et du savoir, pour j'avoir donné le courage et la volonté afin de pouvoir réaliser ce travail et mes parents pour leurs soutiens et leurs sacrifices.

J'exprime mes remerciements dévoués à Mr : ***BATEL*** *et Mr :* ***ESSAID*** *J'ai eu l'honneur de travailler avec vous et d'apprécier vos conseils. Votre compétence et votre sens du devoir étaient énormes. Veuillez trouver ici l'expression de ma respectueuse considération.*

Je tiens également à remercier les membres du jury, pour l'honneur qu'ils j'accordé, en acceptant de juger mon travail

Je remercie aussi l'ensemble des enseignants de l'institut de télécommunication qui ont contribué à ma formation.

Enfin, Je remercie également tous ceux qui m'ont apporté leur soutien et leurs encouragements pour l'accomplissement ce travail.

MOHAMED Juin 2019

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

Ma mère « L'avenir d'un enfant est l'oeuvre de sa mère », pour son amour, son soutien, et ses précieux conseils, Tu as toujours été pour moi une source d'inspiration et de bonheur.

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

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

A mes très chères sœurs.

A mon très chère frère Youcef.

Et à toute ma grande famille sans exception.

A tous mes amis, pour votre sincère amitié, votre soutien permanent me remonte le moral et vos conseils m'incitent à relever les défis.

A tous ceux qui me portent dans leurs coeurs et m'accompagnent dans leurs pensées.

Je prie pour que Dieu vous apporte le bonheur et vous aide à satisfaire tous vos désirs.

BENAISSA Mohamed.

ملخص:

في سياق إرسال إشارات مشفرة لتحفيز الزرع الطبي، في هذه الحالة غرس القوقعة، من الضروري استخدام طريقة معقدة للإرسال تقلل من BER بسبب الارتباط عبر الجلد مع مستقبلات الزرع. نقدم من خلال هذا العمل نظام اتصالات لزرع قوقعة الأذن، حيث يجب أن يكون جهاز الاستقبال مثالياً في مقابل تشكيلPPM المستخدم من قبل المرسل المرتبط. يجب إجراء مقياس للأداء الناتج عن هذا التصميم .

الكلمات المفتاحية: زراعة القوقعة، التضمين في موضع النبض، استقبال مثالي، مقياس للأداء

Résumé :

Dans le cadre d'émission de signaux codés de stimulation d'un implant médical, en l'occurrence l'implant cochléaire, il est impératif d'utiliser un procédé sophistiqué de transmission minimisant le BER dû à la liaison transcutanée avec le récepteur implanté. Nous présentons à travers ce travail un système de télécommunication pour implant cochléaire, où le récepteur doit être optimal vis-à-vis de la modulation PPM employée par l'émetteur associé. Une mesure des performances apportées par cette conception, doit être menée.

MOT CLÉS : l'implant cochléaire, PPM, récepteur optimal, BER.

Abstract :

In the context of transmitting coded signals for stimulating a medical implant, in this case the cochlear implant, it is imperative to use a sophisticated method of transmission that minimizes the BER due to the transcutaneous link with the implanted receptor. We present through this work a telecommunication system for cochlear implant, where the receiver must be optimal vis-à-vis the PPM modulation used by the associated transmitter. A measure of the performance provided by this design, must be conducted.

Keywords: cochlear implant, PPM, optimal receptor, BER.

Sommaire

Table des matières

Liste des figures ……... I

Liste des tableaux…… IV

Glossaire des abréviations…….. V

Introduction générale…… 1

Chapitre I : Implants cochléaires et Stratégies de stimulation

I.1. Introduction …….. 2

I.2. Anatomie de l'oreille ……..…… 2

I.2.1. L'oreille externe ……...……..… 3

I.2.2. L'oreille moyenne ……...… 3

I.2.3. L'oreille interne ……..……..…… 3

I.2.4.Le canal cochléaire ……..……..…… 4

I.2.5. L'organe de Corti …… 5

I.2.6. Le nerf cochléaire ……..… 5

I.3. Principes de fonctionnement de l'audition …… 6

I.4. Pathologies de l'audition …… 6

I.4.1. Les type de surdités ……..…… 6

I.4.1.1. La surdité de transmission …… 6

I.4.1.2. La Surdité Neurosensorielle …… 6

I.4.1.3. La Surdité mixte ……..…… 7

I.4.1.4. Surdité Rétro-cochléaire ……..… 7

I.4.2. Les degrés de la surdité ……..…… 7

I.5. Traitement général de la surdité ……..……..…… 8

I.6. l'implant cochléaire ……..……. 9

I.6.1. Historique de l'implant cochléaire ……..…… 10

I.6.2. Les différents modèles d'implants cochléaires ……. 11

I.6.2.1. Cochlear (société australienne) …… 12

I.6.2.2.Advanced Bionics (société américaine) ……... 13

I.6.2.3. Med-El (société autrichienne) ……..... 13

I.6.2.4. Neurelec (société française) …… 14

I.6.3. Les différents types d'implants cochléaires …… 14

I.6.3.1. Le nombre d'électrodes ……... 14

I.6.3.2. La localisation anatomique des électrodes ……. 15
I.6.3.3. La polarité des électrodes …… 16
I.6.4. Principes de fonctionnement de l'implant cochléaire …… 16
I.6.5.Traitement de signal …….. 17
I.6.6. Les stratégies de codage ……..…….. 18
I.6.6.1. Les stratégies utiles à canal fixe …… 19
I.6.6.2. Stratégie de stimulation utilisant le canal virtuel…… 22
I.7. Conclusion …… 25

Chapitre II : Techniques d'amélioration de réception des signaux de stimulation

II.1. Introduction ……. 26
II.2. Technique du courant orienté (canal virtuel) …….. 26
II.2.1. Stratégie ACE avec canaux virtuels …… 27
II.2.1.1. Paramètre de FFT …….. 28
II.2.1.2. Bloc de sélection de bande …… 28
II.2.1.3. Segmentation ……. 30
II.2.2. Epériences sur des patients …… 32
II.2.3. Résultats …… 34
II.3. Système transmetteur récepteur utilisant la modulation PPM (inspiré du cas UWB) …. 35
II.3.1. Normes de l'UWB …… 35
II.4. La modulation et type de modulation …… 35
II.5. Modulation PPM ……. 36
II.6. Emetteur PPM-UWB …….. 36
II.7. Récepteur UWB …….. 37
II.8. Conclusion …… 39

Chapitre III :Simulation d'un émetteur récepteur optimal à modulation PPM

III.1. Introduction ……. 40
III.2. Présentation du simulateur ……..… 40
III.3. Objectif du travail …….. 41
III.4. Fichier de données de simulation …… 41
III.5. Transmission sans codage de canal …… 44
III.5.1. Partie du transmetteur …… 44
III.5.1.1. Préparation de transmission ……..…… 45

III.5.1.2. Modulation PPM ……..….. 46
III.5.2. Canal de transmission ……..…..… 49
III.5.3. Partie du récepteur …….. 49
III.5.4. Mesure de l'énergie moyenne binaire des impulsions PPM transmises ……. 54
III.5.5. Nouvelle méthode de lecture du son enregistré …….. 55
III.5.6. BER de Transmission sans codage convolutionnel ……..……. 56
III.6. Amélioration de transmission …… 60
III.6.1. Filtrage de transmission et réception …….. 61
III.6.2. Codage et décodage convolutionnel …….. 63
III.6.3. BER de transmission avec filtrage et codage ……. 64
III.7. Conclusion …… 65
Conclusion Générale …… 66
Bibliographie

Liste de figure :

Figure I.1 : Schéma de l'appareil auditif humain ……...…….. 2

Figure I.2 :Propagation d'onde sonore dans la cochlée ……..…….....…… 3

Figure I.3 : Section de la cochlée et membrane basilaire déroulée……..…….…..... 4

Figure 1.4 : le canal cochléaire ……...……...…….…….. 4

Figure I.5 :Cellules ciliées avec couplage des CCE : (1) ferme à la base, et (2) lâche à l'apex ……...……...……...……...… 5

Figure I.6 : Les degrés de la surdité ……...……...…….…… 8

Figure I.7 : schéma décisionnel ……...……...…….……. 8

Figure I.8 : Différents traitements existent pour la surdité ……...……..…… 9

Figure I.9 : Présentation et disposition générale de l'implant cochléaire

Figure I.10: les différentes technologies utilisées au cours des années ……. 10

Figure I.11 : Implant cochléaire Cochlear ……...……...….…. 12

Figure I.12: Implant cochléaire Advanced Bionics ……...……...…… 13

Figure I.13 : Implant cochléaire Med-El ……...……..…….. 13

Figure I.14 : Implant cochléaire Neurelec ……...……...……...… 14

Figure I.15: les étapes de traitement signal ……...……...…… 17

Figure I.16 : suite des étapes de traitement signal ……...…….….. 18

Figure I.17: schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation du CIS ……..… 19

Figure I.18 : Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation de l'ACE …….…… 20

Figure I.19 : Test de la parole dans le calme avec différentes stratégies ……...…. 21

Figure I.20 : schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation HiRes120 ……...…. 22

Figure I.21 : Organigramme de la stratégie de stimulation hybride ……..... 23

Figure I.22: Différentes stratégies sont utilisées au cours des années …….….... 23

Figure II.1 : Une comparaison des spectres générés en utilisant différentes stratégies de stimulation ……..……..……..……..…….…...… 27

Figure II.2 : Le banc de filtres de la stratégie ACEv ……..…… 27

Figure II.3 : Sélection de bande ……..……..……..…….…….. 28

Figure II.4 : Bandes voisines ……..……..……..…….…… 29

Figure II.5 : Séquence de stimulus……..……..……...…….. 30

Figure II.6 : Réponse ACE au signal sinusoïdal……..…… 30

Figure II.7 :ACEv avec signal sinusoïdal ……..……..……..…… 31
Figure II.8 :ACEv avec signal sinusoïdal ……..……..……..…… 32
Figure II.9 : les différents types de modulation ……..……..…..…… 35
Figure II. 10 : Modulation PPM ……..……..……..…….. 36
Figure II.11: Emetteur PPM- UWB ……..……..……..……..…… 37
Figure II.12 : Récepteur optimal à corrélateurs ……..……..……..…… 38
Figure II.13: Récepteur optimal à filtrages adaptés……..……..…… 38
Figure III.1 : Principe de la transmission séquentielle de plusieurs informations……..… 40
Figure III.2 : système réalisé sur la fenêtre de conception de Systemvue 2006 …… 41
Figure III.3:les étapes de conversion du signal audio en PCM puis reconversion…… 42
Figure III. 4: forme d'onde du fichier enregistré. ……..……..……..… 42
Figure III.5: segmentation de fichier enregistrée ……..……..…..…… 43
Figure III.6: un segment fenêtré de fichier enregistrée ……..……..…..… 43
Figure III.7 : Lecture du fichier son et traitement par le transmetteur à modulation PPM 44
Figure III.8 : le signal 4-aire émis ……..……..……..……...… 45
Figure III.9: circuit I+D configuré ……..……..……..……..…..… 46
Figure III.10 : signaux superposés de données 4-aire, horloge, et signal I+D ……..… 47
Figure III.11 : signal du comparateur en relation avec le signal d'entrée composite
comparé au seuil ……..……..……..……..……. 47
Figure III.12 : signaux superposés de données 4-aire, horloge, et PPM transmis ….…… 48
Figure III.13 : l'addition de signal émis avec le bruit de canal de transmission …… 49
Figure III.14 : Récepteur cohérent à corrélateur et circuit de décision ……..… 49
Figure III.15 : superposition des sorties des quatre voies du corrélateur …….. 50
Figure III.16 : la lecture des données de corrélation ……..……..…..…… 51
Figure III.17 : structure d'un bloc de traitement……..……..…… 51
Figure III.18 : Intercorrélation des données 4-aire émise et reçues …….. 52
Figure III.19 : zoom de l'intercorrélation des données 4-aire émise et reçues. …….…… 53
Figure III.20 : Superposition parfaite des signaux 4-aire transmis et reçus …….. 53
Figure III.21 : Banc de mesure de l'énergie moyenne de bit ……..…….. 54
Figure III.22 : opération d'enregistrement des seize sorties binaires de l'ADC …… 55
Figure III.23 : Banc de mesure du BER de transmission. ……..……... 57

Figure III.24 : Tracés de BER pour le système de transmission PPM en comparaison avec ceux optimaux du QPSK et FSK ……..……..……..…..…… 59

Figure III.25 : Ajout d'un filtre de transmission et d'un codeur convolutionnel au transmetteur ……..……..……..……..……..…….. 60
Figure III.26 : Ajout d'un filtre de réception et d'un décodeur de Viterbi au récepteur.…. 61
Figure III.27 : domaine fréquentiel de l'impulsion PPM non filtrée……..…. 62
Figure III.28 : courbes des réponses d'amplitude et de phase du filtre de ButterWorth d'ordre 3 …….. 62
Figure III.29 : domaine fréquentiel de l'impulsion PPM filtrée……..… 63
Figure III.30:courbes de BER de la PPM, FSK, et QPSK, en comparaison…….….. 65

Liste de tableau

Tableau I.1 : Caractéristiques de la stratégie de stimulation du système d'implant cochléaire incluant ACE, CIS, HiRes120 et hybride ..…… 24

Tableau II.1: Ensemble de tests d'évaluation de la perception de la parole…….....… 32

Tableau II.2 : exemple du test …… 33

Tableau II.3 : Pourcentage de tests réussis…….. 34

Tableau III.1 : Conditions de choix à partir du circuit décisionnel……. 52

Glossaire des abréviations :

ACE Advanced Combinational Encoder

ACEv ACE Strategy with Virtual Channels

ADC Analog Digital Conversion

AWGN Additive White Gaussian Noise

BER Bit Error Rate

CCE Cellules Ciliées Externes

CCI Cellules Ciliées Internes

CIS Continuous Interleaved Sampling

DAC Digital Analog conversion

Eb Energie binaire

Eb_moy Energie binaire moyenne

FFT Fast Fourier Transform

FSK FrequencyShift Keying

IC Implant Cochlear

ORL Oto-Rhino-Laryngologie

PPM PulsePosition Modulation

QPSK Quadrature Phase Shift Keying

SNR Signal Noise Rapport

UWB UltraWideBand

VHF Very High Frequency

Introduction Générale

Introduction générale

La technologie a aidé à résoudre les divers problèmes de l'homme dans les domaines de la vie, tels que les télécommunications, l'industrie et la santé.

Dans le domaine médical, les ingénieurs ont mis au point de nombreuses techniques qui ont contribué à faciliter la vie de l'individu, notamment l'implant cochléaire.

Les implants cochléaires sont des prothèses électriques qui ont pour rôle de pallier une déficience bilatérale de l'oreille interne, qu'elle soit profonde ou sévère, acquise ou congénitale. Contrairement aux prothèses d'audition classiques, qui agissent par l'organe de Corti, les implants cochléaires stimulent directement les neurones auditifs.

Dans un implant cochléaire, l'antenne émet une onde électromagnétique qui traverse la peau de l'utilisateur, ce qui entraîne des problèmes liés à la bonne réception des signaux de stimulation. D'où l'idée de proposer un circuit électronique adapté à cet appareil afin de retrouver la bonne qualité du son.

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

Dans le premier chapitre, nous présentons l'oreille humaine, en particulier l'oreille interne et le problème de la surdité qui a été résolu par l'implant cochléaire, ainsi que les différents implants commerciaux existants.

Dans le deuxième chapitre, nous décrirons les techniques d'amélioration de réception des signaux de stimulation pour les implants cochléaires.

Et le dernier chapitre, est consacré à la simulation d'un système de télécommunication pour implant cochléaire où le récepteur doit être optimal vis-à-vis de la modulation PPM employée par l'émetteur associé en utilisant le logiciel Systemvue.

Le mémoire est clôturé par une conclusion générale.

Chapitre I:
Implants cochléaires et Stratégies de stimulation

I.1. Introduction :

L'audition est le fruit d'un mécanisme complexe assuré principalement par les deux oreilles avec notamment un contrôle permanent du cerveau. L'oreille humaine perçoit les différents sons allant, dans les meilleurs cas, de 20 Hz (son grave) à environ 20 000 Hz (son aigu). Pour qu'on puisse entendre, plusieurs transformations se produisent dans l'oreille. Dans ce chapitre, nous avons discuté de l'étude des aspects anatomiques de l'oreille et du mécanisme de son travail avec les différents types de surdité. À la fin, nous présentons l'implant cochléaire qui résout la surdité profonde en adoptant différentes stratégies.

I.2. Anatomie de l'oreille [12] :

Pour mieux comprendre la surdité et les solutions disponibles pour ses différents types, il est préférable de connaître l'anatomie de l'oreille. L'oreille a trois composants principaux : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne**.**

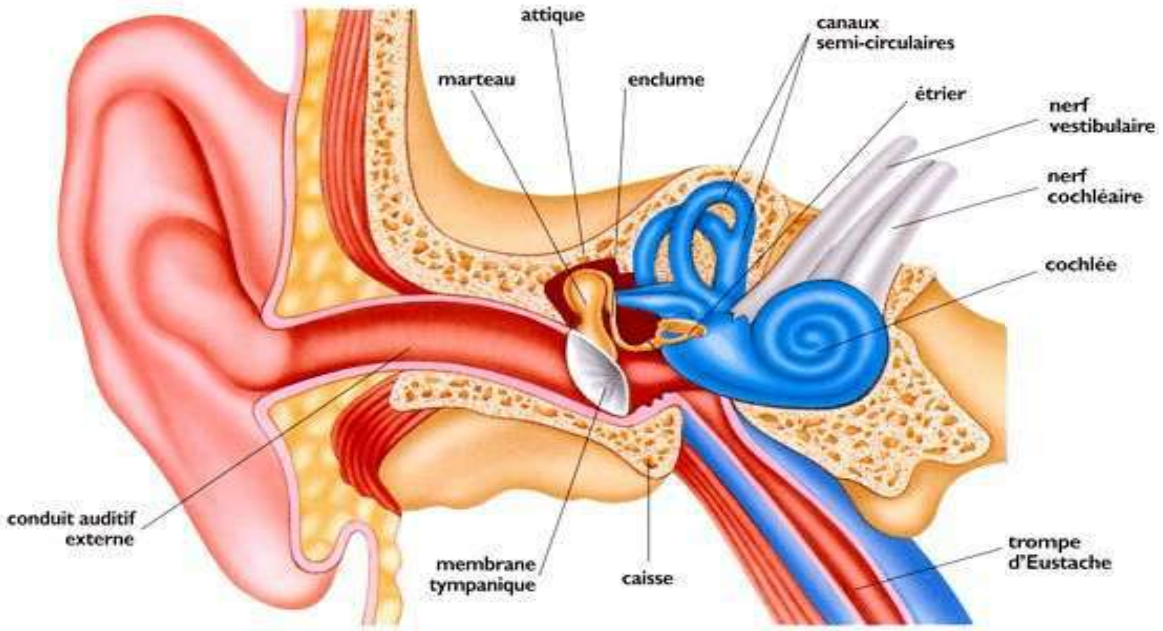


Figure I.1 : Schéma de l'appareil auditif humain

I.2.1. L'oreille externe [13] :

L'oreille externe se comporte comme une antenne acoustique :

le pavillon (associé au volume crânien) diffracte les ondes, tandis que le conduit auditif externe et la conque jouent un rôle de résonateur.

Le tympan est la terminaison acoustique de l'oreille externe.

I.2.2. L'oreille moyenne [13] :

L'oreille moyenne transfère le son du milieu aérien (oreille externe) au milieu liquide de la cochlée. Les ondes sonores captées par l'oreille externe font vibrer le tympan, qui mobilise la chaîne ossiculaire de l'oreille moyenne. Par la platine de l'étrier appliquée sur la fenêtre ovale, la vibration est ainsi transmise à la périlymphe cochléaire.

I.2.3. L'oreille interne [13] :

L'oreille interne regroupe deux organes sensoriels distincts : le vestibule organe de l'équilibration, et la cochlée organe de l'audition. D'une même origine embryologique, ces deux organes partagent aussi d'autres propriétés morphologiques et physiologiques comme le liquide endolymphatique, les cellules ciliées et leurs propriétés de transduction.

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

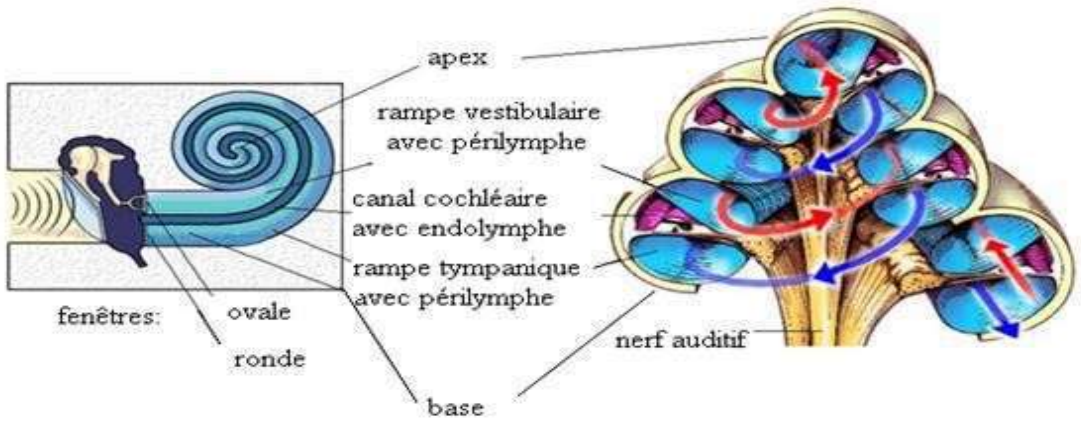


Figure I.2 : Propagation d'onde sonore dans la cochlée

L'organe de Corti repose sur une membrane dite la membrane basilaire, figure I.3. Elle présente une largeur qui augmente de la base à l'apex, entraînant des modifications importantes en rigidité et masse réparties. Le lieu de résonance de la membrane varie ainsi en fonction de la fréquence sonore**.**

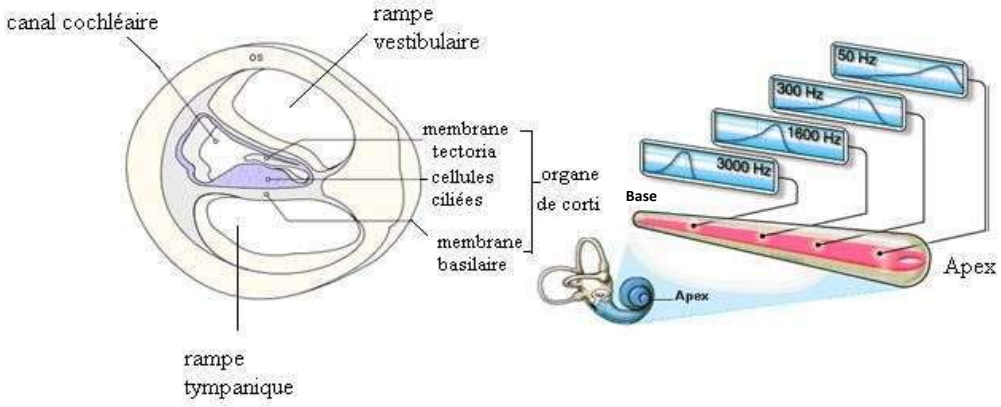


Figure I.3 : Section de la cochlée et membrane basilaire déroulée

I.2.4. Le canal cochléaire [1] :

Le canal cochléaire contient l'organe de Corti qui baigne dans l'endolymphe caractérisé par une surcharge en potassium K+, figure I.4. Les rampes vestibulaire et tympanique contiennent la périlymphe, qui se compose de Na+ et Cl−. L'électrochimie des liquides de la cochlée, se traduit par un potentiel de +80 mV dans l'endolymphe par rapport à la périlymphe. Les deux liquides ont un rôle physiologique double : le premier est de concourir à l'excitation des cellules ciliées sensorielles par la transmission du signal mécanique, et le second est de participer à la transformation de ce signal en un message nerveux par des échanges chimiques entre les liquides et les cellules ciliées. Les cellules sensorielles, couvertes par la membrane tectoria, sont connectées aux fibres nerveuses**.**

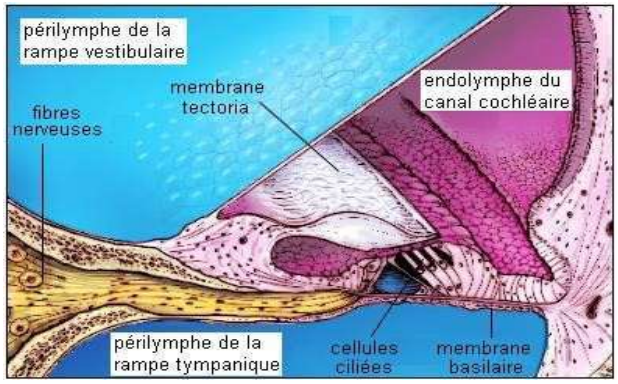


Figure 1.4 : le canal cochléaire

I.2.5. L'organe de Corti [1] :

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

- Les cellules ciliées internes (CCI), qui se disposent sur une seule rangée, et présentent des stéréocils qui flottent dans l'endolymphe.
- Les cellules ciliées externes (CCE), qui se disposent en 3 rangées, et présentent des stéréocils qui s'ancrent dans la membrane tectoria, figure I.5.

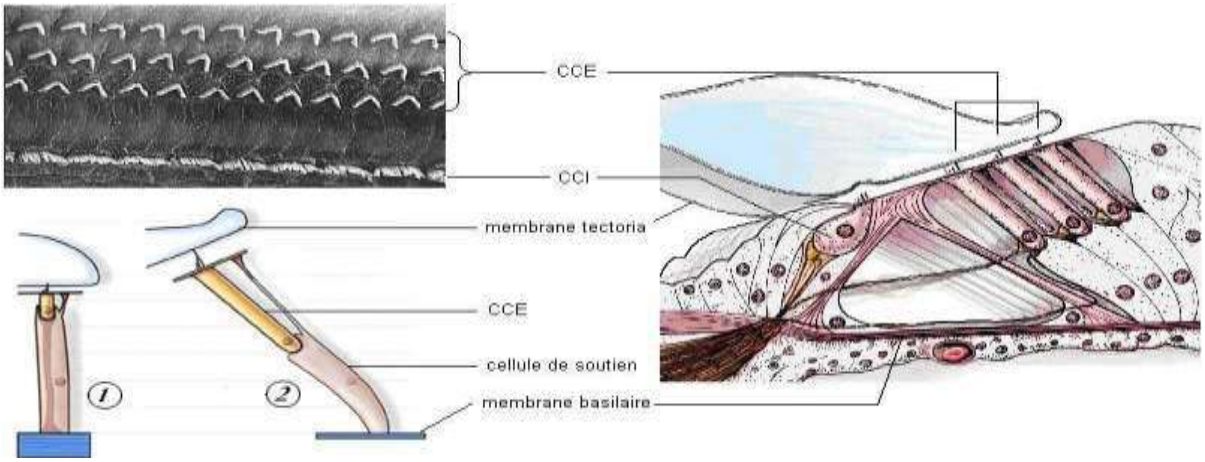


Figure I.5 : Cellules ciliées avec couplage des CCE : (1) ferme à la base, et (2) lâche à l'apex

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

I.2.6. Le nerf cochléaire [2] :

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

I.3. Principes de fonctionnement de l'audition [12] :

- Le son est transmis au conduit auditif et met le tympan en mouvement.
- Les vibrations sonores sont transmises par la chaîne des osselets jusqu'aux fluides de la cochlée.
- Les cellules ciliées sont mises en mouvement par les déplacements des fluides. Ces cellules envoient des signaux électriques au nerf auditif. Les cellules ciliées situées à l'apex de la cochlée codent l'information relative aux fréquences graves, alors que les cellules ciliées situées à la base codent l'information relative aux fréquences aiguës.
- Le nerf auditif transmet ces signaux au cerveau qui les interprète comme des sons.

I.4. Pathologies de l'audition [12] :

La surdité est l'affaiblissement ou la perte de l'ouïe, La surdité doit toujours être diagnostiquée par un professionnel comme un médecin ORL. Le professionnel teste l'audition afin de définir le type et le degré de surdité. Un audiogramme qui illustre les résultats, est alors généré.

I.4.1. Les type de surdités [12] :

I.4.1.1. La surdité de transmission

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

I.4.1.2. La Surdité Neurosensorielle

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

Le recours à une aide auditive ou un implant d'oreille moyenne permet le plus souvent de corriger les surdités neurosensorielles légères à sévères. Les implants cochléaires constituent une solution en cas de surdité sévère ou profonde. Certaines personnes présentent une surdité neurosensorielle uniquement dans les fréquences aiguës, appelée aussi surdité partielle. Dans ce cas, seules les cellules ciliées à la base de la cochlée sont endommagées. À l'apex, la partie interne

de la cochlée, les cellules ciliées responsables du traitement des fréquences graves, demeurent intactes. La stimulation combinée électrique et acoustique, ou EAS, a été spécialement mise au point pour les personnes présentant ce type de surdité**.**

I.4.1.3. La Surdité mixte

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

I.4.1.4. Surdité Rétro-cochléaire

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

Les aides auditives et les implants cochléaires ne permettent pas de corriger cette surdité car le nerf ne parvient pas à transmettre les informations sonores au cerveau.

Dans de nombreux cas, la mise en place d'un implant auditif du tronc cérébral (ABI) constitue une option thérapeutique possible.

I.4.2. Les degrés de la surdité [13] :

- **Surdité légère :** La parole est perçue à voix normale, mais la gêne apparaît à voix basse ou lorsque le locuteur s'éloigne. La plupart des bruits familiers sont perçus.
- **Surdité moyenne** : La parole est perçue si on élève la voix. La personne malentendante comprend mieux en regardant le locuteur. Quelques bruits familiers sont encore perçus.
- **Surdité sévère** : La parole est perçue à voix forte près de l'oreille. Seuls les bruits forts sont perçus.
- **Surdité profonde** : Aucune perception de la parole. Seuls les bruits très puissants sont perçus.
- **Surdité totale** (cophose) : La perte moyenne est de 120 dB. Aucun son n'est perçu.

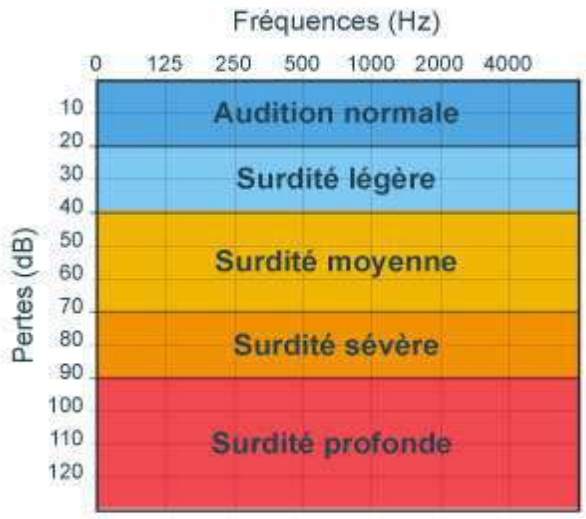


Figure I.6 : Les degrés de la surdité

I.5. Traitement général de la surdité [14] :

Avant de traiter ou non la surdité, un schéma décisionnel est suivi. Il recherche la latéralité, la manière d'apparition, la profondeur et le type de surdité.



Figure I.7 : schéma décisionnel

Différents traitements existent pour la surdité. Ce sont, dans l'ordre décroissant, les appareils auditifs, la chirurgie de l'oreille et les implants auditifs. Chaque traitement a ses indications et contre-indications, ses avantages et ses inconvénients, ainsi que ses risques à évaluer dans chaque situation. Souvent, différents traitements sont possibles. Ils doivent donc être décrits et discutés dans une relation de confiance entre le médecin spécialiste et le malentendant. Ces différents traitements sont présentés dans la figure I.8**.**

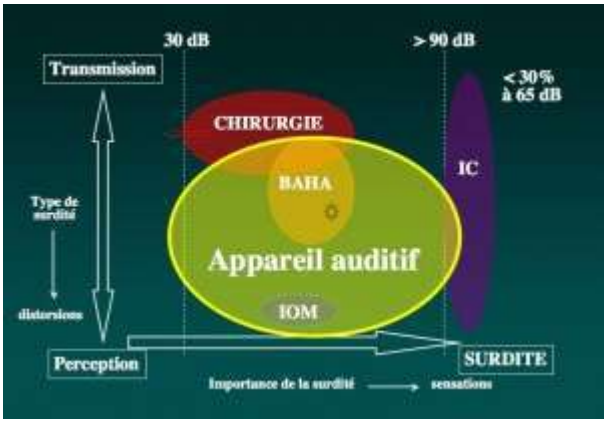


Figure I.8 : Différents traitements existent pour la surdité

I.6. L'implant cochléaire [13] :

L'implant cochléaire est un dispositif qui transforme les informations auditives acoustiques en signal électrique délivré directement au nerf auditif. Il s'adresse essentiellement à des surdités sévères à profondes, bilatérales notamment chez les adultes devenus sourds et chez les enfants sourds congénitaux, leur offrant la possibilité d'une communication orale.

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

Schématiquement le système comporte une partie externe et une partie interne, figure I.9.

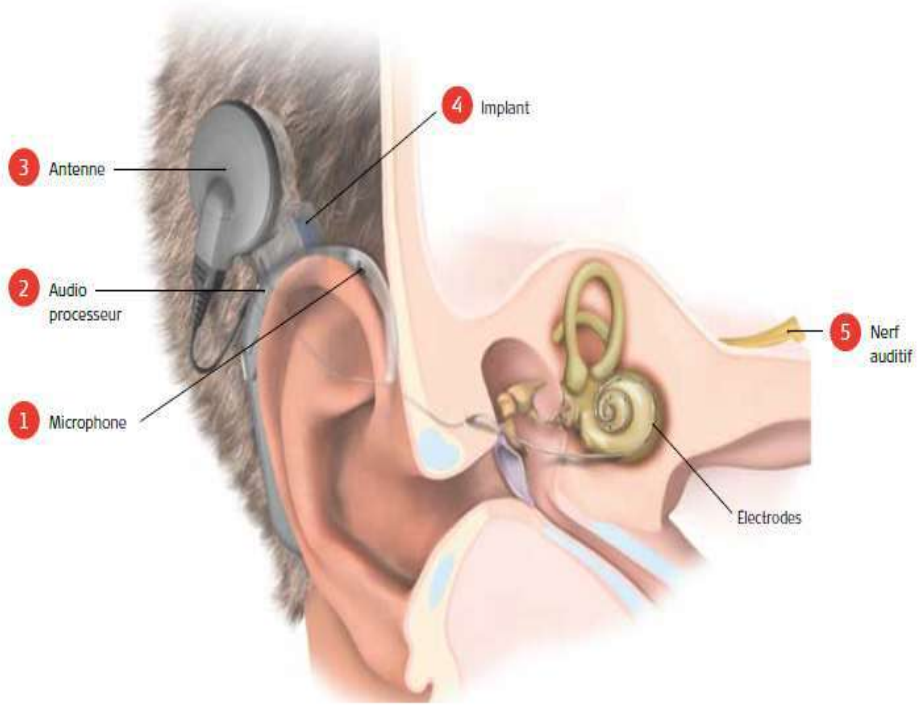


Figure I.9 : Présentation et disposition générale de l'implant cochléaire

I.6.1. Historique de l'implant cochléaire [13] :

- L'idée de reproduire une sensation auditive à partir d'une stimulation électrique apparaît dès le XVIII^{e} siècle. A. Volta s'applique à lui-même un courant de 50 volts par l'intermédiaire de fils appliqués dans les conduits auditifs externes.
- Le premier implant stimulant directement le nerf cochléaire par une seule électrode, apparaît en France en 1957 (A. Djourno et C. Eyriès).
- Les résultats permettent d'entendre des sons mais pas de comprendre la parole. W. House en Californie opère une série de patients par insertion d'un implant mono-électrode.
- C'est en 1964 que B. Simmons commence à développer un implant multi-électrodes (six électrodes). Sans obtenir de compréhension de parole, il démontre que l'utilisation de sites de stimulation multiples permet la discrimination de la tonalité. Le premier implant mono-électrode est commercialisé en 1972 par W. House.
- En 1976, Pialoux, Chouard et MacLeod, en France, publient les résultats d'un implant 8-canaux offrant une compréhension de 50% de mots sans lecture labiale. Ce travail aboutit à la commercialisation du premier IC multi-canal, en France. Parallèlement, d'autres équipes développent également des implants multi-canaux en Autriche (I. and E. Hochmair, société Med-El®) et en Australie (G. Clark, société Cochlear®).
- En 1988, une conférence de consensus sous l'égide du National Institute of Health (Etats-Unis) entérine les implants multi-canaux au détriment du mono-canal. A cette époque, il était estimé que 3000 patients avaient déjà bénéficié d'un IC. En 1995, ils étaient 12000 dans le monde, en 2008 : 120 000, en 2010 : 200 000. Ce chiffre continue à augmenter.

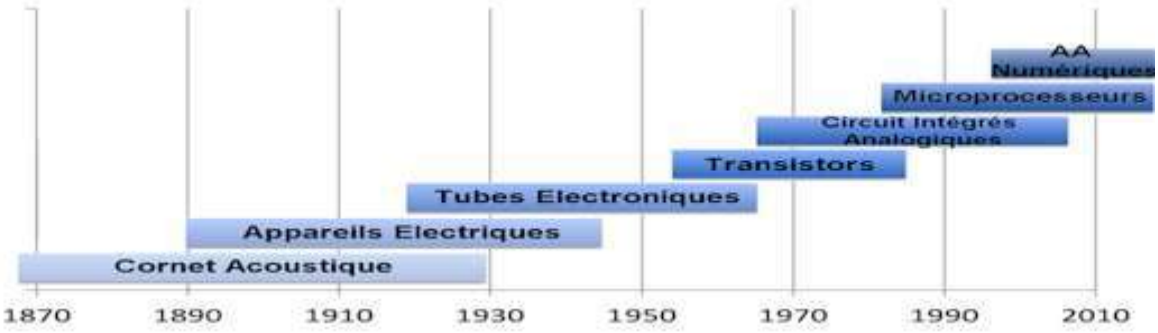


Figure I.10 : les différentes technologies utilisées au cours des années

I.6.2. Les différents modèles d'implants cochléaires [3] :

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

Il existe de nombreux types de porte-électrodes, selon les paramètres suivants : nombre d'électrodes, type de faisceau et longueur de stimulation. Les implants cochléaires disponibles aujourd'hui ont tous le trait commun d'être multicanaux, en possédant de 16 à 24 électrodes.

La reconnaissance optimale des consonnes dans le silence est atteinte avec 4 électrodes. Pour les voyelles et les mots monosyllabiques, il faut 6 à 8 électrodes. De fait, augmenter le nombre d'électrodes à plus de 8 ne semble pas apporter une meilleure perception des sons, mais permet une intelligibilité améliorée dans un milieu bruyant. Cette dernière est maximale avec 14 à 16 électrodes. Ainsi, aujourd'hui, tous les implants possèdent au minimum 16 électrodes. Les particularités des différents implants et la multiplicité des gammes à disposition, rendent aujourd'hui possible l'adaptation aux divers cas cliniques, selon l'anatomie de la cochlée propre à chaque patient (l'électrode courte pour pallier les déficiences auditives sur les fréquences aigues ; l'électrode droite pour une cochlée ossifiée ; l'électrode fine et flexible pour un meilleur contact péri-modiolaire…).

Le nombre d'implantation cochléaire croît ainsi régulièrement et de manière soutenue. Ce phénomène est dû aux progrès de la technique qui élargissent les indications de cet appareillage. La miniaturisation des microprocesseurs et des composants électroniques, l'amélioration du traitement du signal pour une perception se rapprochant chaque jour un peu plus d'une audition normale physiologique, la conservation de l'audition résiduelle, avec notamment la stimulation électroacoustique, sont autant de facteurs favorables. Nous citerons les implants cochléaires multicanaux les plus utilisés dans le monde actuellement, et qui appartiennent à quatre fabricants d'implants cochléaires listés par ordre décroissant du nombre total d'implants posés.

I.6.2.1. Cochlear (société australienne) [15] :

Cochlear fabrique le système d'implant cochléaire Nucleus Freedom, constitué d'une partie interne comprenant 22 électrodes, et de deux variantes de processeur :

- Le processeur Freedom contour d'oreille.
- Le processeur Freedom avec boîtier de pile déporté.

Le système Nucleus 22 et Nucleus 24 (processeurs boîtier Sprint, processeurs contour Esprit, et Esprit 3G) constituent les anciens systèmes du modèle de la marque.

Le processeur Nucleus Freedom est compatible avec les implants du système Nucleus 24, ce qui permet aux porteurs de ces implants de bénéficier des progrès techniques lorsqu'ils devront remplacer leur processeur.



Figure I.11 : Implant cochléaire Cochlear

I.6.2.2. Advanced Bionics (société américaine) [15] :

Advanced Bionics fabrique le système d'implant cochléaire HiRes Bionic Ear, constitué d'une partie interne (Hires 90k) avec 16 électrodes, et de deux variantes de processeur :

- Le processeur contour d'oreille Auria.
- Le processeur boîtier Platinium.



Figure I.12 : Implant cochléaire Advanced Bionics

I.6.2.3. Med-El (société autrichienne) [15] :

Med-El fabrique le système d'implant cochléaire Maestro, constitué des parties internes Pulsar et Sonata comprenant 24 électrodes, et des processeurs Opus 1 et Opus 2.

Ces deux processeurs sont des contours d'oreille classiques, le second ayant la particularité de disposer d'une télécommande qui remplace les boutons de réglage sur le processeur. La société Med-El semble surtout connue en Europe.



Figure I.13 : Implant cochléaire Med-El

I.6.2.4. Neurelec (société française) [15] :

Neurelec fabrique le système d'implant cochléaire Digisonic SP, constitué d'une partie interne avec 20 électrodes, et de deux variantes de processeur :

- Le Digisonic SP, qui est un contour d'oreille classique.
- Le Digisonic SP'K, plus spécialement destiné aux enfants, constitué d'un contour plus petit que le précédent, relié à un boîtier de piles déporté.



Figure I.14 : Implant cochléaire Neurelec

I.6.3. Les différents types d'implants cochléaires [3] :

La classe et les performances d'un implant classique dépendent de nombreuses variables indispensables à connaître :

I.6.3.1. Le nombre d'électrodes :

a. Monocanal :

Dans un système monocanal une seule information est traitée, Il n'existe dans ce cas qu'une seule électrode active. Quelle que soit sa situation, elle stimule la cochlée de façon globale et non sélective, soit en restituant le signal microphonique avec son spectre fréquentiel (transmission analogique), soit en codant des impulsions extraites d'éléments bien précis du message.

L'implant à canal unique, s'il permet une certaine discrimination de mots ou expressions, voire même de certains phonèmes, ne fournit cependant pas assez d'information pour permettre à un sujet sourd profond de converser sans l'utilisation de la lecture labiale.

b. Multicanal :

Il peut utiliser de 4 à 32 électrodes, réparties sur une gaine qui tente de respecter la tonotopie naturelle. Le message est alors découpé en autant de bandes fréquentielles pour être envoyé aux électrodes correspondantes disposées tout au long de la cochlée. Chaque électrode a pour but de stimuler une zone sensorielle spécifique, ce qui doit intuitivement aboutir à une discrimination. Tous ces facteurs expliquent qu'en théorie, les performances en multicanal sont supérieures à celles d'un monocanal.

I.6.3.2. La localisation anatomique des électrodes :

a. L'implant extra cochléaire :

Dans ce cas, la ou les électrodes restent à la surface de la cochlée ; l'électrode active est en règle fixée soit au promontoire, soit dans la niche de la fenêtre ovale. L'avantage est qu'elle reste à distance respectable des cellules ciliées, assurant le respect d'un contingent résiduel dont la survie peut se révéler potentiellement très précieuse pour le futur.

Par contre à excitation équivalente, la stimulation consomme plus d'énergie qu'en intra et encore plus, pour franchir la capsule otique du promontoire que la membrane de la fenêtre. Etant plus éloignée des fibres du nerf auditif, cette électrode devra donc utiliser des niveaux de courant plus élevées. C'est le cas de l'implant mis au point par Frachet pour lequel la stimulation a lieu au niveau de la fenêtre ovale.

b. L'implant intra cochléaire :

Dans la majorité des cas, là où les électrodes sont introduites dans la rampe tympanique au travers de la fenêtre ronde, à une profondeur entre 20 et 25 mm. Cette pénétration présente évidemment deux avantages : la proximité des fibres nerveuses, donc la faiblesse des seuils de puissance électrique requise, et la plus grande précision du ciblage sensoriel in situ. Pour ces mêmes raisons, on doit aussi lui reprocher le risque de lésion des fibres auditives résiduelles lorsque le diagnostic de surdité totale du patient à implanter n'est pas absolument certain, comme et surtout chez l'enfant en bas âge.

I.6.3.3. La polarité des électrodes :

a. Mode monopolaire :

Le passage du courant s'effectue entre l'électrode active cochléaire et une électrode de référence temporale. L'énergie nécessitée est alors importante et il n'y a pas de stimulation sélective des fibres en raison de la diffusion globale du courant électrique. Ce mode est donc associé tout naturellement à l'implant monocanal.

b. Mode bipolaire :

L'électrode active et de masse forment deux surfaces de contact, faiblement distantes, entre lesquelles passe le courant. La consommation d'énergie est moindre et le champ excité minime, d'où une stimulation beaucoup plus sélective. Aussi l'emploie-t-on idéalement pour l'implant intra-cochléaire multi-électrodes qui permet de meilleurs résultats potentiels.

I.6.4. Principes de fonctionnement de l'implant cochléaire [3] :

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

- Le message sonore est capté par un microphone miniaturisé, placé au niveau du pavillon de l'oreille sur un support qui ressemble à une simple prothèse auditive (ou contour d'oreille).
- Le son est transmis à un microprocesseur. Dans ce processeur, le son subit un codage aboutissant à la transformation du message sonore en message électrique.

Le codage est la transformation du signal acoustique en signal électrique. L'implant ne restitue pas l'ensemble des fréquences audibles sur l'ensemble des intensités. Il est nécessaire d'éliminer tous les sons nuisibles ou inutiles et de ne garder que ceux qui peuvent servir efficacement à la restitution de l'environnement sonore et de la parole. Pour cela, une première étape d'amplification-compression-filtrage est nécessaire. Le but de la compression par l'implant est de permettre d'entendre les sons faibles et de tolérer les sons forts.

- Le processeur de son convertit le signal électrique en un code spécifique déterminé se rapprochant du plus approprié pour la compréhension du son et de la parole.
- Après ce traitement, le signal codé électriquement est renvoyé à une antenne plaquée dans les cheveux de la région rétro-auriculaire. Cette antenne adhère de façon électromagnétique à un récepteur implanté dans l'os temporal et le message est transmis à ce récepteur par onde radio à travers la peau.

- Le récepteur-stimulateur décode les signaux et envoie des trains d'ondes électriques aux faisceaux d'électrodes.

- Les contacts des électrodes stimulent directement les fibres nerveuses dans la cochlée sans utiliser les cellules ciliées endommagées. La stimulation nerveuse peut se faire soit par des ondes sinusoïdales, soit par des impulsions.

Dans les systèmes multi-canaux intra-cochléaires, les signaux codant pour les fréquences graves sont délivrés aux électrodes de l'apex, et les signaux codant pour les fréquences aiguës aux électrodes de la base : c'est le principe de la tonotopie cochléaire.

- La stimulation des fibres nerveuses provoque des impulsions électriques transmises au cerveau où elles sont interprétées en tant que son.

L'ensemble du processus (de la réception des sons jusqu'à leur traitement par le cerveau) se déroule si rapidement que l'utilisateur entend les sons instantanément.

I.6.5. Traitement de signal [13] :

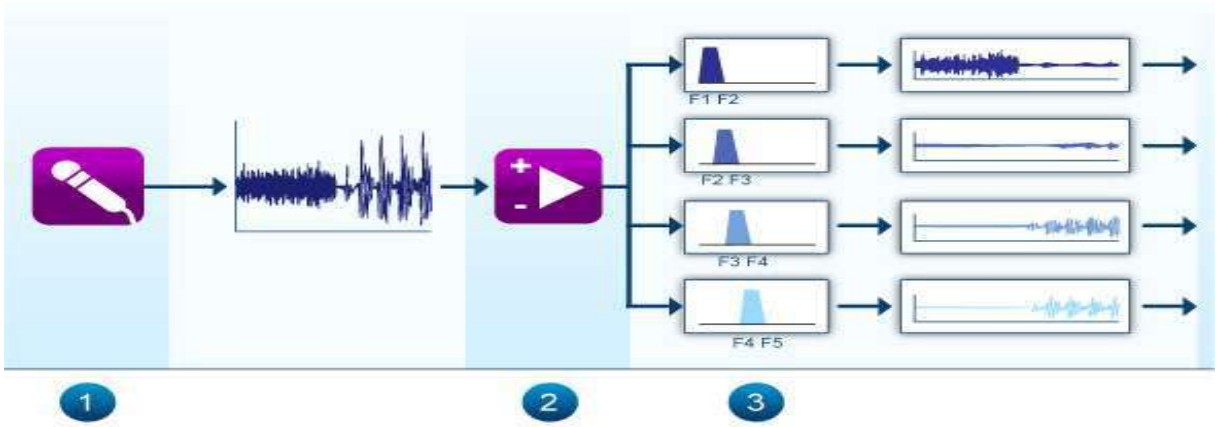


Figure I.15 : les étapes de traitement signal

Le signal acoustique acquis par le microphone (1) est amplifié (2) puis traité par un banc de filtres (3), qui le décompose en m bandes de fréquences (m correspondant au nombre d'électrodes intra cochléaires, soit 12<m<22, selon la marque de l'implant).

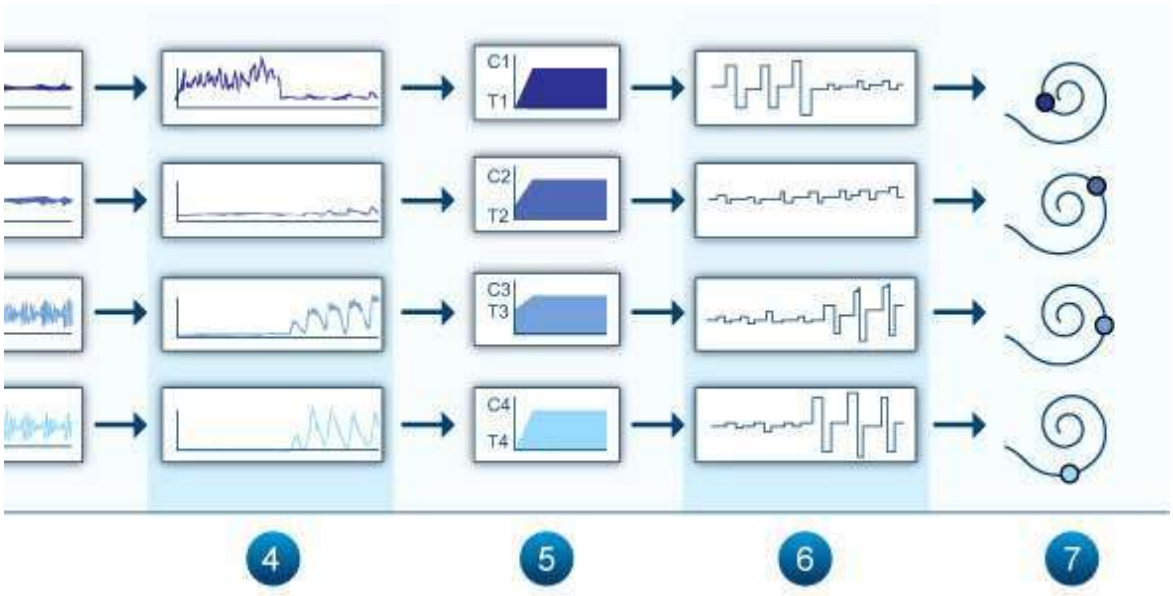


Figure I.16 : suite des étapes de traitement signal

La sortie de chaque filtre passe par un détecteur d'enveloppe (4). De cette façon, on estime à chaque instant l'énergie du signal dans chaque bande de fréquence.

Le bloc d'adaptation de rang dynamique (5) sert à ajuster la dynamique électrique de sortie aux seuils de perception du patient (différents seuils de détection T et différents niveaux de confort C, déterminés lors des réglages pour les m électrodes). Finalement, le processeur génère en continu des impulsions de stimulation (6) proportionnelles à l'énergie du signal contenue dans chaque bande de fréquence. Ces signaux sont ensuite transmis à la partie implantée et répartis sur les différentes électrodes (7) en respectant la tonotopie cochléaire. La bande fréquentielle la plus aigüe est ainsi codée par l'électrode la plus basale, tandis que la bande fréquentielle la plus grave est codée par l'électrode la plus apicale.

I.6.6. Les stratégies de codage [4] :

Les stratégies qui spécifient le traitement du signal par programme externe, sont appelées stratégies de traitement de la parole. Le stimulateur d'implantation à un canal (le plus ancien) utilise un signal analogique comprimé. Depuis lors toutes les stratégies de traitement de la parole ont été utilisées ou sont actuellement utilisées, pour extraire des caractéristiques de la parole telles que des formants ou diviser le spectre en sections dont les tailles sont sélectionnées pour offrir une reconnaissance vocale maximale.

Ces stratégies comprennent : les stratégies d'extraction telles que F0F2, F0F1F2 et MPEAK, développées par l'Université de Melbourne, et les stratégies d'analyse du spectre, SMSP, SPEAK, ACE et CIS.

De nombreuses stratégies stimulantes ont été développées au cours des deux dernières décennies. Une stratégie de stimulation idéale consiste à reproduire fidèlement le spectre sonore d'origine et à permettre à un utilisateur d'implant d'entendre des sons clairs. Ci-après, nous décrivons et comparons brièvement les stratégies fréquemment utilisées dans les implants cochléaires commerciaux actuels**.** Ainsi sont décrites, les stratégies à canal fixe telles que la stratégie de l'encodeur combinatoire avancé (ACE) dite stratégie n de m, et celle d'échantillonnage en continu entrelacé (CIS). Sont aussi abordées, les stratégies récentes à canal virtuel telles que la stratégie (HiRes120), et la stratégie de stimulation hybride.

I.6.6.1. Les stratégies utiles à canal fixe [5] :

a. CIS Stratégie :

Le CIS est une stratégie utilisée dans les processeurs de parole de tous les principaux fabricants d'implants cochléaires. Pour les implants Advanced Bionics dotés de 16 électrodes implantées, le signal est appliqué à chaque filtre, à travers 16 filtres passe-bande, et les enveloppes de ces bandes de fréquences sont extraites par redressement à double alternance et filtrage passe-bas (fréquence de coupure 400Hz). Contrairement à l'ACE, les 16 bandes de fréquences sont ensuite stimulées en séquence. Des trains d'impulsions biphasiques équilibrées et modulées avec des enveloppes de signal extraites, sont délivrés à chaque électrode à une vitesse constante dans une séquence ne se chevauchant pas. Le taux de stimulation de chaque canal est relativement élevé et le chevauchement entre les canaux peut également être éliminé. Ainsi dans la stratégie CIS, un canal est toujours généré par une électrode implantée. Le spectre d'origine est reproduit par 16 canaux fixes et toutes les électrodes sont activées dans une séquence prédéfinie dans un délai de 16 cycles d'horloge consécutifs.

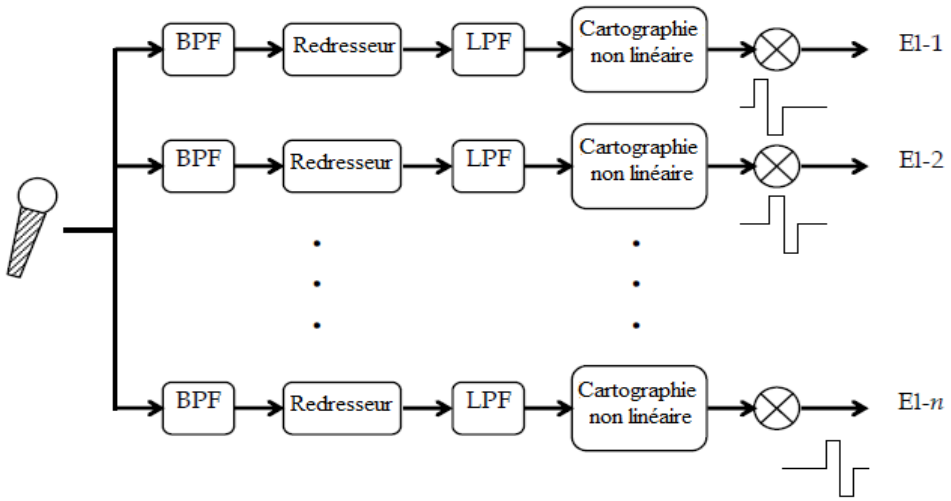


Figure I.17 : schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation du CIS

b. ACE Stratégie :

La stratégie ACE utilisée dans l'implant Nucleus, repose sur le principe dit N de M. Ce système utilise 22 électrodes implantées qui peuvent être activées pour générer 22 canaux fixes. Le signal est traité dans 22 bandes de fréquences pour chaque image de son enregistré. Une fois les informations d'enveloppe extraites pour chaque bande de fréquences, 8 à 10 bandes (définies par l'audiologiste) ayant les plus grandes amplitudes seront stimulées. Les électrodes correspondant aux canaux sélectionnés sont ensuite activées. Ainsi, dans la stratégie ACE, un canal est généré par une électrode implantée et le spectre original est reproduit par 8 à 10 canaux fixes.

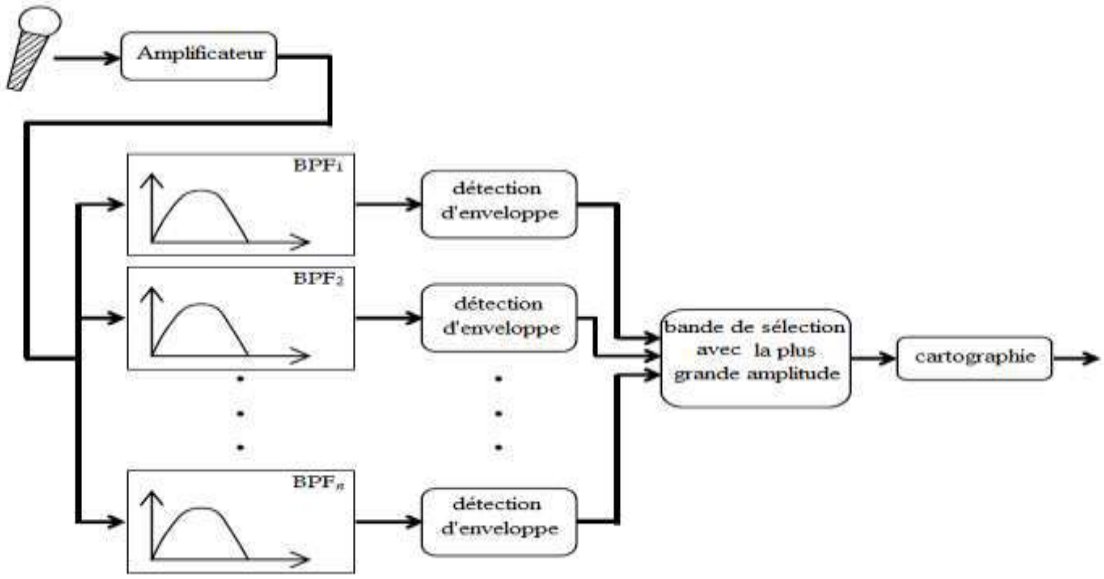


Figure I.18 : Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation de l'ACE

La stratégie n de m est une méthode sur laquelle se base les stratégies ACE et SPEAK. Comparée à la méthode CIS, la méthode SPEAK réduit les informations spectrales mais accentue les pics spectraux. De plus, les informations temporelles ne sont pas transmises à tous les canaux. Elles sont transmises et amplifiées que sur les électrodes sélectionnées. Cette stratégie permet de diminuer l'intensité de stimulation afin d'éviter les phénomènes de recouvrement fréquentiel. Quand à elle, la méthode ACE est un compromis entre les méthodes SPEAK et CIS.

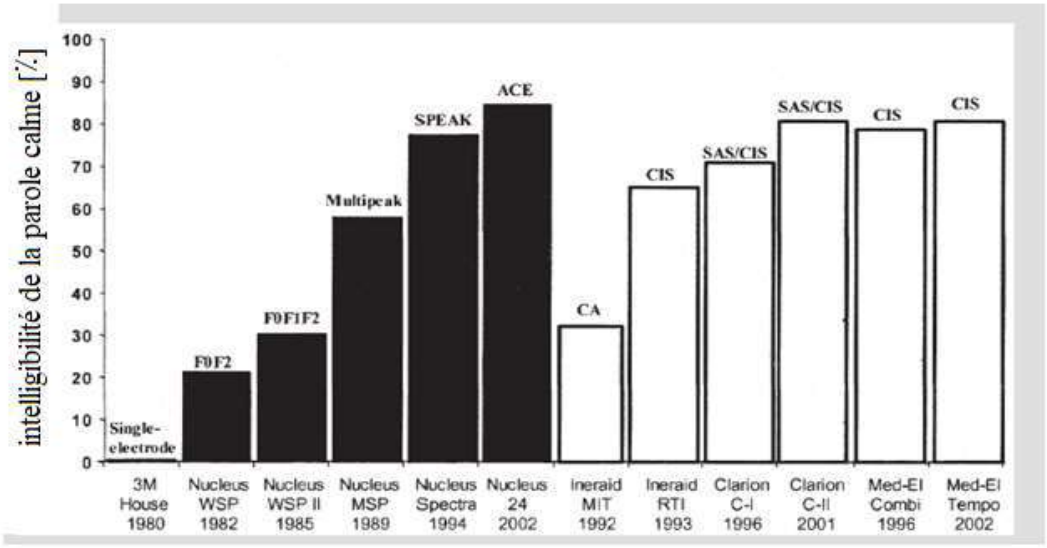


Figure I.19 : Test de la parole dans le calme avec différentes stratégies

Ces dernières années, les recherches sur l'implant cochléaire se sont enrichies de nouvelles technologies.

Les centres peuvent maintenant implanter des prothèses dotées de stimulation électro-acoustique (Electro-Acoustic Stimulation) à des patients porteurs d'une surdité sévère à profonde dans les hautes fréquences (supérieures à 1000 Hz) et moins marquée dans les basses fréquences, n'ayant pas de bénéfices auditifs avec des aides auditives conventionnelles. Ces implants ont la particularité de combiner la technologie de l'implant avec l'amplification apportée par une prothèse classique. On tente ainsi de garder la fonction auditive intacte pour les fréquences graves et on stimule électriquement le nerf acoustique dans les fréquences aiguës, grâce à un porte-électrode plus fin, introduit dans la cochlée de façon la moins traumatique possible. On trouve cette technologie dans le "Duet Eas Hearing System" du laboratoire Med-El.

Pour pallier le nombre peu élevé de canaux de stimulation, d'autres sortes d'implants proposent par l'association de deux canaux existants et contigus, la possibilité de créer des canaux supplémentaires virtuels. Les recherches s'orientent vers le fait que le lieu de stimulation apporterait plus d'efficacité dans le codage que le rythme ou la fréquence **[6]**.

I.6.6.2. Stratégie de stimulation utilisant le canal virtuel [5] :

a. HiRes120 :

La stratégie HiRes120, utilisée dans l'implant Advanced Bionics, est la première stratégie commerciale de stimulation utilisant la technique du canal virtuel. Les canaux virtuels sont créés en ajustant le rapport de niveau actuel de deux électrodes voisines. L'implant Advanced Bionics comportant 16 électrodes implantées, offre 15 paires d'électrodes pouvant être utilisées pour orienter la focalisation de la stimulation électrique. Pour chaque trame de son, le signal est divisé par 15 filtres passe-bande et l'enveloppe est extraite pendant chaque bande de fréquence. En outre, 15 pics spectraux, qui indiquent la fréquence la plus importante dans chaque bande de fréquences, sont également calculés à l'aide de la transformée de Fourier rapide (FFT). Ces pics spectraux sont ensuite dirigés par des paires d'électrodes correspondantes basées sur la technique du canal virtuel. La stratégie HiRes120 fournit également des canaux en séquence avec un taux de stimulation élevé similaire à celui du CIS. Ainsi dans la stratégie HiRes120, un canal est généré par deux électrodes voisines. Le spectre d'origine est reproduit par 15 canaux virtuels, et toutes les paires d'électrodes sont activées dans une séquence prédéfinie au cours de 15 cycles d'horloge consécutifs.

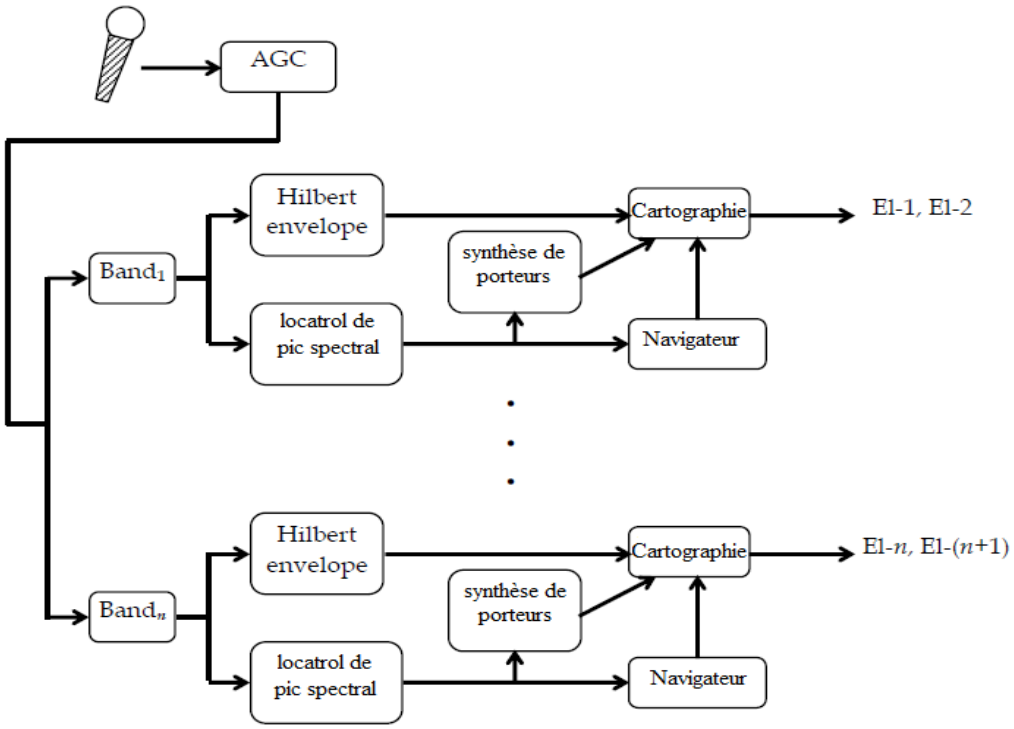


Figure I.20 : schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation HiRes120

b. Stratégie de stimulation hybride :

Cette stratégie utilise une combinaison du schéma de commande de courant à deux électrodes (TECSS) et du système FECSS pour reproduire le spectre sonore d'origine. Dans FECSS, il a été montré qu'il est possible de générer un pic spectral plus net en utilisant une stimulation à 4 électrodes. Par conséquent, dans l'algorithme de stratégie de stimulation hybride, TECSS et FECSS sont utilisés pour générer des pics spectraux plus larges et plus étroits, respectivement.

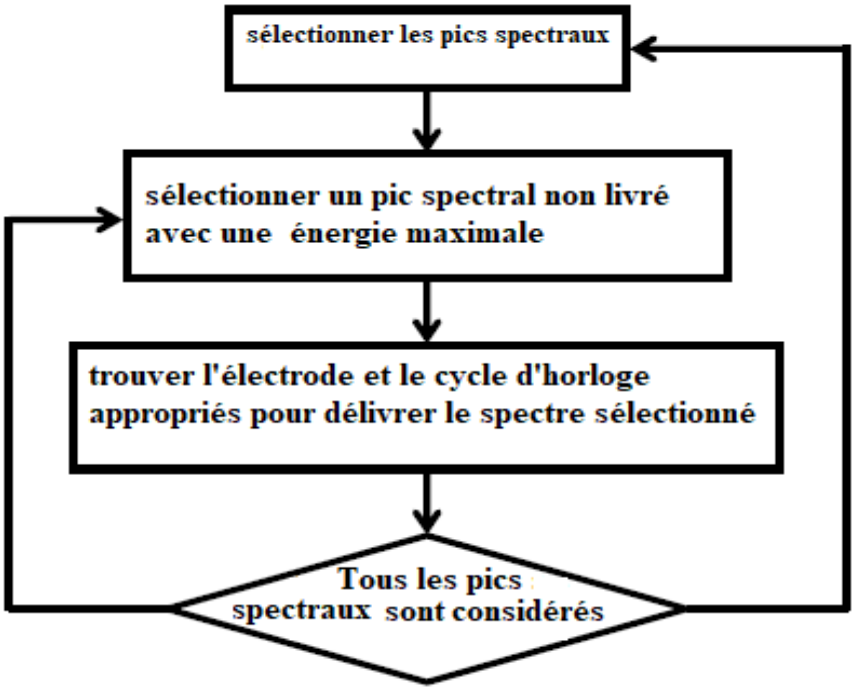


Figure I.21 : Organigramme de la stratégie de stimulation hybride

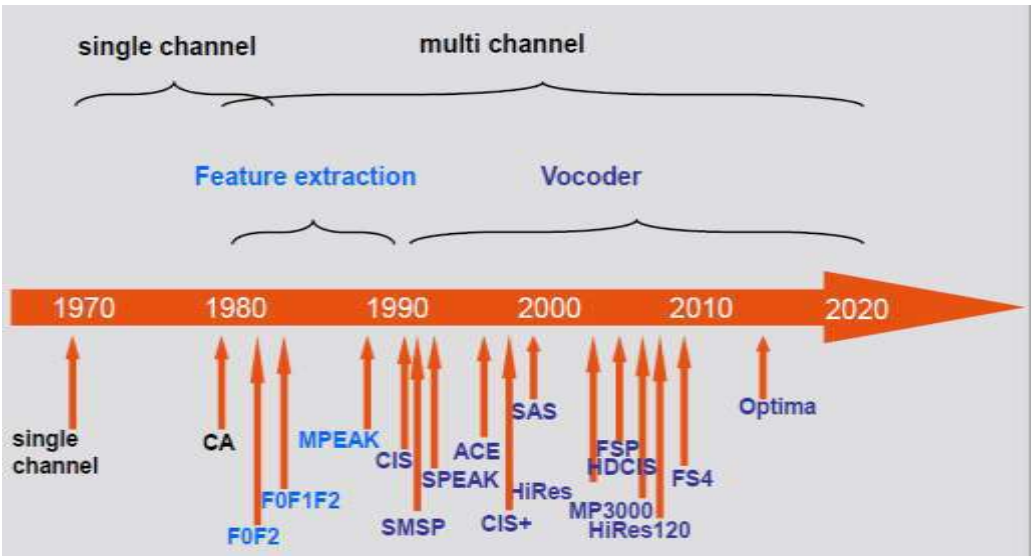


Figure I.22 : Différentes stratégies sont utilisées au cours des années

Tableau I.1 : Caractéristiques de la stratégie de stimulation du système d'implant cochléaire incluant ACE, CIS, HiRes120 et hybride.

		Hybrid	HiRes120	CIS	ACE
Fabrication		***	Advanced Bionics	Advanced Bionics	Cochlear
Nombre d'électrodes implantées		m	16	16	22
Technique de canal virtuel		Oui (> 300 canaux)	Oui (120 canaux)	Non	Non
Pour reproduire une trame de signal	Nombre de pics spectraux	~ n (adaptatif)	15	16	8 ~ 10 (fixe) (Ajustable)
	Nombre d'électrodes pour générer un canal	au plus “u” (adaptatif)	2	1	1
	Nombre de cycle d'horloge	k (fixe) (Ajustable)	15	16	8 ~ 10 (fixe) (Ajustable)
	Nombre de pics spectraux par cycle d'horloge	Adaptatif	1	1	1

I.7. Conclusion :

Les implants cochléaires ont tous le même fonctionnement de base, ils captent les stimuli sonores grâce à un microphone, les analysent et les transmettent aux électrodes situées dans la cochlée, dans le but de stimuler les fibres du nerf cochléaire. La particularité de chacun réside dans le nombre d'électrodes qu'ils possèdent et dans la stratégie de codage adoptée. Celle-ci tente d'être la plus complète possible pour se rapprocher au mieux des informations reçues avec une audition normale, apportant un maximum de données et recrutant le plus grand nombre de fibres nerveuses disponibles afin que les informations arrivant aux structures cérébrales permettent la compréhension du signal vocal.

Chapitre II :
Techniques d'amélioration de réception des signaux de stimulation

II.1. Introduction :

Le deuxième chapitre est divisé en deux parties principales :

- ✓ Développement des stratégies de la parole :

Une étude est consacrée au canal virtuel et à la possibilité de modifier la stratégie ACE (devenant stratégie ACEv). Le but de cette étude est d'améliorer la compréhension des sons complexes comme la musique, par des canaux virtuels.

- ✓ Etude d'un système transmetteur-récepteur basé sur la modulation PPM :

C'est un système de transmission visant à établir une liaison transcutanée sans fil, entre le processeur externe et le récepteur des données de stimulation qui de se trouve implanté.

II.2. Technique du courant orienté (canal virtuel) [5] :

Les stratégies ACE et CIS utilisent uniquement des canaux fixes pour reproduire le spectre sonore d'origine. Toutefois, il existe environ 30 000 fibres nerveuses auditives dans une oreille humaine, mais seules 16 à 22 électrodes peuvent actuellement être implantées dans l'oreille d'un utilisateur d'instruments CI pour générer 16 à 22 canaux fixes. En raison de la limitation de la conception de l'électrode, celle-ci a une sélectivité de stimulation limitée. Ainsi, ces électrodes ne peuvent exciter qu'un petit nombre de fibres nerveuses auditives spécifiques, ce qui limite la résolution et limite les informations reçues par un utilisateur d'instruments CI

Un moyen possible d'obtenir une meilleure résolution spectrale consiste à augmenter le nombre d'électrodes. Si, toutefois, le nombre d'électrodes implantées est limité et fixe, une alternative consiste à utiliser la technique du canal virtuel.

Cette technique utilise la direction pour contrôler l'interaction électrique. Lorsque deux électrodes voisines ou plus sont stimulées de manière appropriée, des canaux intermédiaires également appelés canaux virtuels, sont créés entre les électrodes. Ces canaux virtuels peuvent permettre aux utilisateurs de CI de percevoir des fréquences différentes entre deux canaux fixes. L'utilisation de la technique des canaux virtuels permet non seulement un espace plus stimulant, mais améliore également la reproduction du spectre d'origine.

Ceci est illustré par l'exemple de la figure II.1; où la figure II.1a montre un échantillon de spectre original et les figures (figures II.1b et II.1c) montrent des spectres générés en utilisant des techniques de canaux fixes et virtuels, respectivement. Il semble y avoir beaucoup de similitudes entre la figure II.1a et la figure II.1c, mais la figure II.1b est un peu éloignée de l'original. Par conséquent, afin de mieux reproduire le spectre initial et d'accroître la qualité de perception des utilisateurs d'instruments CI, il est avantageux d'appliquer la technique du canal virtuel aux stratégies stimulantes des implants cochléaires.

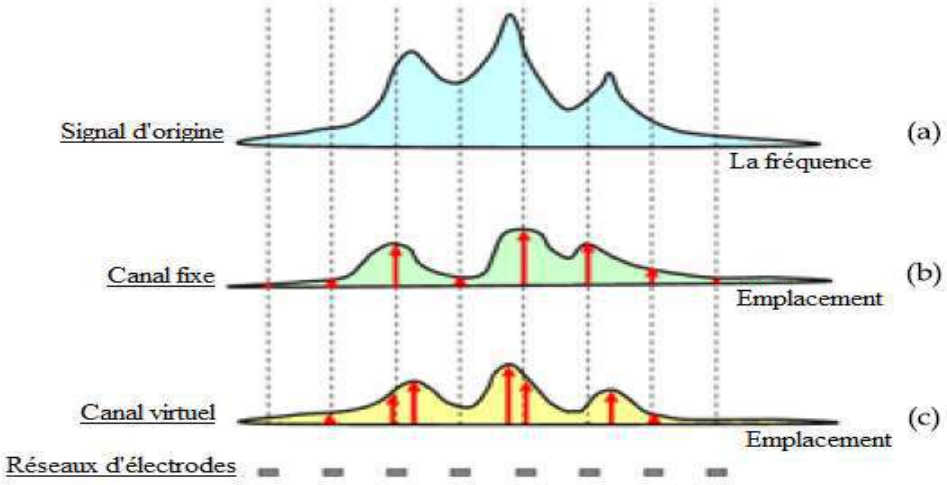


Figure II.1 : Une comparaison des spectres générés en utilisant différentes stratégies de stimulation

Pour appliquer la technique du canal virtuel à un système d'implant cochléaire, chaque électrode doit avoir une source d'alimentation indépendante pour permettre au courant d'être délivré simultanément à plus d'une électrode. Théoriquement, avec un contrôle précis du rapport de niveau actuel des électrodes voisines, le lieu de la stimulation est dirigé entre les électrodes pour créer des canaux virtuels.

II.2.1. Stratégie ACE avec canaux virtuels [7] :

L'idée d'implémenter des canaux virtuels dans la stratégie ACE est illustrée à la figure II.2 L'ensemble de la bande de fréquences traitée est maintenant divisé en 43 filtres au lieu de 22 filtres. De manière correspondante, le banc de filtres contient maintenant 43 filtres au lieu de 22. Les filtres correspondant aux canaux virtuels sont marqués par « v ».

Dans le cas de la stratégie ACEv, la plage de fréquences de chaque filtre de la stratégie ACE d'origine est divisée en deux plages plus étroites, comme présenté à la figure II.2.

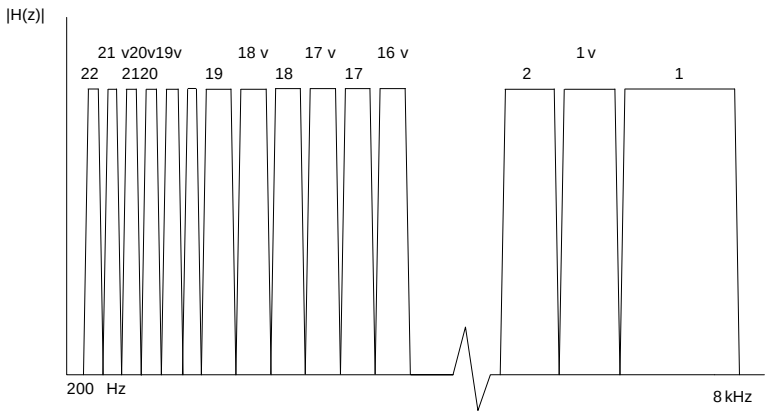


Figure II.2 : Le banc de filtres de la stratégie ACEv

Le filtre passe-bande "1" a la même bande passante dans les deux stratégies.

- L'utilisation de canaux virtuels entraîne plusieurs modifications de l'algorithme de traitement de la parole. Les modifications sont décrites comme suit **:**

II.2.1.1. Paramètre de FFT :

La transformation de Fourier rapide utilisée dans la stratégie ACE standard, calcule le spectre en 128 cases. Pour une fréquence d'échantillonnage de 16kHz, la résolution en fréquence est alors :

$$\Delta f = \frac{fs}{128} = 125\ Hz \qquad (\mathbf{II.1})$$

La largeur de bande passante du filtre passe-bande le plus étroit de l'ACE standard, est également de 125 Hz. Cette bande doit également être divisée en deux bandes, de sorte que la FFT doit être traitée au moins en 256 échantillons. La résolution en fréquence est alors de 62,5 Hz. La stratégie ACEv calcule le spectre dans 256 cases.

II.2.1.2. Bloc de sélection de bande :

Dans la stratégie standard ACE, la sélection de bloc sélectionne N bandes avec une énergie maximale figure II.3.

Dans le cas de la stratégie ACEv, cet algorithme n'est pas optimal. Deux problèmes doivent être résolus : comment stimuler les électrodes voisines et comment décrire des maximas moins importants.

La sélection des maxima standard pour la stratégie ACE est illustrée par un exemple à la figure II.3a. Huit bandes à énergie maximale ont été sélectionnées (couleur grise). Si le même algorithme est utilisé dans la stratégie ACEv, les bandes à énergie maximale ne décrivent que les maximas les plus importants dans le spectre du signal traité, figure II.3b.

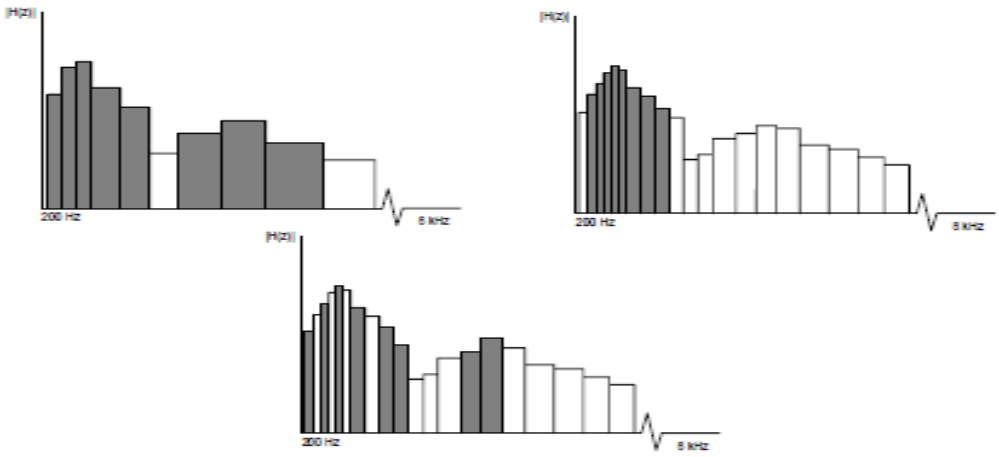


Figure II.3 : Sélection de bande : (a) ACE standard, b) ACEv avec sélection de maxima standard, c) ACEv avec bloc de sélection de bande optimisé

Le deuxième problème apparaît si une électrode physique et un canal virtuel voisin sont sélectionnés pour une stimulation dans le même segment de traitement.

La figure II.4a montre la stimulation dans les canaux 18, 20v et 22. Chaque ligne verticale représente une impulsion de stimulation. La stimulation est divisée en deux cycles. Dans les deux cas, une impulsion de courant est envoyée dans chaque électrode sélectionnée. En cas de stimulation d'un canal standard, une électrode physique avec le même nombre correspondant est stimulée dans les deux cycles. En cas de stimulation dans un canal virtuel, l'électrode physique avec un nombre inférieur est stimulée dans le premier cycle et l'électrode physique avec un nombre supérieur est stimulée dans le deuxième cycle. La figure II.4b présente un problème potentiel, qui se produit si une électrode physique est utilisée pour stimuler à la fois des canaux standard et virtuels dans le même segment. Dans ce cas, les électrodes 19, 19v et 22 sont sélectionnées. L'électrode physique 19 est utilisée dans 2 canaux : 19 et 19v. En conséquence, deux impulsions avec une petite pause seront envoyées à cette électrode. La distance entre ces impulsions est définie par le taux de répétition global de l'implant. Par exemple, si les électrodes 18v, 19 et 19v sont stimulées, le taux de répétition est augmenté dans l'électrode 19. Ce phénomène peut entraîner des problèmes de volume et de distorsion de la parole traitée. Le risque potentiel est que l'amplitude du percept peut dépasser la sonorisation maximale confortable.

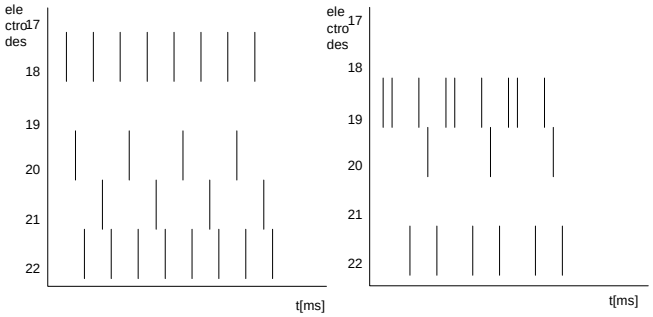


Figure II.4 : Bandes voisines : a) - non sélectionnées, b) – sélectionnées

La solution au premier problème décrit sur la figure II.3b consiste à prendre en compte l'énergie des bandes voisines (effet de masquage entre les canaux voisins). Par conséquent, une autre routine a été incluse. Elle vérifie la présence de canaux voisins parmi les maximas sélectionnés et s'il y en a, elle calcule le rapport de l'énergie des deux impulsions correspondantes. Si l'impulsion la plus faible contient moins de 70% de l'énergie de l'impulsion la plus forte, elle est rejetée de la stimulation et une autre bande est sélectionnée pour la stimulation. La valeur de 70% a été définie après comparaison du signal original et du signal reconstitué en utilisant la distance castrale. Le résultat d'un bloc de sélection de bande optimisé est représenté sur la figure II.3c.

Le deuxième problème a été analysé chez des patients porteurs d'un implant cochléaire. Les patients ont été stimulés à l'aide de la séquence illustrée à la figure II.5. Au cours du test, le nombre de pulsations dans le groupe ainsi que les paramètres A et B ont été modifiés. Si l'intervalle entre le stimulus B était supérieur à 4 ms, les patients ont commencé à entendre une basse fréquence ne dépendant pas de l'électrode stimulée. Le taux de répétition des impulsions dans le groupe était égal ou inférieur à 250 Hz et, dans ce cas, les patients pouvaient entendre la fréquence correspondante. Si la valeur du paramètre a été inférieure à 0,3 ms et que le nombre d'impulsions dans le groupe était égal ou supérieur à 3, l'amplitude du percept correspondant à la hauteur de ton a commencé à augmenter. En raison de ce phénomène, il existait un risque potentiel que l'amplitude du percept dépasse le volume maximal confortable. Par conséquent, la limite a été définie de manière à ce que pas plus de 2 bandes de fréquences utilisant la même électrode physique puissent être sélectionnées au cours d'un cycle de traitement.

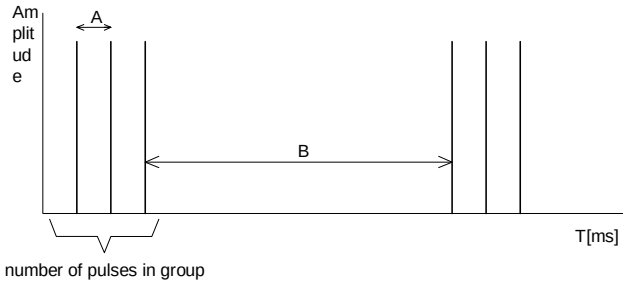


Figure II.5 : Séquence de stimulus

II.2.1.3. Segmentation :

La stratégie ACE standard utilise la longueur du segment traité de 128 échantillons et recouvre 32 échantillons. Pour la stratégie ACEv, une même longueur du segment n'est pas optimale. Par exemple, si une onde sinusoïdale avec une fréquence croissante de 0 à 8 kHz (signal de modulation) est utilisée comme signal d'entrée pour la stratégie ACE standard, la sortie (activité de l'électrode) sera celle visible à la figure II.6.

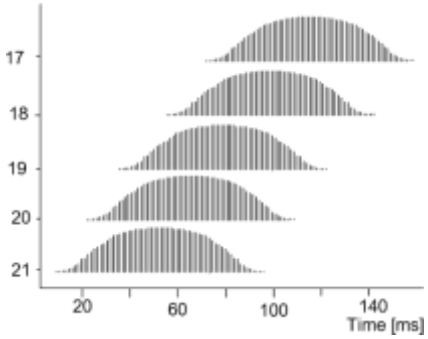


Figure II.6 : Réponse ACE au signal sinusoïdal

Si la même segmentation était utilisée dans l'ACEv, nous aurions un problème sur les basses fréquences, figure II.7. En raison des fuites dans le spectre, quatre pics spectraux sont non nuls (ne devraient en être qu'un). Le fonds correspond à une gamme de fréquences de filtres aux fréquences les plus basses. En raison des limites de l'algorithme de sélection des maximas de la stratégie ACEv, la stimulation dans ces électrodes est activée et désactivée, figure II.7. Par exemple, la stimulation dans la bande 19v est décrite. L'électrode physique 20 est utilisée pour stimuler dans la bande 19v, 20v et aussi pour 20. La stimulation dans la bande 19v n'a pas pu commencer avant l'instant 75 ms car l'électrode physique 20 est utilisée pour stimuler dans la bande 20 et 20v à ce moment. Au temps 75 ms, l'amplitude dans la bande 20v est inférieure à l'amplitude dans la bande 19v, la stimulation dans la bande 20v est arrêtée et la stimulation dans la bande 19v est démarrée. De même pour la désactivation de la bande 20 à l'instant 90 ms, l'amplitude dans la bande 19 à cet instant est supérieure à celle dans 20. La stimulation dans la bande 20 est donc arrêtée à cet instant.

L'allumage et l'extinction ont été perçus comme un bruit de fond désagréable lors des tests avec les patients et également lors des simulations avec des volontaires malentendants.

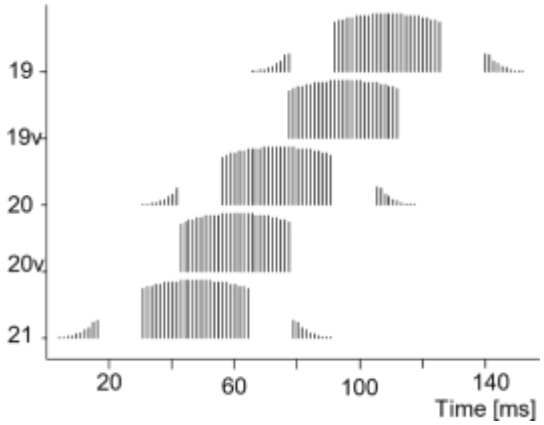


Figure II.7 : ACEv avec signal sinusoïdal : segment 128 échantillons

Le problème décrit peut-être résolu en utilisant un segment de parole plus long. La longueur du segment est de 256 échantillons avec un chevauchement de 32 échantillons. La figure II.8 montre l'activité des électrodes si une nouvelle segmentation est utilisée. L'allumage et l'extinction sont toujours évidents, mais ce n'est pas aussi désagréable que précédemment. Toutefois, avec la nouvelle longueur de segment, le discours est considéré comme plus métallique par rapport à la stratégie ACE. Elle est causée par un nombre inférieur de bandes stimulées.

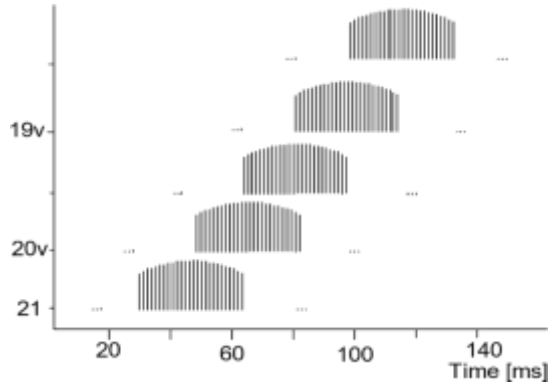


Figure II.8 : ACEv avec signal sinusoïdal : segment 256 échantillons

II.2.2. Expériences sur des patients :

Le test auditif est utilisé pour évaluer la capacité de compréhension de la parole. Le test semi-fermé de la base de données « Ensemble de tests pour l'évaluation de la perception de la parole » a été retenu. La base de données comprend 25 tests, Chacun s'est concentré sur différents types de tests effectués pour les patients, qui diffèrent de la langue tchèque.13 tests plus difficiles ont été sélectionnés pour tester les patients. Les différents types de tests ciblés et le nombre de questions sont résumés dans le tableau II.1.

Tableau II.1: Ensemble de tests d'évaluation de la perception de la parole

Numéro de test	Différents types de tests	Nombre de questions
3	Différenciation de la mélodie	20
8	Différenciation de la durée de la voyelle	20
9	Identification de la durée de la voyelle	20
10	Identification des personnages	40
11	Différenciation de la qualité des voyelles	20
12	Identification du mot en fonction de la voyelle	24
13	Identification des consonnes	30
14	Consonne dure différenciation	30
15	Consonne douce différenciation	20
16	Consonne dure identification	20
17	Consonne douce identification	20
20	Identification du mot d'une syllabe	20
21	Identification de trois syllabes	20

Pour chaque question de chaque test, deux à cinq réponses possibles sont présentées. Exemple de test n ° 15, les questions 4 et 5 sont décrites dans Tableau II.2.

Tableau II.2 : exemple du test

4	A	**Pak**
	B	**Puk**
	C	**Pique**
5	**A**	**Maž**
	B	**Muž**
	C	**Myš**

Les stratégies ACE et ACEv ont été utilisées pour évaluer l'impact des canaux virtuels. Chaque test a été séparé de manière aléatoire en deux sous-ensembles et traité en utilisant une stratégie. Le mot utilisé pour la stimulation du patient a également été choisi au hasard. Les patients ont marqué leurs réponses sur papier avec la version imprimée du test. Enfin, chaque réponse correcte du patient a été évaluée d'un point, une mauvaise réponse signifiant zéro point. Le pourcentage de tests réussis pour chaque stratégie testée était :

$$\text{Pourcentage de test réussi} = \frac{\text{score acquis}}{\text{score maximal}} 100[\%] \qquad (\mathbf{II.2})$$

Où le score maximal est 152. Pendant le test, le mot ou la phrase sélectionné pour la stimulation a été traité à l'aide de la stratégie donnée et implémentée dans le langage de programmation Matlab avec la boîte à outils Nucleus Implant Communication, puis envoyé via le matériel spécifique utilisé pour l'implantation cochléaire du patient.

Le patient devait être un adulte et également un bon ou excellent utilisateur d'implant cochléaire. Le dernier critère mais non le moindre, est la capacité à décrire avec précision leurs perceptions auditives. Pour les raisons décrites ci-dessus, seuls quatre utilisateurs d'implants cochléaires ont été testés. Ces patients ont également été testés sur la détermination du canal virtuel.

II.2.3. Résultats :

Le tableau II.3 résume tous les résultats pour les patients porteurs d'implants cochléaires. Le tableau présente le pourcentage moyen de réponses correctes pour chaque patient testé pour les stratégies ACE et ACEv. Pour les patients A et C, de meilleurs résultats aux tests de la parole en cas d'ACEv peuvent être observés. Pour le B et D, les deux stratégies sont presque les mêmes.

Ici, il faut également noter que la stratégie ACE a été utilisée plus longtemps par les patients testés. En outre, leurs paramètres individuels étaient optimaux. La stratégie ACEv a été présentée aux patients uniquement en laboratoire, et il n'y a pas eu d'optimisation des paramètres individuels. Si la stratégie ACEv était mise en œuvre dans le processeur vocal et si les patients l'utilisaient « en temps réel », les résultats de la stratégie ACEv pourraient être meilleurs.

Tableau II.3 : Pourcentage de tests réussis

Patient	**Stratégie**	
	ACE	**ACEv**
A	**70**	**81**
B	**89**	**86**
C	**68**	**78**
D	**89**	**87**

II.3. Système transmetteur récepteur utilisant la modulation PPM (inspiré du cas UWB) [8] :

L'ultra large bande (UWB) utilise des impulsions à bande très étroite d'une durée de nanosecondes pour fournir des communications à haut débit. Les impulsions répartissent l'énergie sur une large bande de fréquence, c'est pourquoi on l'appelle ultra large bande. La technologie ultra large bande (UWB), utile à la fois pour les applications de communication et de détection, utilise le spectre radioélectrique différemment de la grande majorité des technologies de communication radio.

II.3.1. Normes de l'UWB :

- Communication haut débit / faible portée :
- Communication bas débit / "longue" portée :

II.4. La modulation et type de modulation [16] :

La modulation est utilisée à des fins de transmission. Le signal de la porteuse peut varier en fonction du signal de message généralement, en termes d'angle ou d'amplitude. Il existe différents types de modulation analogique et numérique, comme indiqué en figure II.9.

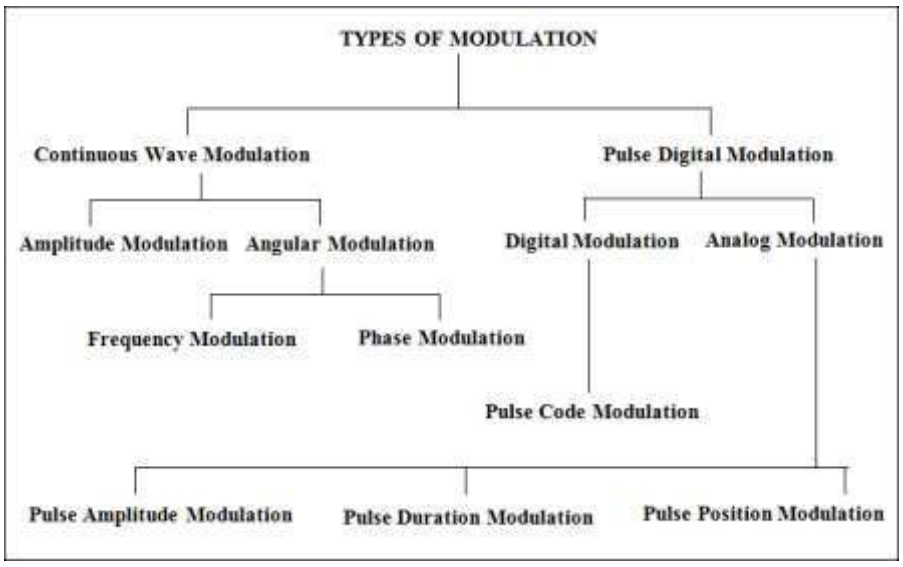


Figure II.9 : les différents types de modulation

II.5. Modulation PPM [8] :

En modulation PPM, chaque impulsion est retardée ou envoyée selon une échelle de temps de référence. Un système de communication binaire peut être établi avec un décalage, en avant ou en arrière de l'impulsion dans le temps. Les données sont codées en ajoutant à l'impulsion un décalage temporel supplémentaire, comme indiqué sur la figure II.10. Le signal binaire en PPM est donné par :

$$\sum_{k=-\infty}^{+\infty} \alpha \mathrm{k} \,.\, \mathrm{p}.\,(\mathrm{t} - \mathrm{k}.\,\mathrm{Tf} \quad \delta\mathrm{shift}) \qquad (\mathbf{II.4})$$

où la modulation des données est effectuée par de petits décalages dans la position d'impulsion, avec p(t), l'impulsion UWB et T_f, la durée de la trame de référence.

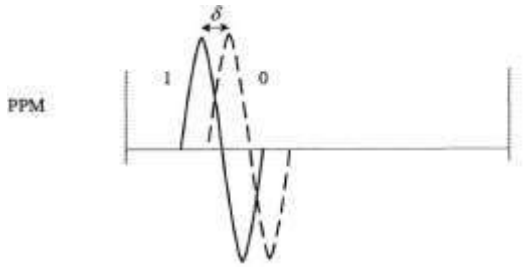


Figure II. 10 : Modulation PPM

II.6. Emetteur PPM-UWB [8] :

Les informations numériques contenues dans les bits doivent être transcrites sur les impulsions analogiques qui sont transmises, et ceci par modulation. La technique de modulation la plus courante pour UWB est la modulation en position d'impulsion (PPM). Donc, en fonction des bits de données, l'impulsion peut être retardée en conséquence. PPM est avantageux en raison de sa facilité de contrôle du délai et de sa simplicité. Les impulsions PPM peuvent causer des interférences avec d'autres systèmes RF et, par conséquent, le signal doit être décalé dans le doit être suffisamment atténué en puissance, et par conséquent à faible portée.

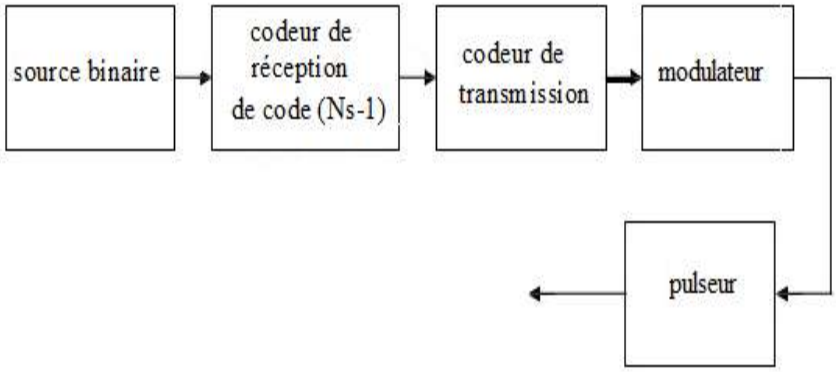


Figure II.11: Emetteur PPM- UWB

II.7. Récepteur UWB [8]:

Les modèles de canal traditionnels ne fonctionnent pas pour les signaux UWB, car ils supposent que l'atténuation due aux effets de propagation est constante sur toute la largeur de bande. Les signaux UWB ont une très grande largeur de bande dont les effets de canal ne sont pas constants sur toute la bande.

En outre, il existe de multiples chemins entre émetteur et récepteur, ce qui introduit une complexité au niveau du modèle de canal et de la structure du récepteur. Le canal présente des propriétés variables dans le temps qui doivent être prises en compte dans le modèle de canal. La distorsion est également présente pour les transmissions Indoor (à l'intérieur d'une infrastructure) où la propagation est perturbée par un certain nombre d'objets interférents.

La tâche principale d'un récepteur est de collecter le signal reçu, qui est une version atténuée, déformée et retardée du signal transmis, et d'en décoder le signal utile. Le signal UWB est composé d'impulsions ne se chevauchant pas, chaque impulsion ayant une durée d'impulsion spécifique dans un intervalle de temps donné. Cependant, le canal peut affecter le signal transmis en introduisant des retards variables et en provoquant ainsi des interférences entre symboles. Les trajets multiples entraîneront également des répliques retardées du signal provoquant l'ISI.

- Deux types de récepteur optimaux existent dans la littérature technique :

✓ Par corrélation, figure II.12.

✓ Par filtrage adapté, figure II.13.

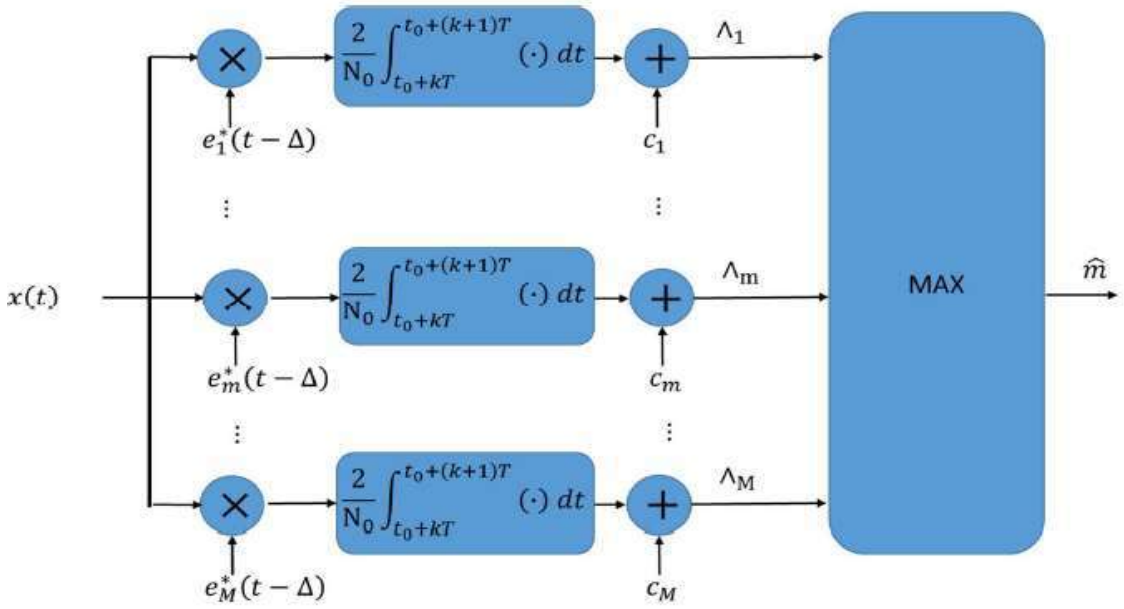


Figure II.12 : Récepteur optimal à corrélateurs

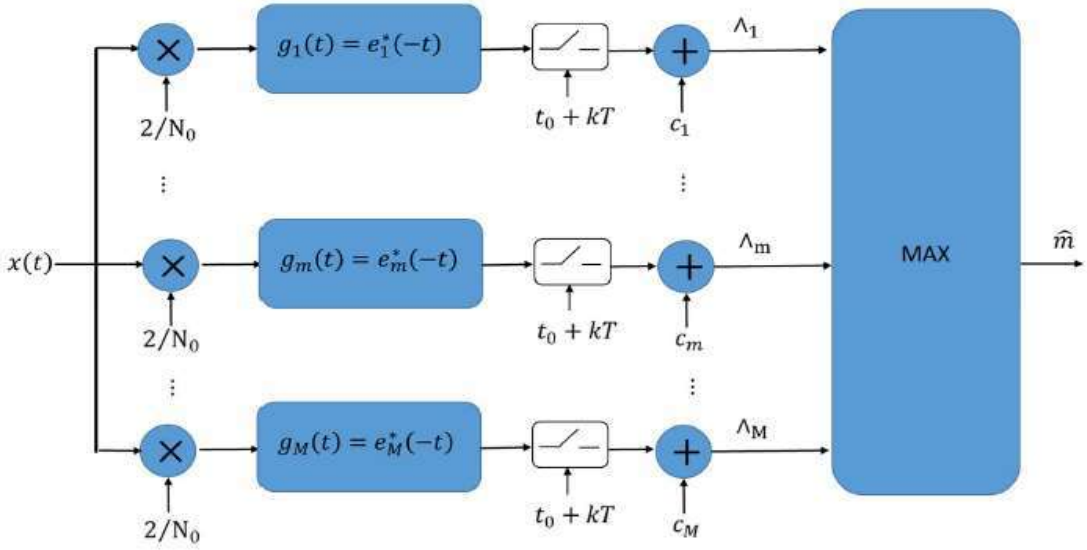


Figure II.13: Récepteur optimal à filtrages adaptés

II.8. Conclusion :

De cette présentation succincte de la technologie UWB et de la modulation PPM qu'elle utilise pour arriver à bout de son rude canal, sera inspiré notre travail relatif à la conception du système transmetteur-récepteur pour implant cochléaire. Notamment la communication haut débit / faible portée, qui convient le mieux à la liaison transcutanée du système de notre implant biomédical.

Chapitre III :
Simulation d'un émetteur récepteur optimal à modulation PPM

III.1. Introduction :

Le but de cette étude est de concevoir dans l'environnement de systemvue, un système de télécommunication pour implant cochléaire où le récepteur doit être optimal vis-à-vis de la modulation PPM employée par l'émetteur associé. Un canal AWGN simple est à considérer au lieu d'un difficile canal multi trajet. Un banc de mesure du BER est à dresser pour apprécier les performances apportées par la conception.

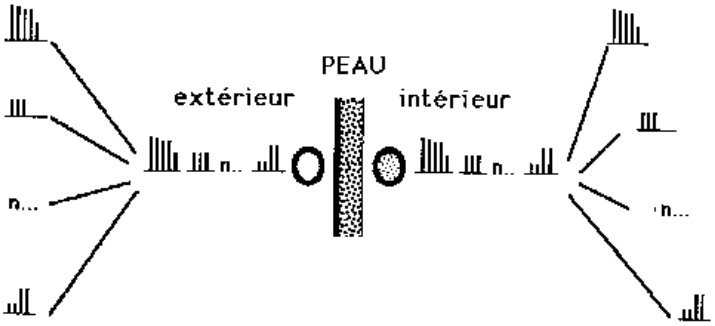


Figure III.1 : Principe de la transmission séquentielle de plusieurs informations

III.2. Présentation du simulateur [10] :

Systemvue 2006 fournit les moyens pour établir un modèle de simulation de système de type graphique. Systemvue 2006 utilise des blocs symboliques (modèles fonctionnels) pour représenter des processus de traitement et de mesure, et une base de temps pour représenter les caractéristiques d'échantillonnage de système. Des simulations de système complet ou de sous-système sont conçues dans la fenêtre de conception, où des blocs fonctionnels sont choisis dans diverses bibliothèques puis connectés entre eux comme illustré par la figure III.2

La configuration des différents blocs se fait des boîtes de dialogue conviviales ou par entrée directe de valeurs dans les représentations graphiques d'icônes de circuit. L'utilisateur peut contrôler le temps de démarrage, le temps d'arrêt, le taux d'échantillonnage de système, les précisions temporelles et fréquentielle.

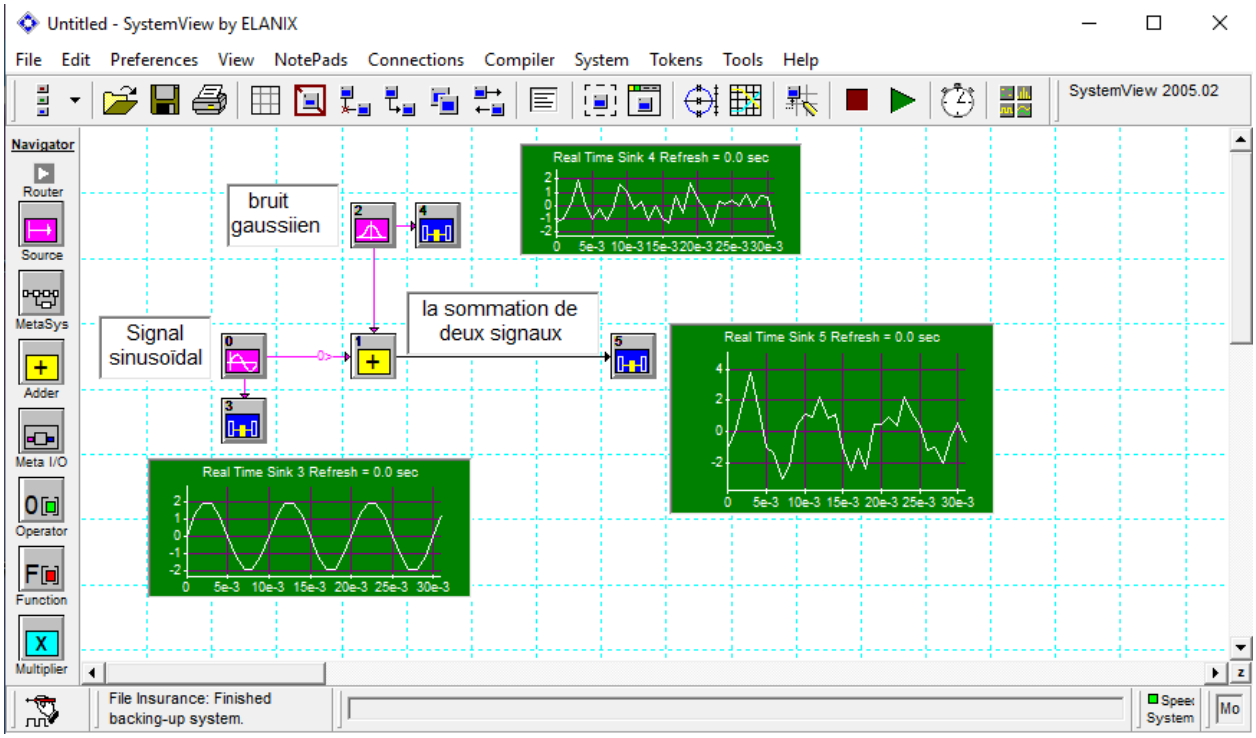


Figure III.2 : système réalisé sur la fenêtre de conception de Systemvue 2006

III.3. Objectif du travail :

Il s'agit de réaliser un système de transmission composé d'un émetteur et d'un récepteur optimal, où le système est basé sur la modulation en impulsions de type PPM. Ces impulsions fonctionnent dans une gamme de fréquence VHF (Very high frequency), Où le canal de transmission est de type AWGN.

Ces impulsions sont traitées par un système de réception optimal, de type corrélateur.

III.4. Fichier de données de simulation :

- ✓ Effectuer un enregistrement audio (en utilisant un logiciel d'enregistrement) avec les paramètres d'enregistrement suivants :
- Le fichier au format PCM de 16 bits.
- La fréquence d'échantillonnage de 32 KHz.
- Canal monophonique.

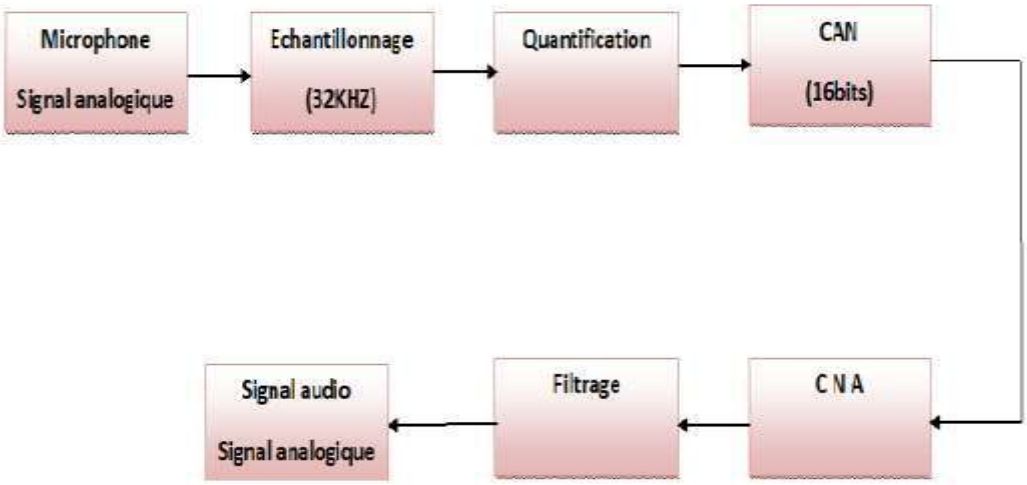


Figure III.3 : les étapes de conversion du signal audio en PCM puis reconversion

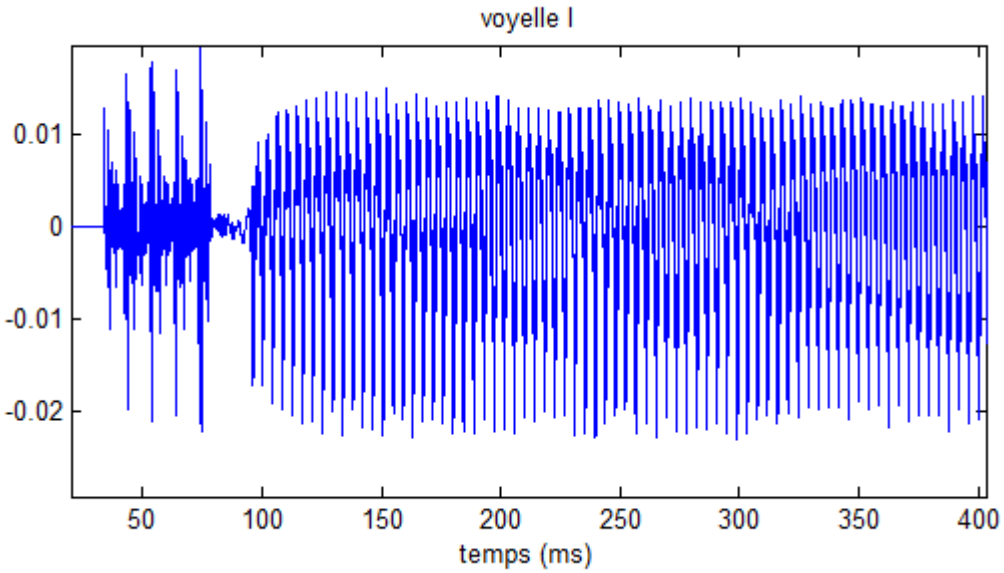


Figure III. 4 : forme d'onde du fichier enregistré.

✓ Prétraitement du signal vocal enregistré par programmation Matlab.

a. Etapes de prétraitement :

❖ Segmentation en paquets de 2^{10} = 1024 échantillons, avec une durée de segment de 32ms correspondant à 2 périodes du pitch minimal (pitch = 62.5Hz).

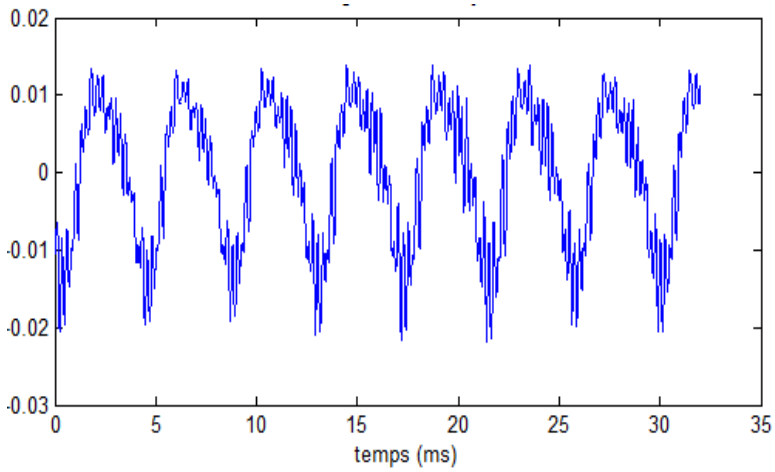


Figure III.5 : segmentation de fichier enregistrée

❖ Fenêtrage de Hamming limité à 2^{10} = 1024 échantillons, figure III.6.

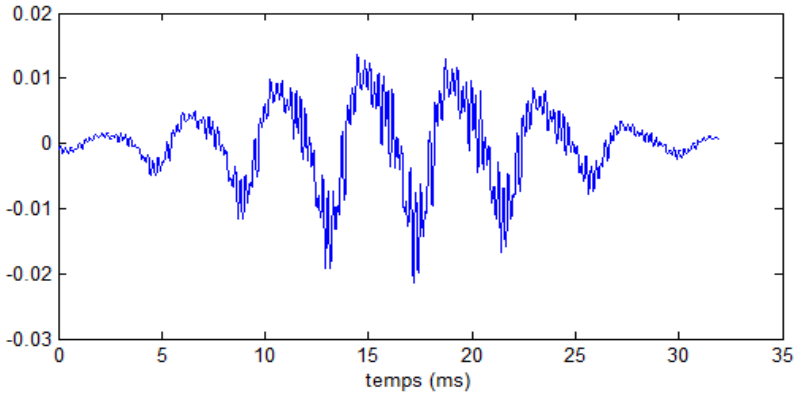


Figure III.6 : un segment fenêtré de fichier enregistrée

b. Sauvegarde du segment utile en mode ASCII (16 digits), le fichier enregistré est de forme textuelle. Les instructions Matlab utilisées pour élaborer le prétraitement du fichier enregistré se trouvent en annexe.

✓ Lecture du fichier sauvegardé dans l'environnement systemvue, comme fichier de données.

III.5. Transmission sans codage de canal :

III.5.1. Partie du transmetteur :

La partie d'émission avec modulation PPM est donnée en figure III.7.

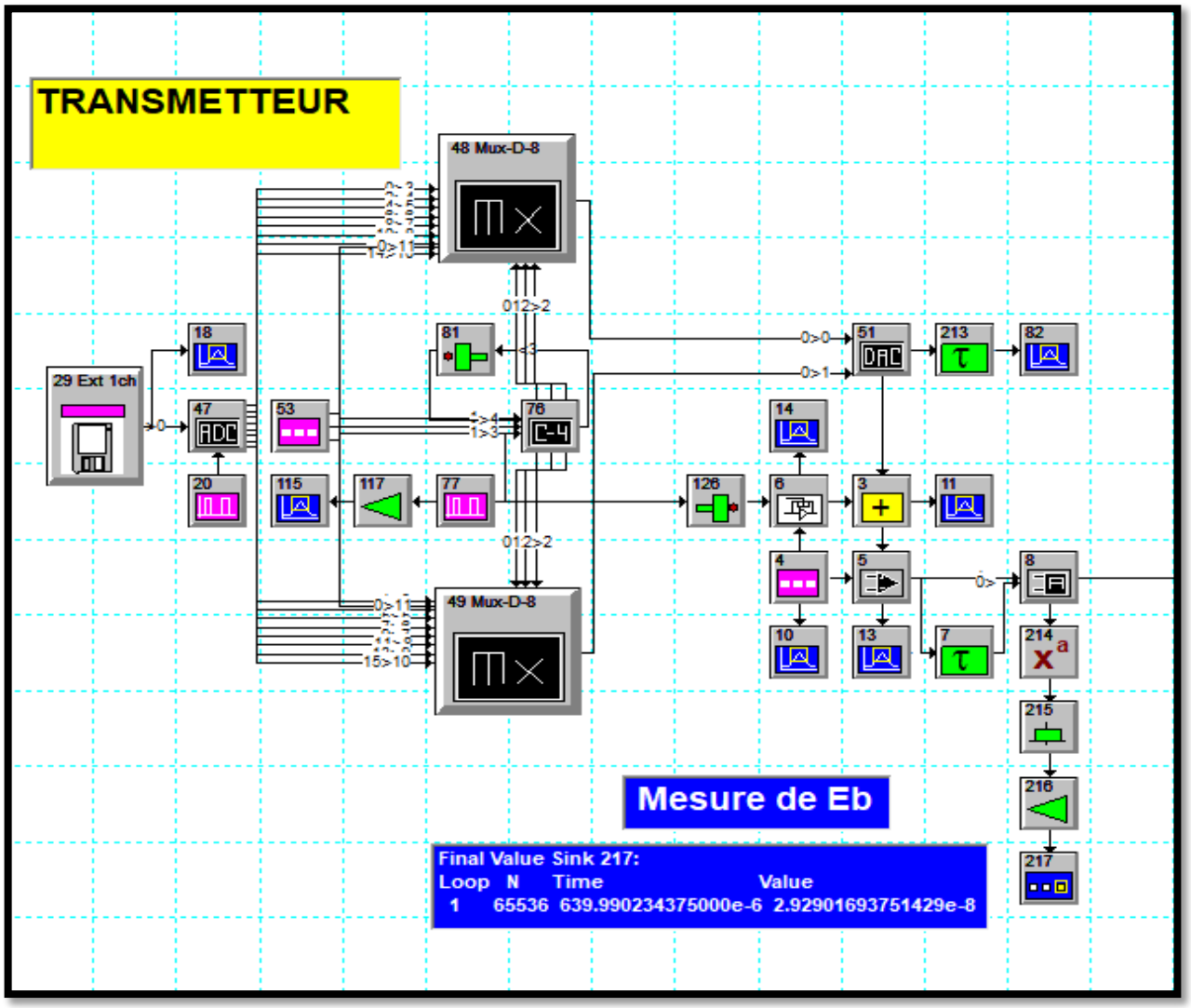


Figure III.7 : Lecture du fichier son et traitement par le transmetteur à modulation PPM

III.5.1.1. Préparation de transmission :

Pour envoyer les données du fichier son, on doit prendre en compte les conditions de fonctionnement des composants du logiciel systemvue, et préparer l'émetteur pour l'adapter aux données à lire et à envoyer.

Dans ce but, les étapes suivantes sont entreprises :

- Convertir le signal analogique du son prétraité et enregistré en un signal numérique, avec horloge de conversion dix fois la fréquence d'échantillonnage (10×32kHz). La conversion donne un signal numérique de 16 bits aléatoires en sortie d'une ADC.
- Multiplexer les 16 bit de sortie ADC en 2 bits de sortie seulement. Deux multiplexeurs à huit entrées chacun sont utilisés. Le premier multiplexeur est connecté aux sorties paires du convertisseur, tandis que le deuxième multiplexeur est connecté aux sorties impaires. De cette façon, Le premier multiplexeur s'occupe des données à poids faibles, tandis que le deuxième multiplexeur se charge des données à poids forts. Un compteur modulo 8 est indispensable afin de sélectionner un bit d'entrée parmi les 8 entrées binaires d'un multiplexeur. La bibliothèque de systemvue fournit un compteur modulo 16, qu'on a utilisé en le transformant en compteur modulo 8. Chaque sortie multiplexée fournit des données série à 8x10x32kHz.

- Convertir les deux sorties binaires multiplexées en un signal 4-aire antipodal entre ±1.5V, figure III.8. Un DAC fournit ce signal 4-aire sous 8x10x32 ksymboles/sec.

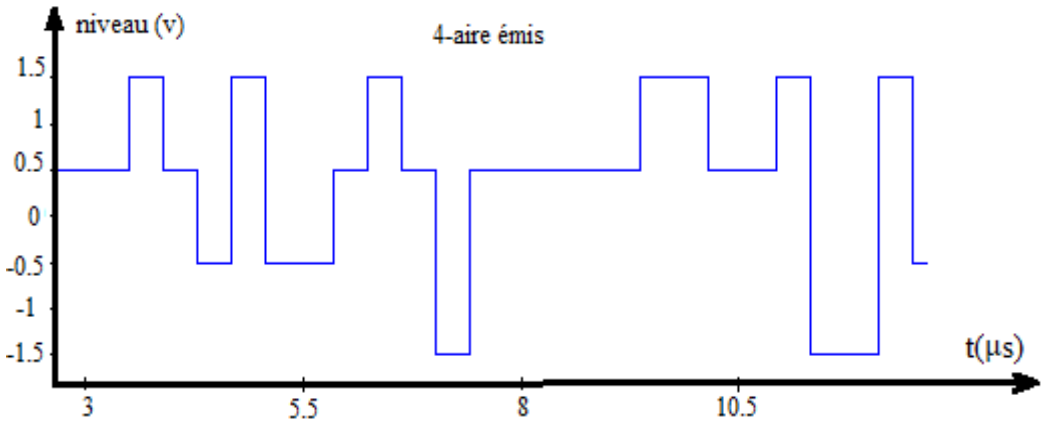


Figure III.8 : le signal 4-aire émis

III.5.1.2. Modulation PPM [11] :

Un signal composite en bande de base et formé d'une superposition du signal 4-aire avec un signal en rampes négatives issues d'un circuit I+D, figure III.9

Le circuit I+D est contrôlée par une horloge d'amplitude 1V et de fréquence 1/T = 2.56MHz, avec une largeur d'impulsion de T/10 à l'état haut. A chaque état bas d'horloge, une fois inversé, le circuit I+D intègre une tension constante de -1000 puis se remet à zéro à l'état haut d'horloge une fois inversé. Le temps d'intégration est comme suit :

$$Vs = \int_0^{9T/10} \left(-\frac{Ve}{RC}\right) dt \qquad \textbf{(III.1)}$$

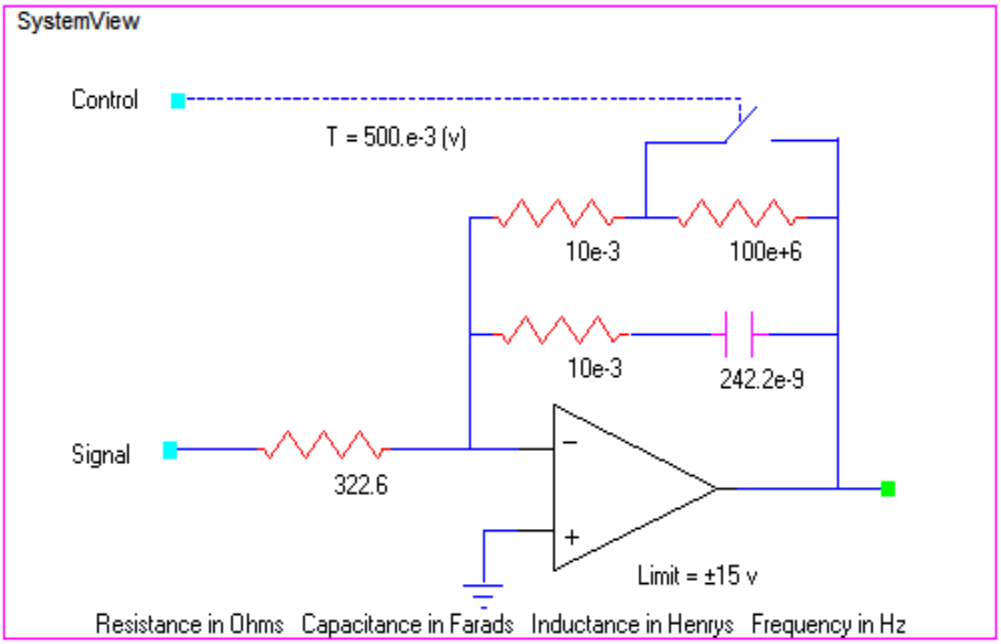


Figure III.9 : circuit I+D configuré

Les différentes résistances de la figure sont rendues inutilisables, sauf la résistance d'entrée R qui constitue avec le condensateur C, la constante de temps d'intégration du circuit.

Les valeurs de R et C sont calculées pour atteindre des pics de rampes de -4.5V, figure III.10

Les signaux d'horloge de transmission, du 4-aire translaté, et du circuit I+D, sont rassemblés en figure III.10.

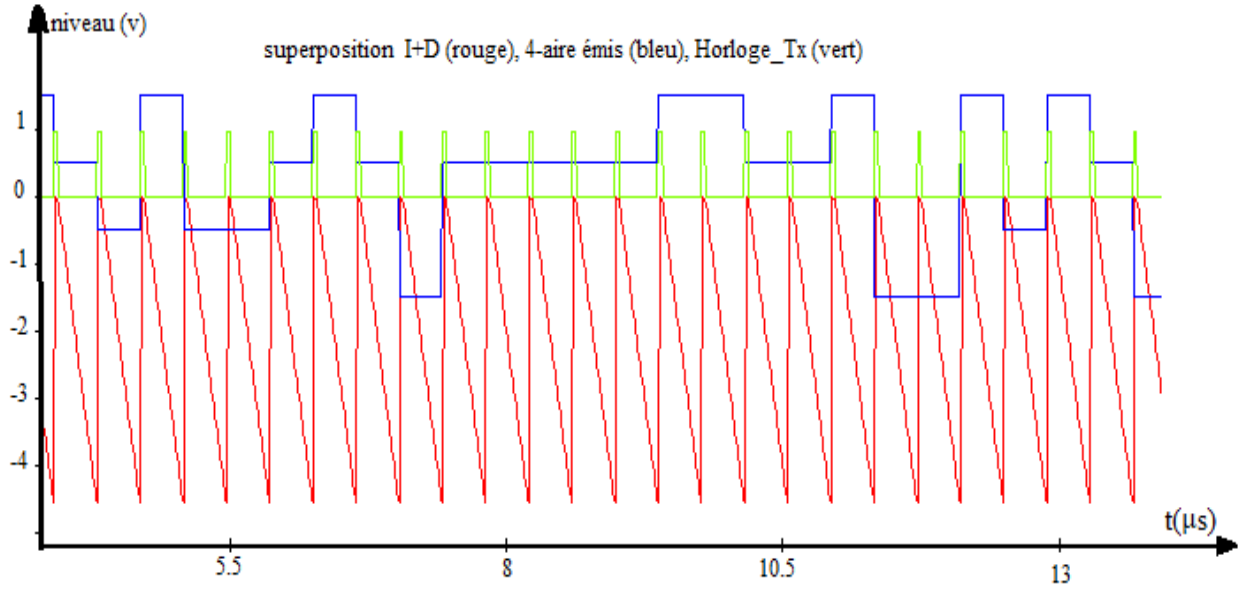


Figure III.10 : signaux superposés de données 4-aire, horloge, et signal I+D

La sommation du signal de données 4-aire et du signal à rampes, donne le signal composite de la figure III.11. Ce dernier est comparé à un seuil de −2V, à l'aide du comparateur de la figure III.7. Le signal de comparaison est fourni en figure III.11.

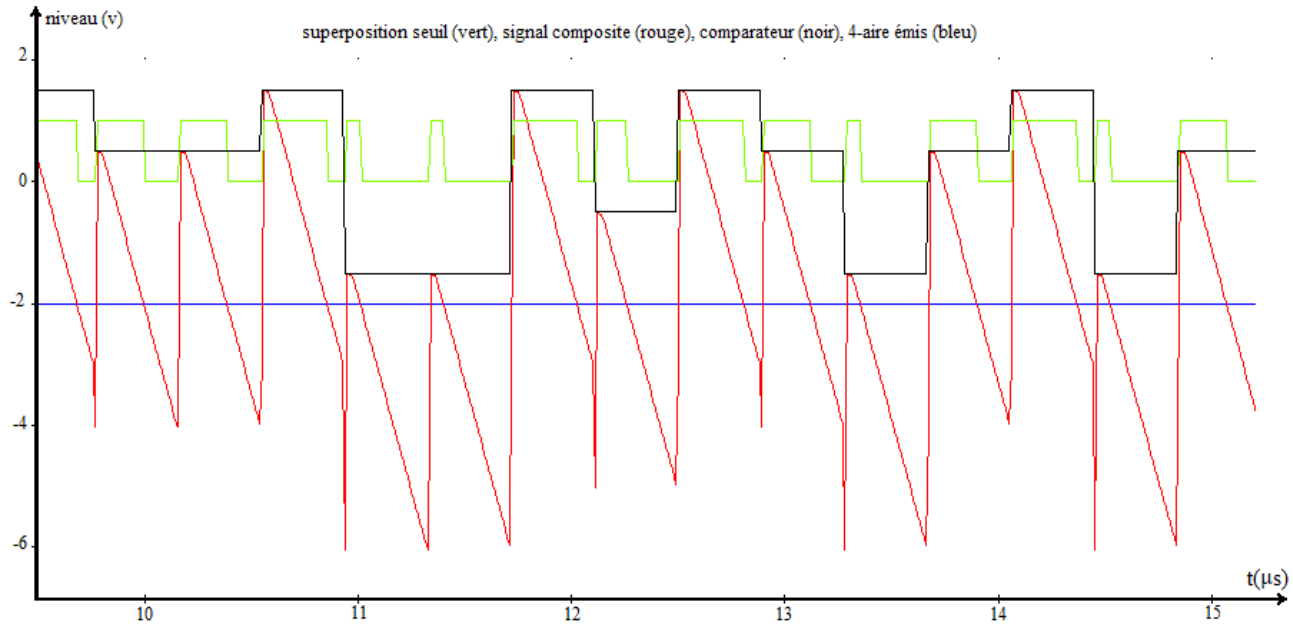


Figure III.11 : signal du comparateur en relation avec le signal d'entrée composite comparé au seuil

Le signal de la comparaison est inversé puis retardé de 20ns pour subir une opération AND logique avec lui-même, figure III.7. De cette manière, une impulsion PPM de durée de 20ns est formée à l'arrivée de chaque niveau de signal 4-aire à la fréquence 2.56MHz d'horloge de transmission.

Les impulsions PPM sont uniformément réparties le long d'une période T = 1/2.56MHz d'horloge de transmission. Après avoir choisi une durée de T/10 pour les tops horloge, les quatre impulsions PPM sont écartées de T/5 ; 2T/5 ; 3T/5 ; et 4T/5, du top d'horloge.

La modulation PPM vient donc d'être réalisée, figure 12.

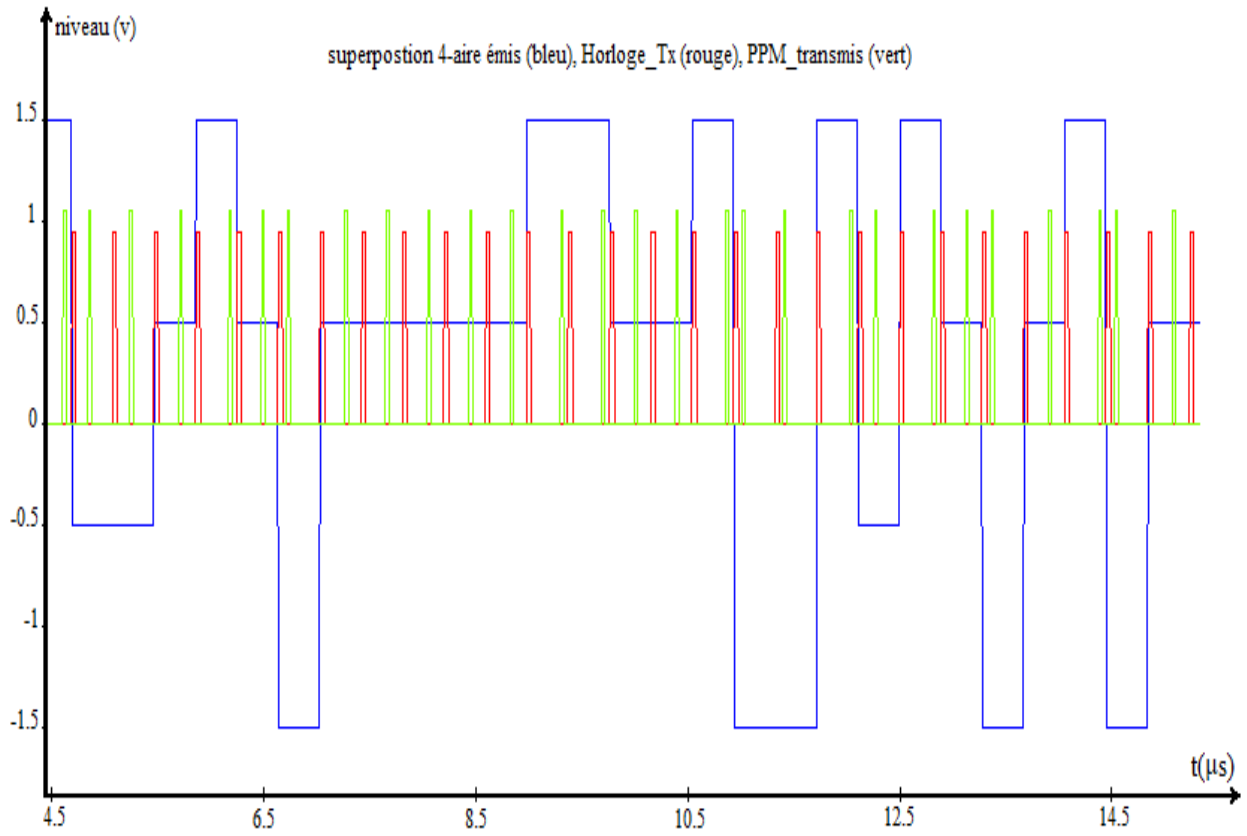


Figure III.12 : signaux superposés de données 4-aire, horloge, et PPM transmis

III.5.2. Canal de transmission :

Plusieurs types de canaux peuvent être envisagés dans une transmission de données. Ainsi dans notre cas, un canal de type AWGN a été adopté. Le bruit est donc blanc gaussien dont la densité spectrale de puissance reste à déterminer lors de la mesure du BER, figure III.13.

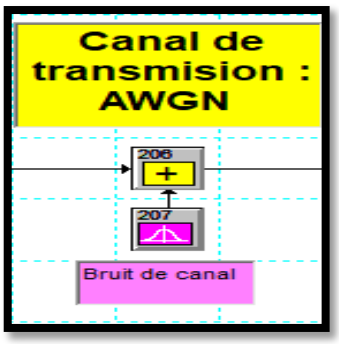


Figure III.13 : l'addition de signal émis avec le bruit de canal de transmission

III.5.3. Partie du récepteur :

Le circuit du récepteur PPM réciproque est présenté en figure III.14.

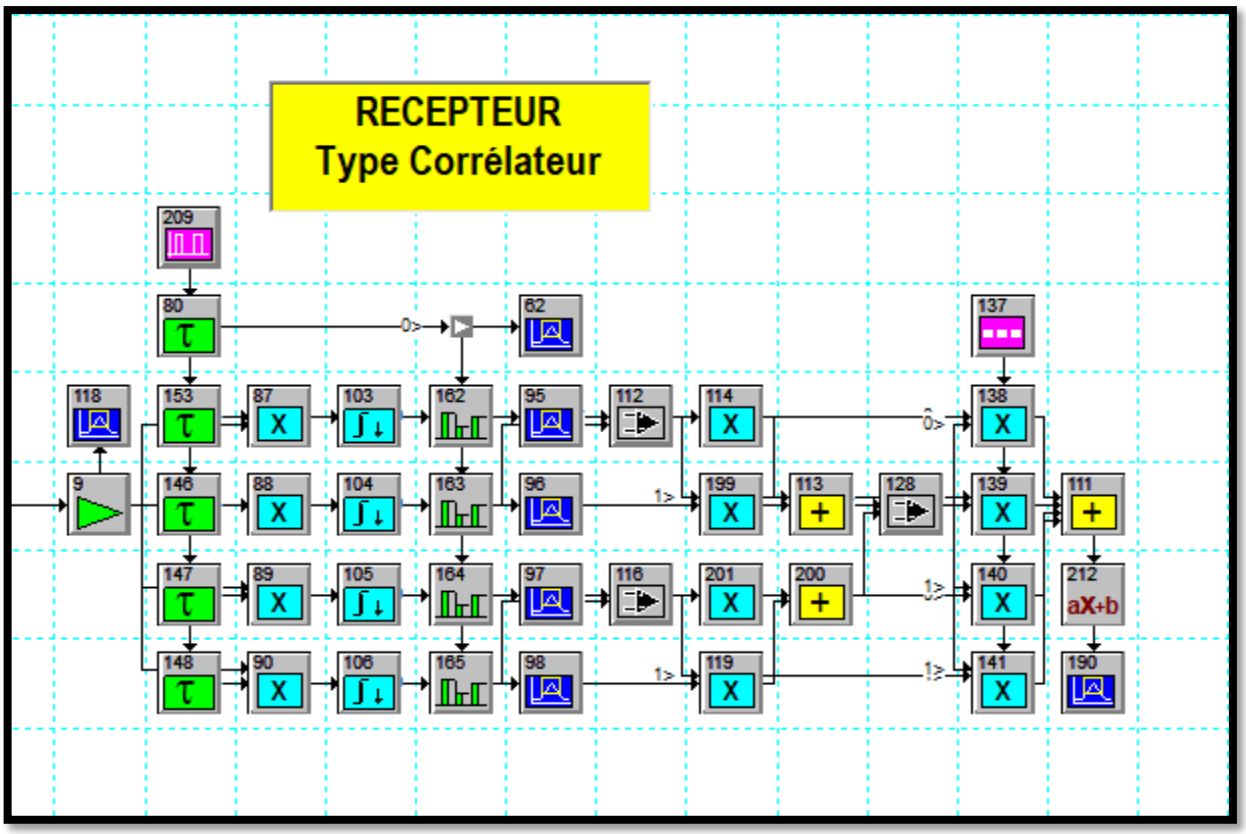


Figure III.14 : Récepteur cohérent à corrélateur et circuit de décision

C'est un récepteur optimal de type corrélateur avec horloge synchronisée sur les impulsions PPM transmises. L'horloge de réception est calée à la même valeur de fréquence que l'horloge d'émission.

Chaque impulsion du signal de référence généré localement, est multipliée avec l'impulsion PPM reçue. Chaque produit est intégré sur un intervalle de symbole [0 ; T = 1/2.56MHz] ; selon la formule du corrélateur :

$$\int_0^{\frac{1}{F}} (signal\ reçu * signal\ de\ référence)\ dt \qquad (\mathbf{III.2})$$

Depuis les quatre voies du corrélateur, la valeur échantillonnée à la fin d'intégration qui est la plus grande devient candidate à être sélectionnée par le circuit de décision qui suit. Les quatre sorties de corrélateur sont superposées dans la figure 15. Une seule couleur existe par période d'horloge, relative à une seule sortie candidate parmi les quatre sorties du corrélateur.

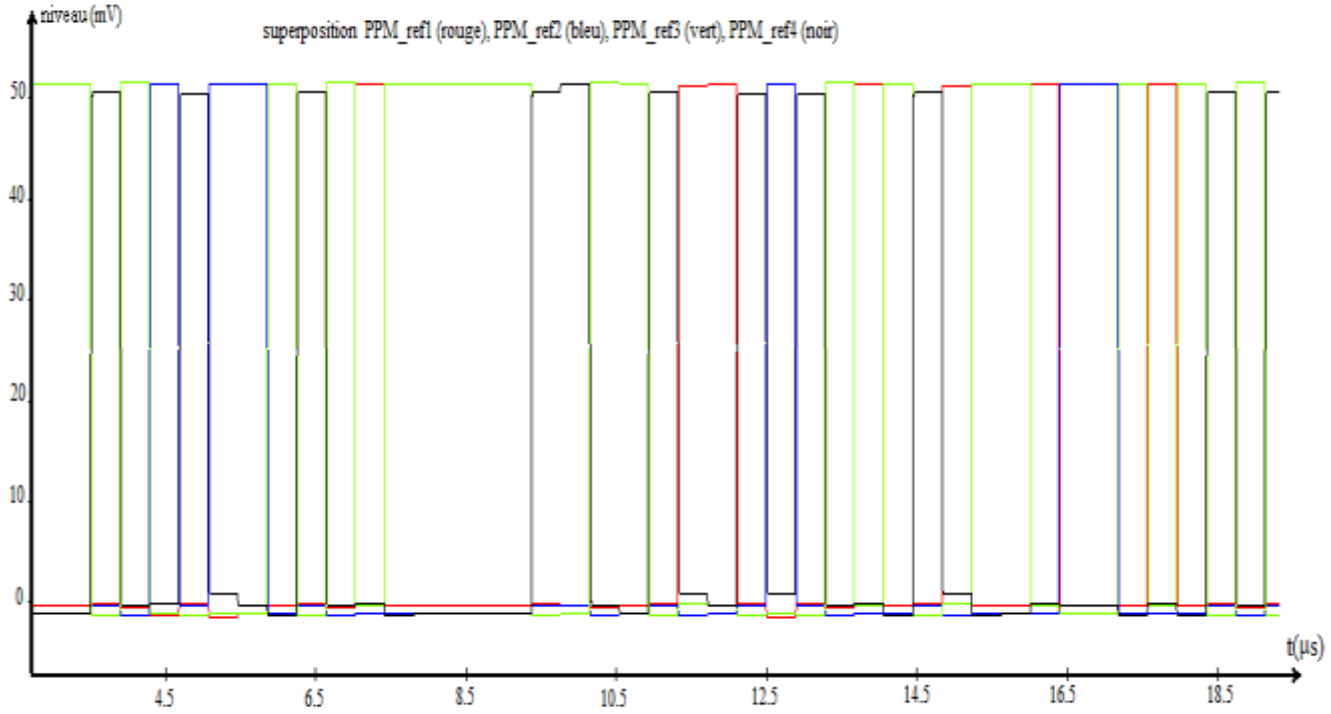


Figure III.15 : superposition des sorties des quatre voies du corrélateur

Afin de traduire ces signaux de sortie du corrélateur en données 4-aire, un circuit de décision est nécessaire. Il est constitué de trois blocs de sélection, d'un générateur de signaux 4-aire à mêmes niveaux que ceux d'émission, et d'un circuit analogique combinatoire, figure III.16.

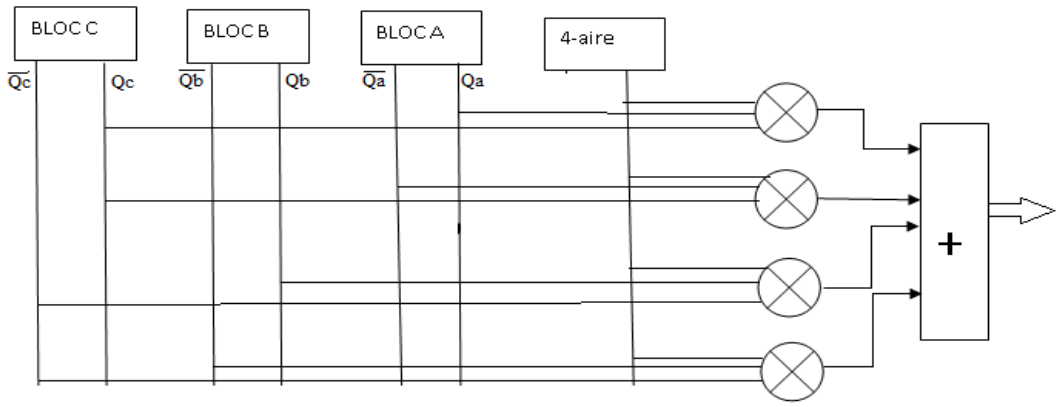


Figure III.16 : la lecture des données de corrélation

Chacun des trois blocs de sélection suit la représentation de la figure III.17, où les signaux e_1 et e_2 de deux voies du corrélateur sont comparés afin d'en retenir le plus grand à la sortie e_{12} du sommateur.

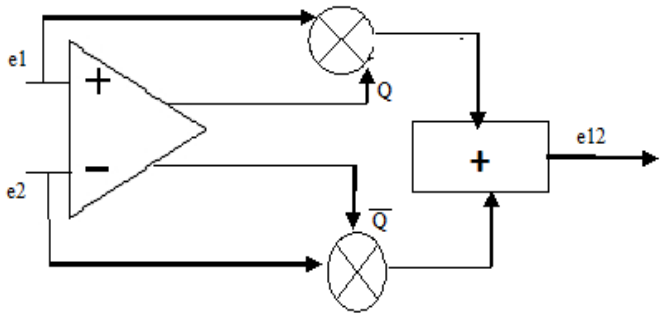


Figure III.17 : structure d'un bloc de traitement

Les blocs A et B de la figure III.16, s'occupent chacun de deux sorties du corrélateur pour communiquer à leurs tours, leurs sorties e_{12} et e_{34} au bloc C similaire. Les sorties directes Q et inversées $\overline{Q}$ des comparateurs des trois blocs, sont ainsi utilisées par le circuit analogique combinatoire afin d'extraire le niveau 4-aire adéquat. Ce dernier est composé de quatre multiplieurs et d'un sommateur, figure III.16.

Tableau III.1 : Conditions de choix à partir du circuit décisionnel

Entrée	Condition qu'elle soit la plus grand	Q=0 ; ($\overline{Q}$=1)
e_1	QcQa = 1	00
e_2	Qc $\overline{Q}$ a = 1	01
e_3	$\overline{Q}$ cQb = 1	10
e_4	$\overline{Q}$ c $\overline{Q}$ b = 1	11

La sortie du circuit de décision est le signal 4-aire reçu, dont le retard de réception est estimé à partir d'une intercorrélation effectuée entre le signal 4-aire émis et celui reçu, figure III.18.

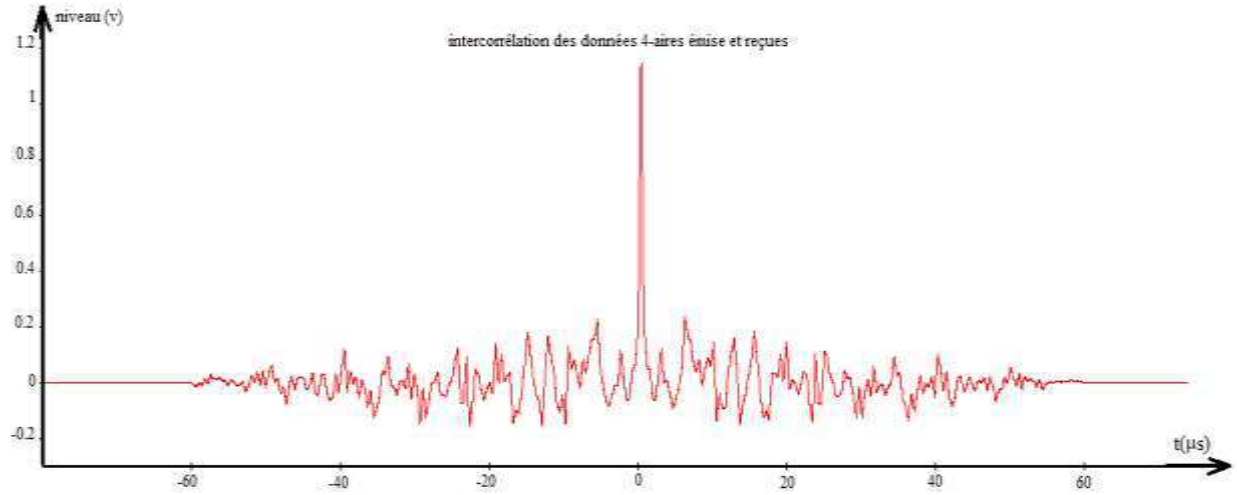


Figure III.18 : Intercorrélation des données 4-aire émise et reçues

Un agrandissement de l'impulsion d'intercorrélation permet de mesurer avec précision sa position temporelle, qui est un indice du retard de réception**.** L'espacement entre le plus grand pic et zéro est égal au retard de transmission, avec une valeur de 390.625 ns, figure III.19.

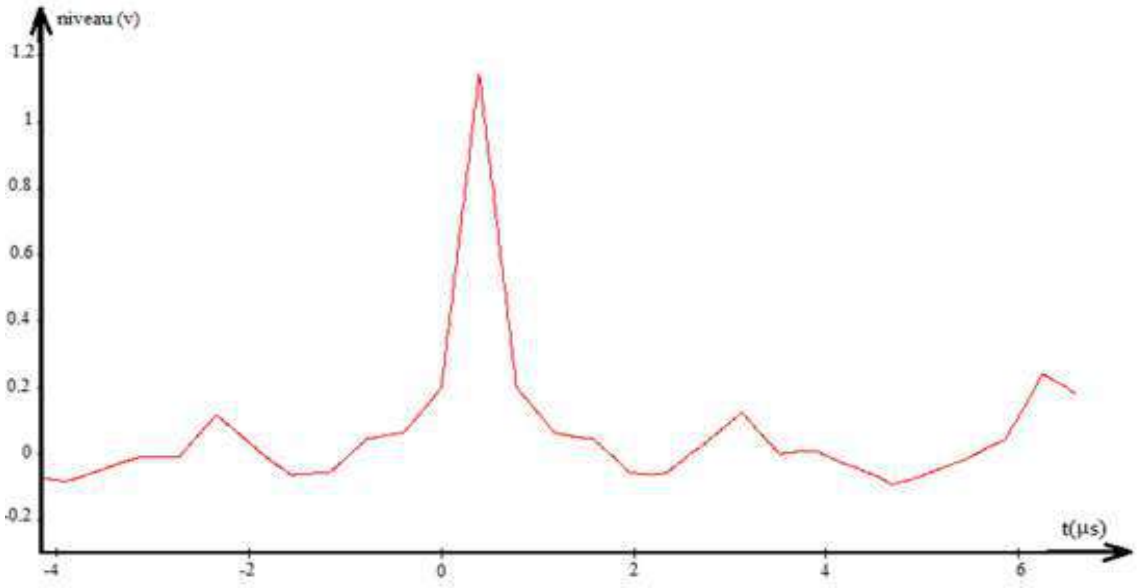


Figure III.19 : zoom de l'intercorrélation des données 4-aire émise et reçues

En retardant convenablement les données 4-aire de transmission et en décalant adroitement le niveau du signal 4-aire de réception pour une fin de visibilité, leur superposition est donnée en figure III.20.

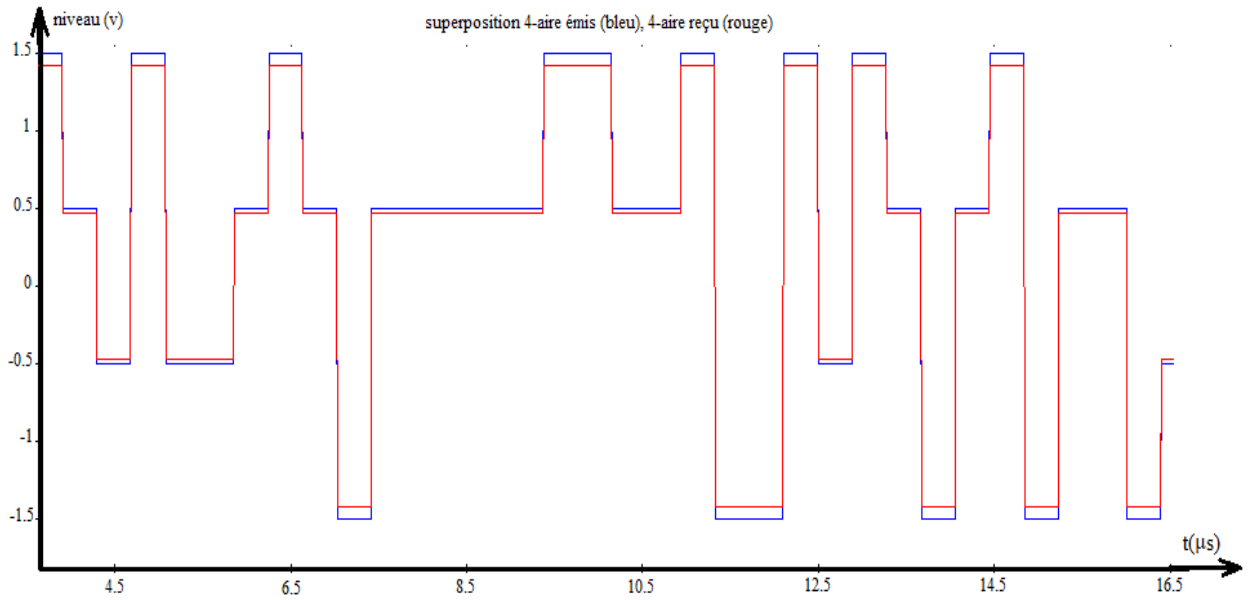


Figure III.20 : Superposition parfaite des signaux 4-aire transmis et reçus

III.5.4. Mesure de l'énergie moyenne binaire des impulsions PPM transmises :

L'énergie moyenne de bit relative au signal transmis, est évaluée depuis la puissance instantanée du signal selon l'expression :

$$\mathrm{Eb}_{\mathrm{moy}} = \int_0^{Tb} p(t)dt \qquad (\mathbf{III.3})$$

$$\mathrm{Eb_moy} = \int_0^{Tb} \frac{V(t)^2}{R} dt \qquad (\mathbf{III.4})$$

Ainsi, pour une résistance R = 1 Ohm et $V(t)=V_{PPM}$ représentant la tension instantanée d'une impulsion PPM, on a :

$$\mathrm{Eb}_{\mathrm{moy}} = \int_0^{Tb} (Vppm)^2 \, dt \qquad (\mathbf{III.5})$$

Dans le circuit du transmetteur existe un banc de mesure de l'énergie moyenne binaire des impulsions PPM transmises, figure III.14. Ce banc permet de calculer la valeur cherchée et l'affiche en fin de simulation. La valeur mesurée est Eb = 29.29 nJ, figure III.21.

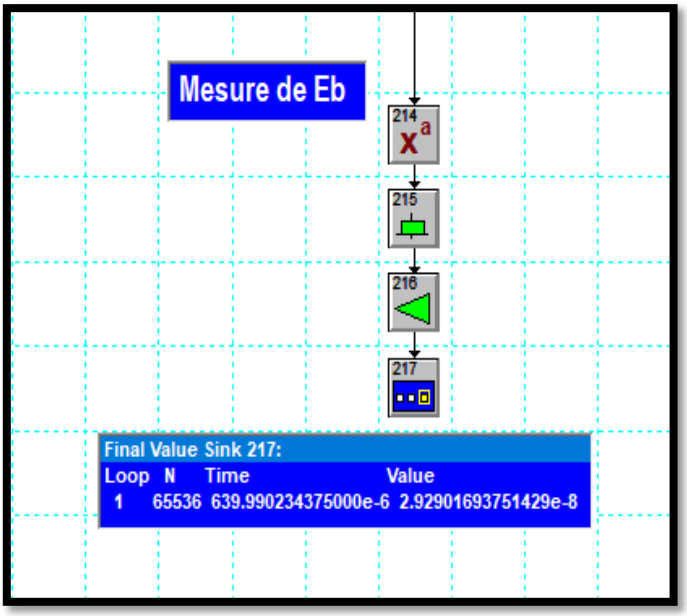


Figure III.21 : Banc de mesure de l'énergie moyenne de bit

III.5.5. Nouvelle méthode de lecture du son enregistré :

D'intenses calculs sont demandés lors de la prochaine mesure du BER. Pour cela, il est intéressant d'alléger la lecture du fichier son enregistré en supprimant la fonction de l'ADC, figure III.7, au profit d'un enregistrement de ses seize sorties binaires. Le composant "sink data List "permet la lecture puis l'enregistrement d'une donnée d'un seul bit. Seize composants en sont nécessaires à l'enregistrement des seize sorties binaires de l'ADC.

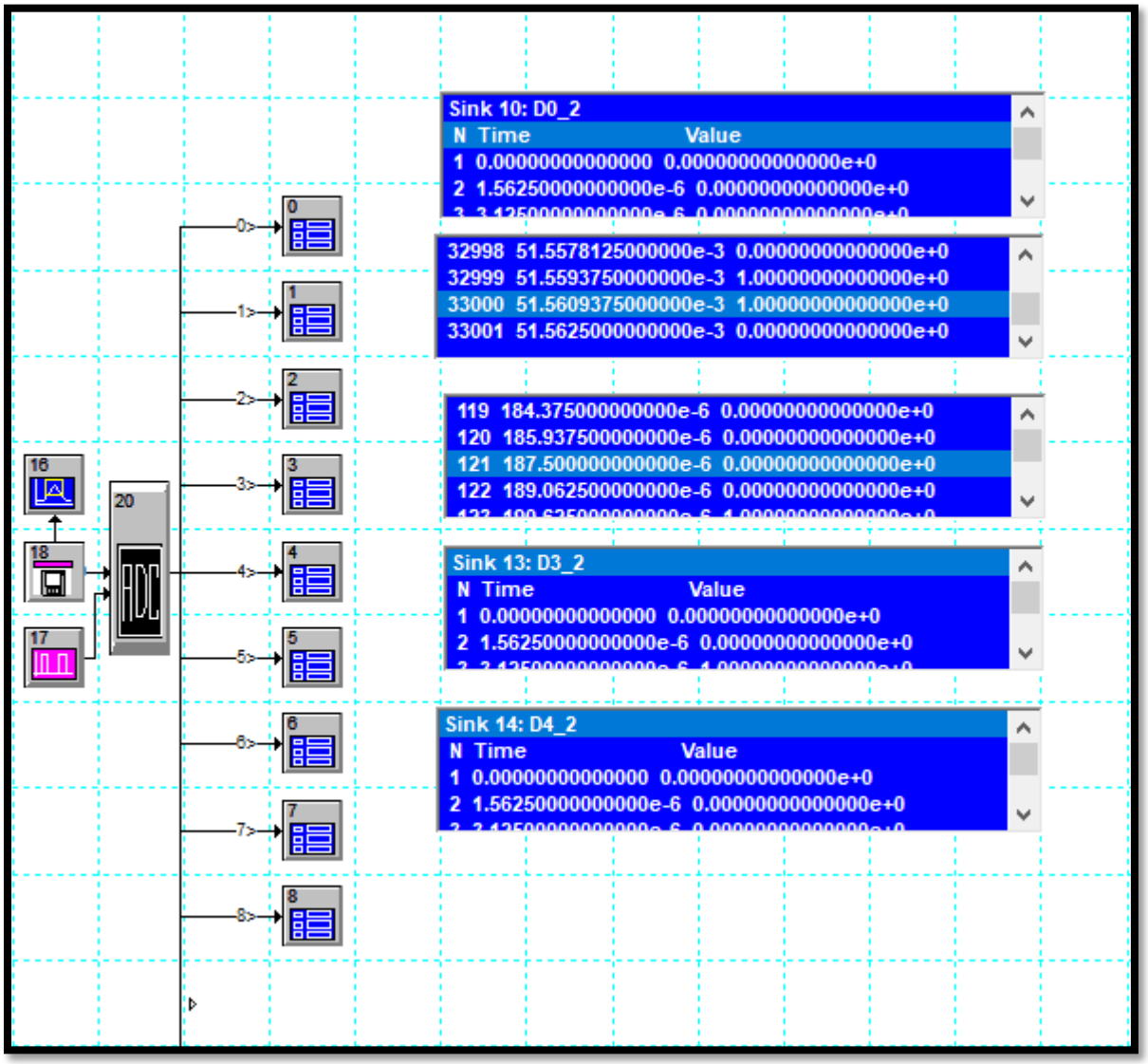


Figure III.22 : opération d'enregistrement des seize sorties binaires de l'ADC

Dans la figure III.22, l'ADC est chargée de 16 "data list" qui listent le contenu binaire de chacune des 16 sorties binaires de l'ADC. Les 16 listes apparaissent aussi dans la fenêtre d'analyse. Il suffit alors d'enregistrer ces listes dans 16 fichiers séparés, en utilisant l'option de menu "File/Export window as data" puis la sélection du format "1 bit int" et le nom de fichier "Dn.txt" où n représente le numéro de bit ciblé.

Le composant d'import "Ext 1ch" de la bibliothèque "source", permet de lire le contenu binaire du fichier "Dn.txt" en lui indiquant son format. Malgré que la case "repeat if end of file" est coché dans les paramètres du composant "Ext 1ch", cette option ne fonctionne pas bien à cause des zéros additionnelles insérés à la fin du fichier "Dn.txt". Aussi le temps de simulation est pris assez grand (correspondant à 4 Méch.) afin d'en mémoriser un grand nombre de segments répétitifs du son numérisé

III.5.6. BER de Transmission sans codage convolutionnel :

Un banc de mesure du BER est établi dans la figure III.23. Il s'articule sur l'emploi du composant "BER Rate" disponible dans la bibliothèque de communication de Systemvue. Outre la compensation du retard de réception dans la voie des données binaires émises, ce composant réclame aussi un seul échantillon à la fois par donnée émise ou reçue. La mesure du BER est confiée alors au composant de mesure "Final value" en choisissant la sortie "Cumulative Average" du composant BER, figure III.23.

La mesure de l'énergie moyenne binaire des symboles transmis effectuée dans la figure III.21, est de 29.29 nJ. Cette valeur numérique d'énergie est prise comme valeur initiale pour la densité spectrale de bruit AWGN environnent, soit N_o = 29.29nW/Hz. Ceci, afin que le SNR exprimé sous forme du rapport de l'énergie moyenne binaire sur la densité de bruit environnent, E_b / N_0, commence à partir de 0 dB.

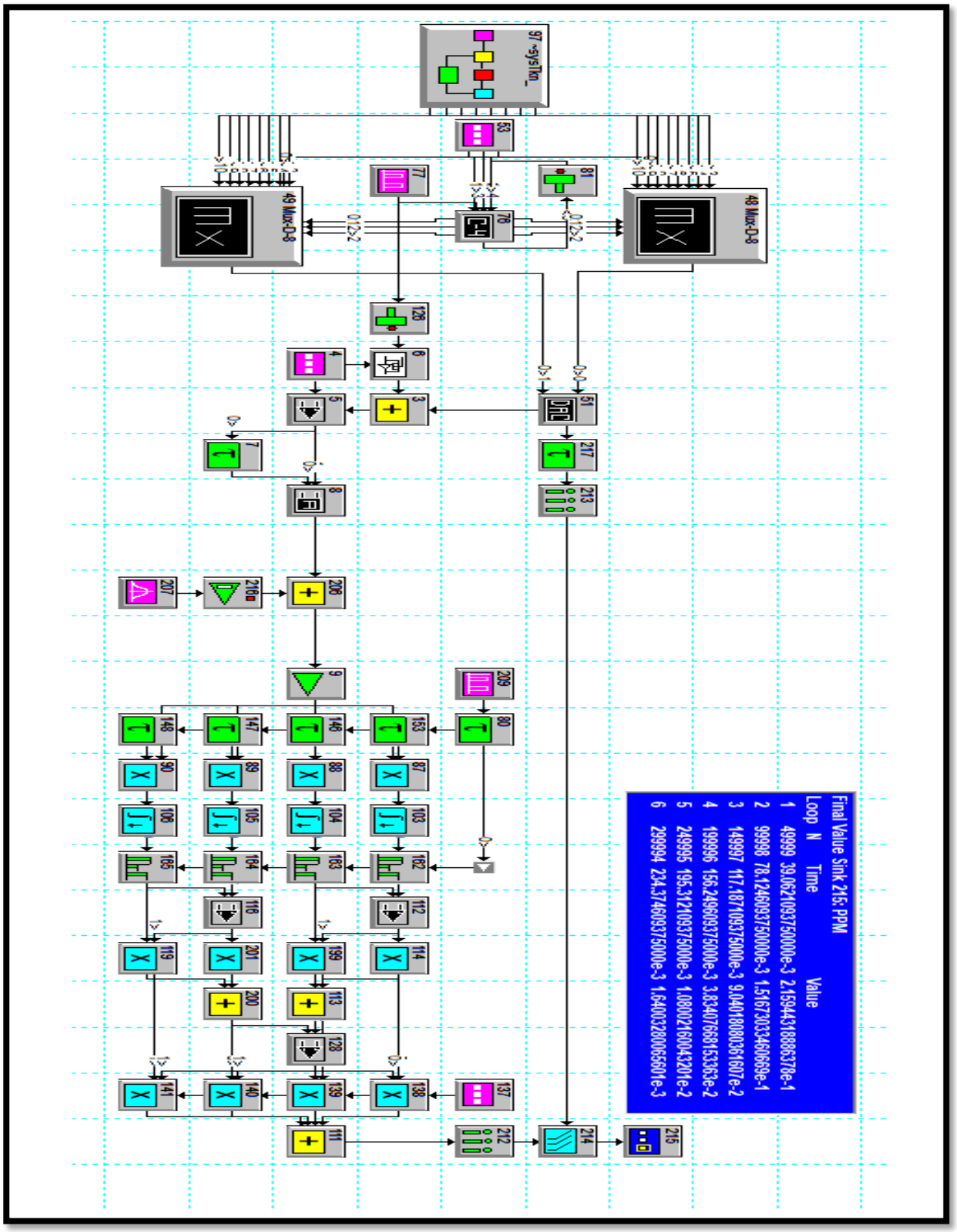


Figure III.23 : Banc de mesure du BER de transmission.

Le tracé du BER est fonction de l'accroissement du SNR, définit par le rapport E_b/N_o. Par conséquent, le canal se voit muni d'un amplificateur à gain variable pour diminuer la PSD, N_o, du bruit par pas de –2dB. Ce qui donne une augmentation du SNR par pas de +2dB.

L'horloge-système est modifiée afin de réduire le temps de simulation, en portant le nombre de boucle de calcul du BER à six (correspondants à six valeurs du SNR).

Pour que les valeurs estimées du BER soient statistiquement significatives, il faut transmettre un nombre suffisant de symboles aléatoires. Le nombre minimal requis est fonction de la valeur minimale du BER qu'on souhaite atteindre. Ainsi, en fixant le $BER_{min}=10^{-3}$, il faut transmettre 10^4 symboles au moins. Ce qui fixe le temps de simulation au niveau de l'horloge-système à $tsimu=10^4 \times (T_S=1/2.56MHz=3.9ms)$. Pour une fréquence d'échantillonnage-système de102.4MHz, le nombre total d'échantillons à calculer devient :

3.9ms × 102.4MHz × 6 = 2.4 Millions d'échantillons.

Le BER mesuré et comparé au BER théorique optimal d'une transmission FSK orthogonale et cohérente et celle d'une QPSK cohérente, est illustré en figure III.24.

Le tracé du BER propre à la transmission PPM cohérente s'approche beaucoup de celui propre à la FSK orthogonale et cohérente, qui se trouve derrière le tracé de BER de la QPSK de 3dB en SNR, figure III.24.

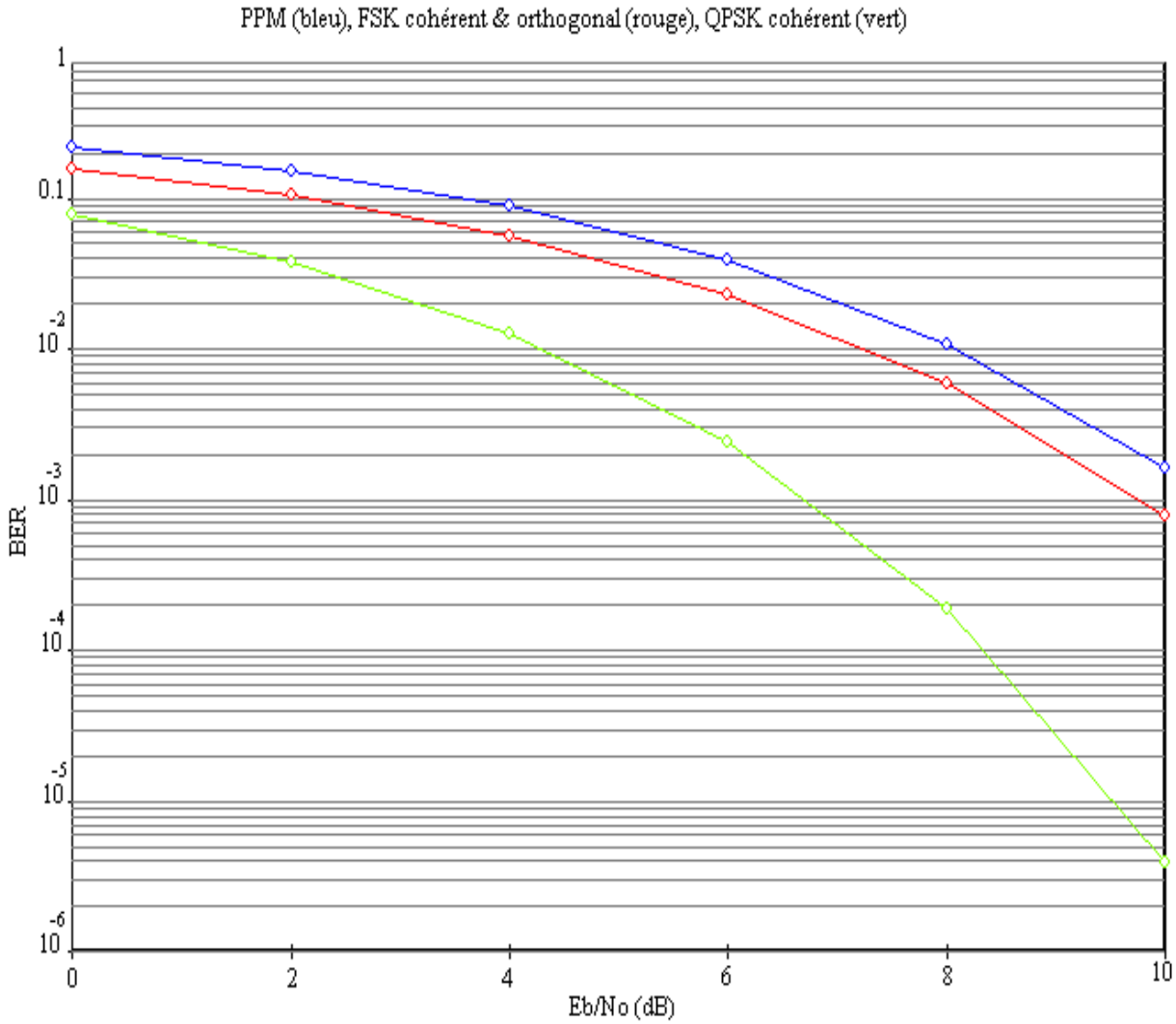


Figure III.24 : Tracés de BER pour le système de transmission PPM en comparaison avec ceux optimaux du QPSK et FSK

III.6. Amélioration de transmission :

Dans cette partie, nous apportons des modifications et des ajouts au système de transmission dans le but d'améliorer la transmission. Un filtre de transmission ainsi qu'un codeur de canal de type convolutionnel y sont donc rajoutés au transmetteur modifié de la figure III.25.

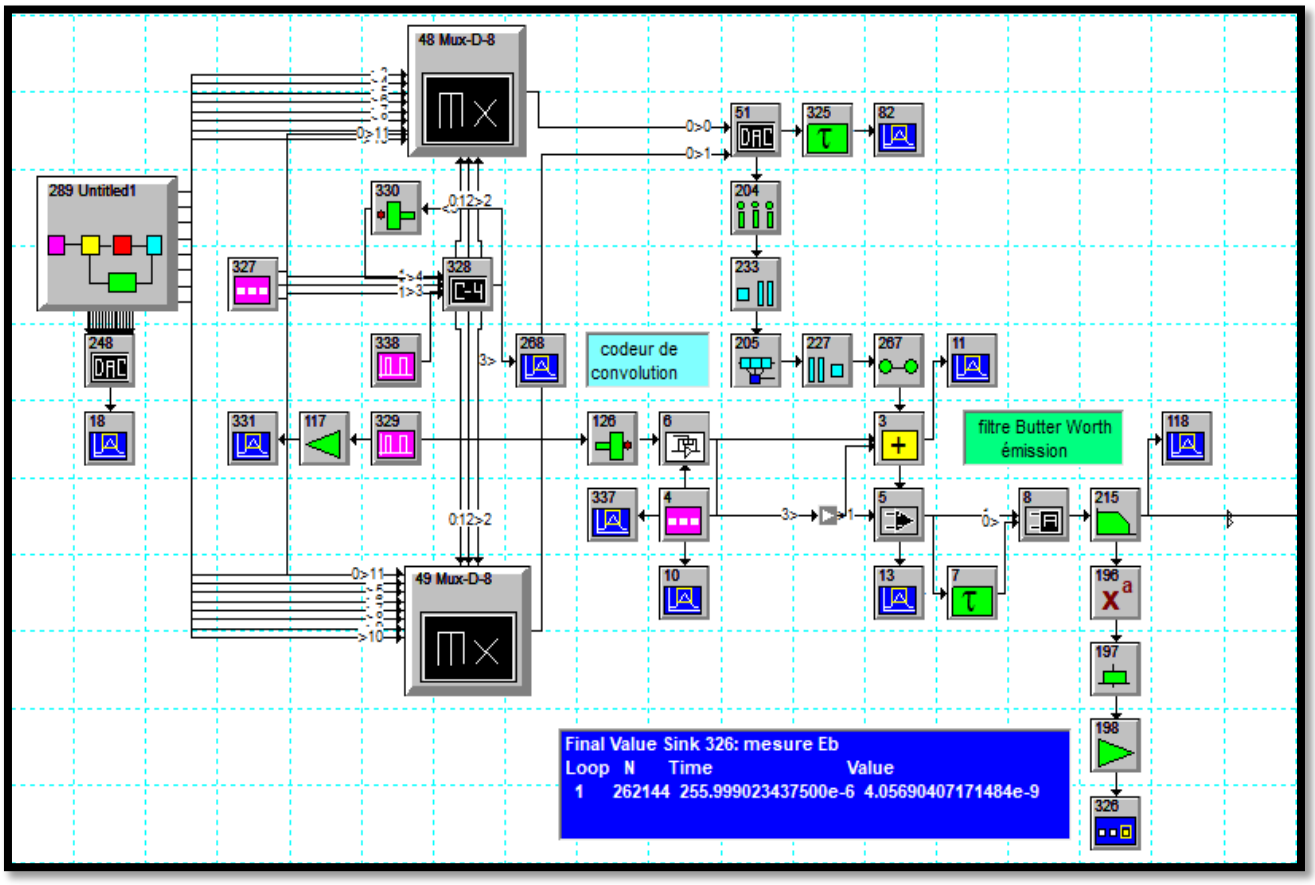


Figure III.25 : Ajout d'un filtre de transmission et d'un codeur convolutionnel au transmetteur

De même, ces deux nouvelles fonctionnalités sont rapportées au récepteur réciproque de la figure III.26.

Le filtre de réception étant identique au filtre de transmission, le décodeur convolutionnel est optimal de type Viterbi.

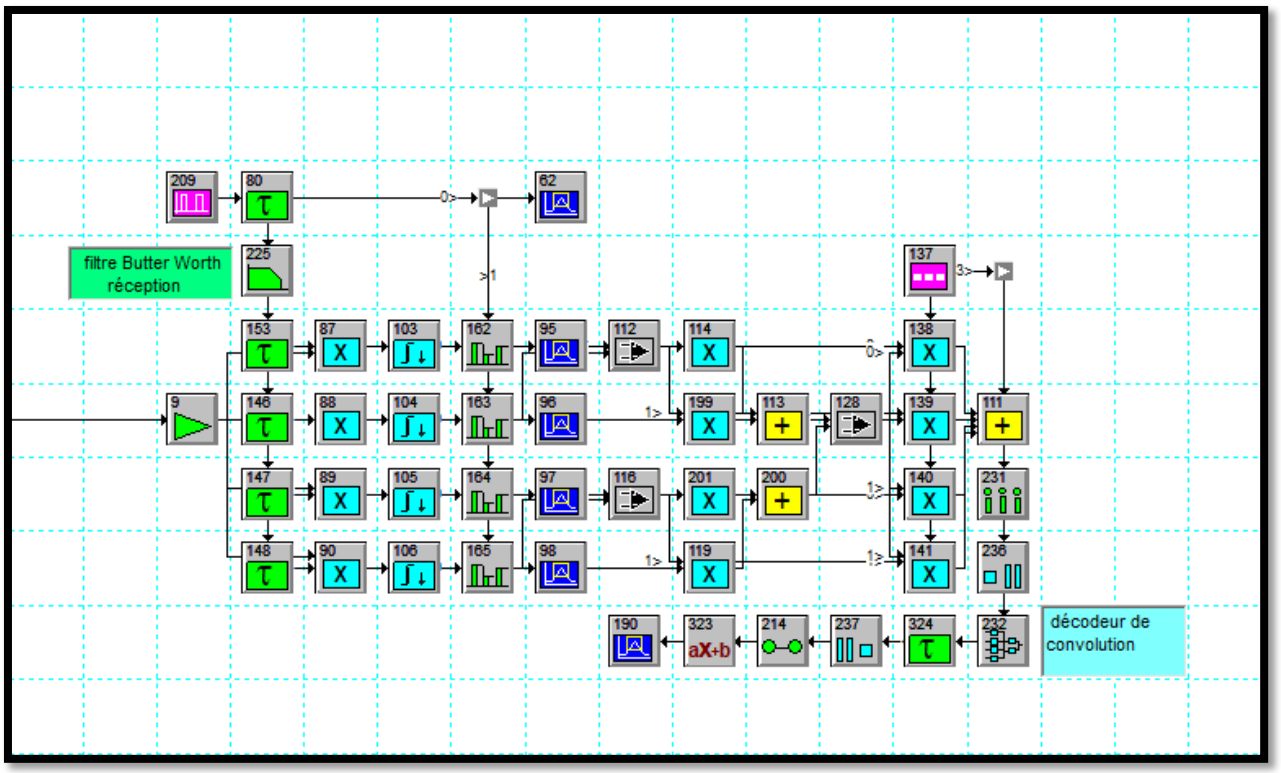


Figure III.26 : Ajout d'un filtre de réception et d'un décodeur de Viterbi au récepteur.

III.6.1. Filtrage de transmission et réception :

Dans le domaine fréquentiel, la brève impulsion PPM présente une bande très large qu'il est conseillé de limiter pour diminuer l'infiltration de bruit au cours de la transmission, figure III.27.

C'est la forme en sinus cardinal redressé, typique aux impulsions à forme rectangulaires. Naturellement on se limite au premier lobe qui s'étend jusqu'à la fréquence de débit de symbole, soit 52.6 MHz. Mais cette fenêtre étant jugée assez large, une fréquence de coupure Fc = 12.8 MHz procurée par un filtre passe-bas d'ordre 3 de Butterworth, est choisie comme meilleur compromis entre bande limitée du signal et interférence entre symboles (ISI) qui y est associée.

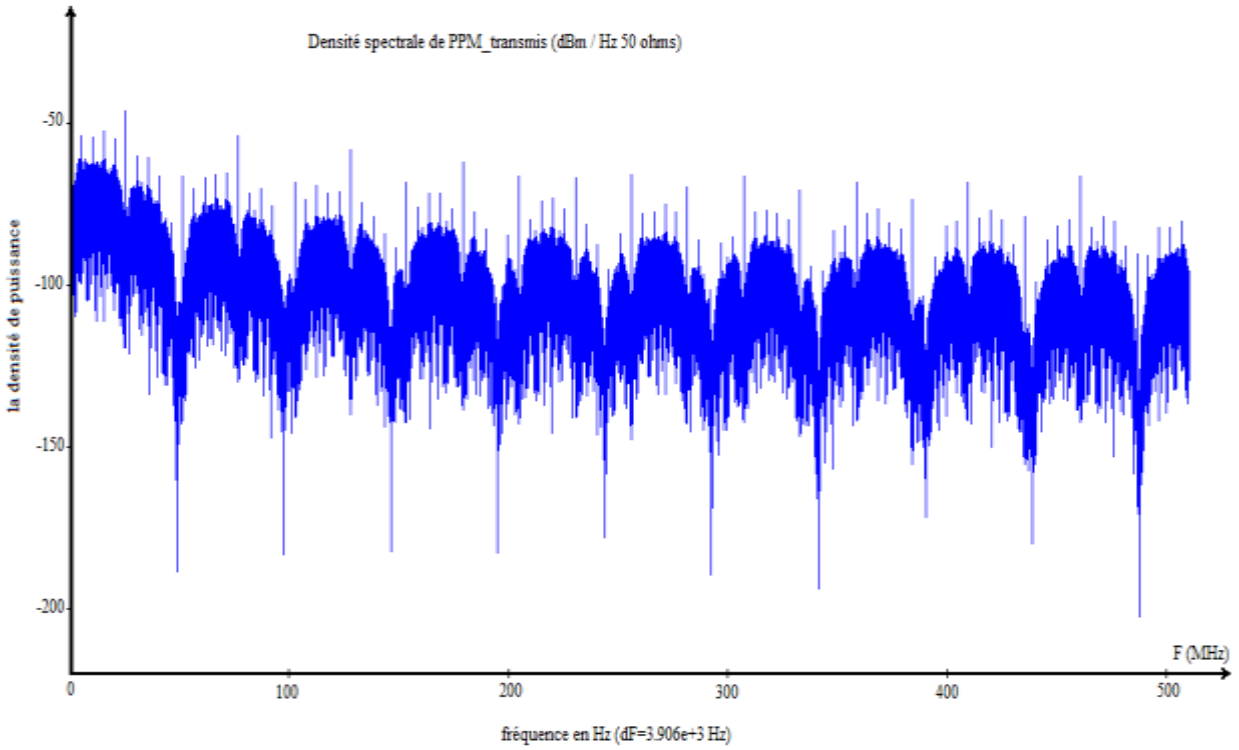


Figure III.27 : domaine fréquentiel de l'impulsion PPM non filtrée

Les diagrammes de Bode en termes de réponses d'amplitude et de phase du filtre de Butterworth utilisé, sont donnés en figure III.28.

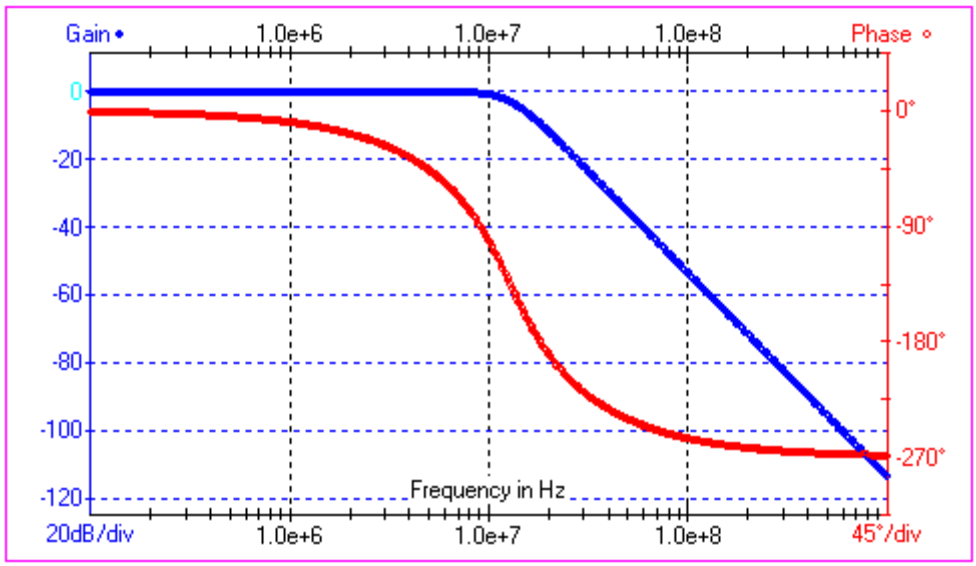


Figure III.28 : courbes des réponses d'amplitude et de phase du filtre de ButterWorth d'ordre 3

Le domaine fréquentiel du signal PPM filtré, figure III.29, montre bien l'action d'atténuation des lobes secondaires du sinus cardinal redressé, apportée par le filtre.

La même action de filtrage est retenue en réception, à l'aide d'un filtre de réception choisi identique à celui de transmission.

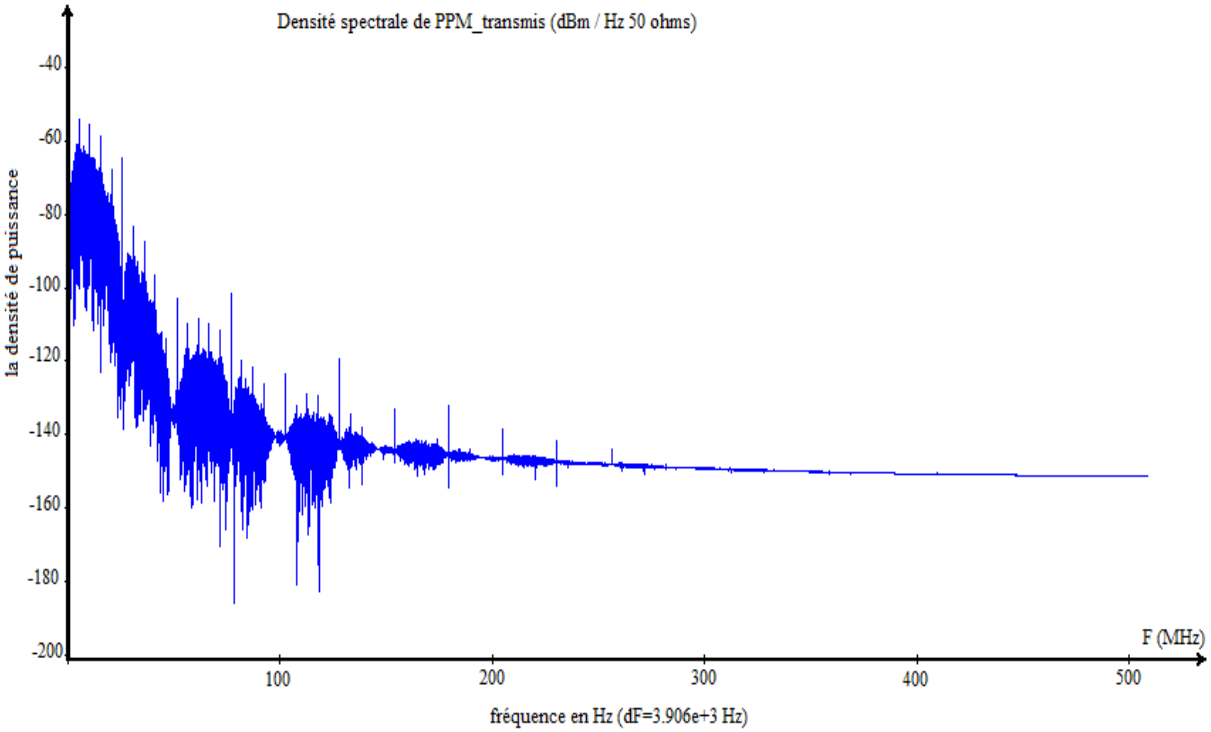


Figure III.29 : domaine fréquentiel de l'impulsion PPM filtrée

III.6.2. Codage et décodage convolutionnel :

Par souci d'améliorer les performances de la liaison par communication PPM, un code correcteur d'erreur est envisagé avec le système. L'ajout d'un codage de canal de type convolutionnel au transmetteur PPM, figure III.25, nécessite la présence des données sous forme binaire qui sont remis ensuite sous forme 4-aire translatée entre les niveaux ±1.5V, comme en figure III.25.

L'encodeur convolutionnel présente un débit de code ½, qui signifie que pour chaque bit de donnée entrant dans l'encodeur au débit binaire de 2.56 MHz, deux bits de code en sortent au débit de 5.12 MHz.

L'encodeur a aussi une longueur de contrainte de 7 qui signifie l'utilisation de sept registres de décalage, soit un retard de 7 échantillons entre l'entrée et la sortie.

L'encodeur nécessite la présence d'un sous-échantillonneur à son entrée, afin qu'il traite un échantillon par bit d'entrée à la fois. Un offset d'un bit est indiqué dans la configuration du composant de codage convolutionnel.

Le décodage de convolution est basé sur l'algorithme de Viterbi. Les paramètres de configuration du décodeur sont les mêmes que ceux de l'encodeur et utilise une décision de bit de type hardware (hard décision). Comme l'encodeur, le décodeur de Viterbi nécessite la présence d'un sous-échantillonneur à son entrée, afin qu'il traite un échantillon par bit d'entrée à la fois, figure III.26. Un offset d'un bit est également indiqué dans la configuration du composant de décodage. Cependant, pour un bon fonctionnement du décodeur par suite à plusieurs essais, il s'avère qu'un retard adéquat d'arrivée des bits à décoder est nécessaire. Ce retard a été mesuré à 390.625 ns par inter corrélation, entre le signal codé fourni par le codeur et le signal d'entrée du décodeur. Il est indiqué comme offset temporel dans la configuration du décodeur.

III.6.3. BER de transmission avec filtrage et codage :

Après un temps de simulation de quatre heures, la courbe de BER obtenue pour notre système de transmission doté de filtrage et codage convolutionnel, montre deux zones comparativement aux tracés de BER relatifs à la FSK et QPSK toutes deux cohérentes.

A l'origine, le BER apparaît moins bon que celui obtenu sans filtrage ni codage. Avec l'augmentation du SNR, les choses changent au profit du transmetteur amélioré. A partir de 6.5 dB, le BER devient meilleur que celui du FSK orthogonale et cohérente. Il s'agit d'une performance car comparé à des BER minimaux appartenant à deux systèmes binaires optimaux, le BER de notre système 4-aire modulé en PPM est parvenu à dépasser l'une d'elle pour côtoyer la meilleure.

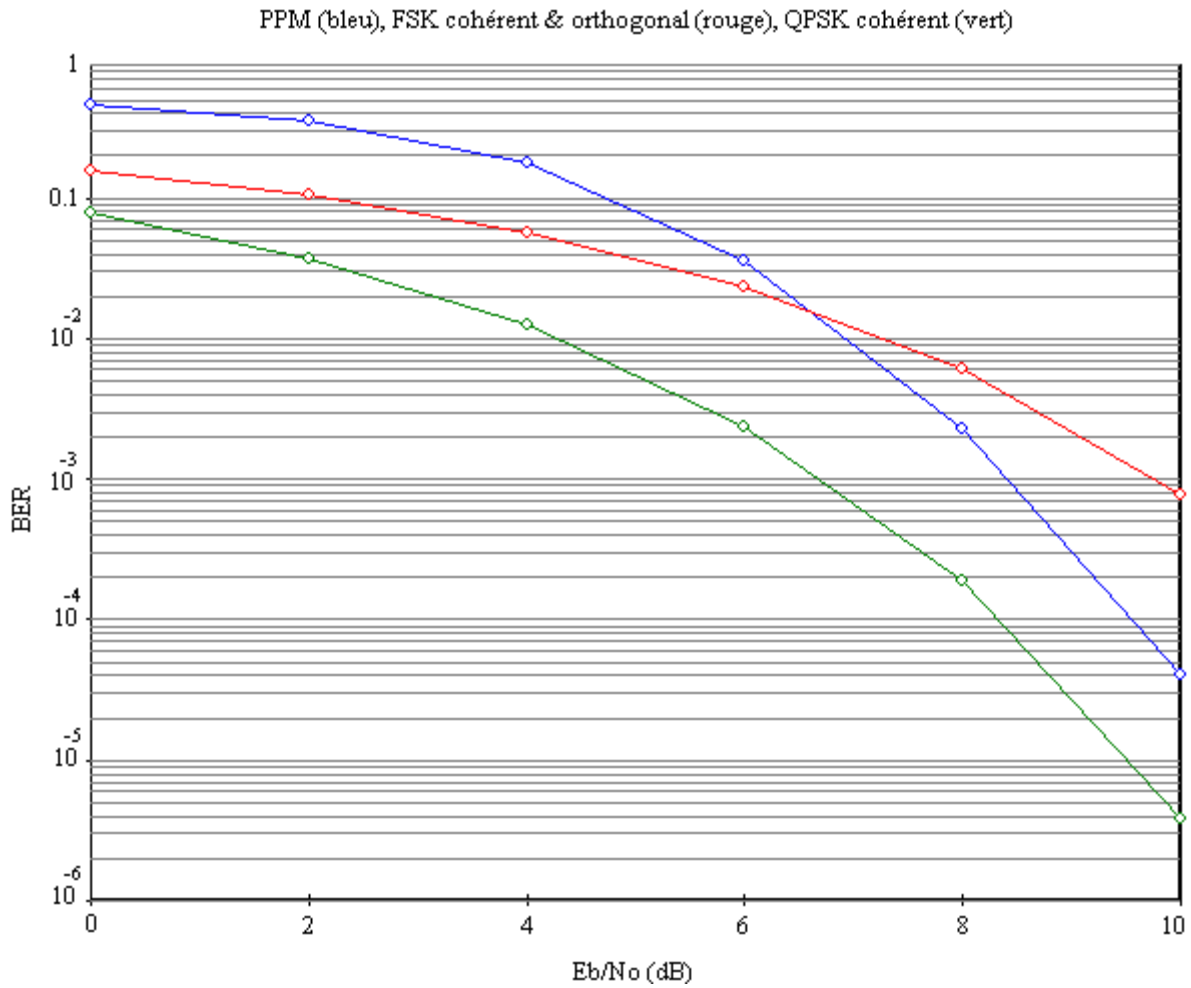


Figure III.30 : courbes de BER de la PPM, FSK, et QPSK, en comparaison

III.7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons réalisé un système de transmission où le récepteur est optimal. Nous avons apporté des modifications et des ajouts au système de transmission dans le but d'améliorer la transmission en utilisant un filtrage et un codage de canal de type convolutitionnel, Cela a donné de bons résultats, que nous avons obtenu à travers les tracés du BER de transmission.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Nous avons proposé à travers ce modeste travail, une réalisation d'un transmetteur-optimal basé sur la modulation PPM, afin d'obtenir une bonne qualité de réception du signal transmis. Ce récepteur peut être utile pour les implants cochléaires.

Dans ce mémoire, nous avons effectué une étude anatomique de l'oreille, en particulier de l'oreille interne. La perte auditive et ses degrés incité différentes solutions disponibles pour récupérer le son. Parmi ces solutions, nous trouvons le système d'implant cochléaire, qui est un système technologique à vocation d'un au système de communication sans fil.

Nous avons commencé par présenter les différentes stratégies de stimulation pour les implants cochléaires. Ensuite, nous avons mentionné de nouvelles techniques de stimulation, pour la bonne récupération du signal audio en utilisant des canaux virtuels, ainsi que la possibilité d'utiliser un système de transmission sans fil utilisant la modulation PPM.

Nous avons par la suite, proposé un système de télécommunication pour implant cochléaire où le récepteur est optimal vis-à-vis de la modulation PPM employée par l'émetteur associé, en utilisant le logiciel Systemevue.

Les résultats de simulation obtenus montrent la bonne réception du signal émis, malgré les atténuations et les bruits du canal de transmission.

Le système conçu peut être une meilleure solution pour les implants cochléaires, où les signaux de stimulation font l'objet d'une forte atténuation et de modification dû au canal de transmission.

Enfin, nous pouvons dire que notre objectif d'augmenter l'efficacité du système d'implant cochléaire est atteint en réalisant un récepteur optimal basé sur la modulation PPM. Dans l'espoir que le taux d'augmentation de la récupération du son soit plus important dans les futures études à travers de système encore meilleurs.

Annexe

Annexe

- Nucleus Implant Communicator Toolbox :

Le NMT est une bibliothèque logicielle propriétaire de fonctions MATLAB qui implémentent des algorithmes utilisés dans les systèmes Nucleus CI. Il a été conçu à l'origine pour atteindre plusieurs objectifs.

- Le script suivant montre les instructions Matlab utilisées pour élaborer le prétraitement du fichier enregistré :

```
clc;clear;     % extraction complète de la zone utile du fichier
I.wav et mise dans un fichier de données float
[y, fs, nbits] = wavread('C:\Users\Mohamed\Desktop\final
mémoire\I.wav');  % fs=32000Hz, nbits=16bits, (enregistrement sous
figure;                                                          %
format PCM, avec attributs : 32KHz, 16bits, mono)
sound(y,fs,nbits);
subplot(221); plot((1:length(y))/32,y)
xlabel('temps (ms)'); title('voyelle I');
duree = 1024;       % fenêtre de Haming limitée à 2^10=1024
échantillons %(durée de segment = 32ms),pour 2 périodes du pitch
minimal (pitch=62.5Hz)
e=y(22000:23023);     % 1024 échantillons de la zone utile
subplot(222); plot((1:length(e))/32,e); % segment mesuré choisi du
son
xlabel('temps (ms)'); title('un segment de la voyelle I');
e=e.*hamming(duree);
% sauvegarde du segment utile en mode ASCII (16 digits)
saveson_extrait.txte-ASCII-DOUBLE;
subplot(223); plot((1:length(e))/32,e); % segment utile fenêtré du
son
xlabel('temps (ms)');
title('segment fenêtré de la voyelle I');
```

Bibliographie

Bibliographie

[1] N. BATEL, « Conception et Réalisation d'un Implant Cochléaire pour Mal-entendants », thèse de doctorat d'état, soutenue à l'ENP d'Alger, 2007.

[2] C. BOURGEOIS, «Plateforme de réglage automatique et adaptatif d'implant cochléaire par algorithme évolutionnaire interactif», thèse présentée en Lersia, Université de Bourgogne.

[3] K. HSSAINE, «L'implantation Cochléaire », Thèse de doctorat en médecine, soutenue à université Cadi Ayyad de Marrakech, 2011.

[4] RA.Fearn « Music and Pitch Perception of Cochlear Implant Recipients » A thesis submitted in fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy at University of New South Wales, December 2001.

[5] T. Choi, Y.Hsuan Lee, « A Review of Stimulating Strategies for Cochlear Implants», Edited by Dr. CilaUmat, ISBN: 978-953-51-0582-4, InTech, April 2012.

[6] BS. WILSON, «Cochlear Implants», Proceeding of the VIII International Cochlear Implant Conférence held in Indianapolis, MIYAMOTO R.T., Ed., 2004.

[7] M. Vondrášek, P. Sovka, T. Tichý**,** «ACE Strategy with Virtual Channels», Radioengineering Journal, VOL. 17, NO. 4, December 2008.

[8] V. Goyal, B. Dhaliwal,«Analyzing Pulse Position Modulation Time Hopping UWB in IEEE UWB Channel», GESJ: Computer Science and Telecommunications, ISSN 1512-1232 No.2(46), 2015.

[10] System view, «The User's Guide to Advanced Dynamic System Analysis Software », Eagle Ware-Elanix Corporation, 2005.

[11] H.Madani, O.A.Maiga, «Analyse et mesure de l'influence d'une variété de catégorie de canaux UWB sur la communication UWB-PPM» Mémoire de Master en Système de Télécom, 2018.

[12] https://www.medel.com/

[13] http://www.cochlea.eu/rehabilitation/implants-cochleaires

[14] https://www.oreillemudry.ch/traitement-general-de-la-surdite/

[15] https://www.cisic.fr/implant

[16] https://www.electronicshub.org/modulation-and-different-types-of-modulation/# Applications of Pulse Position Modulation PPM