REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA



Faculté de **T**echnologie

Mémoire de fin d'études de Master

Filière : Génie électrique
Spécialité : Systèmes des télécommunications

Etude et simulation de la technique FBMC (Filter bank multi-carriers) pour un système de communication UWB

Présenté par :

Helal Fella

Boudekhani Sarah

Proposé et Dirigé par :

M. Essaid Billel

Promotion 2020


بسم الله الرحمن الرحيم

Remerciements

En premier lieu, nous tenons à remercier le Dieu tout puissant qui nous a donné la force et le courage d'aller jusqu'au bout de nos études.

Nos adressons notre remerciements les plus sincères à notre promoteur : Mr. Essaid Billel de nous avoir accordé sa confiance et permis de réaliser ce travail avec nous Merci également pour sa disponibilité, sa patience et sa bonne humeur constantes qui ont rendu ce travail très agréable et enrichissant, et ainsi que pour sa rigueur scientifique.

Nous remercions par ailleurs vivement les membres du jury de nous avoir fait l'honneur de juger notre travail.

Enfin nous tenons à exprimer, nos remerciements à toutes les personnes qui ont participé de prés ou de loin à la réalisation de ce travail.

Merci à tous et à toutes.

Dédicace

A ma Mère,
« Tu m'as donné la vie, la tendresse et le courage pour réussir. Tout ce que je peux t'offrir ne pourra exprimer l'amour et la reconnaissance que je te porte. En témoignage, je t'offre ce modeste travail pour te remercier pour tes sacrifices et pour l'affection dont tu m'as toujours entourée. »
A mon Père,
« L'épaule solide, l'œil attentif compréhensif et la personne la plus digne de mon estime et de mon respect. Aucune dédicace ne saurait exprimer mes sentiments, que Dieu te préserve et te procure santé et longue vie. »
A mon très cher frère Saleh Amine, mes aimables sœurs Zoubida, Iman et Nihel pour leurs soutiens infinis et leurs aides incessantes, à qui je souhaite un meilleur avenir.

A mon oncle Adel,

A Ma chère binôme Sarah : merci pour tous les agréables moments passés ensemble je vous souhaite de réussir dans votre vie

A mes chers amis(e) Amel et Mohamed, Qu'ils trouvent ici L'expression de toute ma reconnaissance

ET à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour que ce projet soit possible, sans oublier tous mes collègues de la promotion de télécommunication 2019/2020.
Je vous dis merci.

Fella

Dédicaces

Je remercie Allah de m'avoir donné le courage et la patience pour aller jusqu'au bout du parcours de nos études. Je dédie ce mémoire :

A mon cher père

En exprimant ma gratitude, mon profond d'amour et ma passion, pour sa confiance, son soutien moral et matériel.

A ma chère mère

En exprimant ma profonde gratitude et mon incontestable reconnaissance, pour tous les sacrifices pour me contenter, toute la confiance qu'elle m'a accordée et de tout l'amour dont elle m'entoure.

A mes chères sœurs F/Z et FELLA pour leur tendresses, complicité et leur présences.

A ma chères nièce LINA et NESRINE, mes plus grande source de bonheur, j'espère qu'elles auront une vie meilleure

A mon beau frère ISMAIL pour son précieux encouragement.

À toute ma famille maternelle et paternelle.

À mon fiancé MOHAMED et sa famille.

A mon très chère binôme FELLA source de l'amitié, Merci pour tous ces bons moments passés avec toi.

A toutes mes amies.

Enfin, à toutes les personnes qui me connaissent, je leur dédie ce travail en signe de reconnaissance et du respect sans oublier toute la promotion de télécommunication 2019/2020.

SARAH

ملخص

زراعة القوقعة الصناعية عبارة عن أداة مساعدة على السمع مزودة بجهاز إرسال وجهاز استقبال لتحفيز الإشارات من القوقعة ، حيث يتم زرع جهاز الاستقبال جراحيًا تحت الجلد. من الضروري استخدام طريقة نقل معقدة تقلل معدل الخطأ في (BER) لأنه مرتبط بالجهاز المستقبل المزروع تحت الجلد. إن تقنية البث متعدد الناقلات تعاني من عدة عيوب الأمر الذي يعيق استخدام هذه التقنية. يستخدم (FBMC) مخطط تعديل مختلف ومصفاة نموذجية للحفاظ على مزايا ال(OFDM) وتحسين نقاط ضعفه.

إن الهدف الرئيسي من هذه العملية هو تحقيق نظام اتصال للقوقعة الصناعية المزروعة وذلك باستخدام تقنية ال(filterbanc) متعدد الناقلات. ومن نتائج تنفيذ هذا النظام الآداة الجيد عن طريق قناة (AWGN).

الكلمات المفتاحية: زراعة القوقعة الصناعية، معدل الخطأ AWGN،FBMC، OFDM ، (BER).

Résumé

L'implant cochléaire est une prothèse auditive comportant un émetteur et un récepteur des signaux de stimulation de la cochlée, où le récepteur est implantéchirurgicalement sous la peau. Il est impératif d'utiliser un procédé sophistiqué de transmission minimisant le BER dû à la liaison transcutanée avec le récepteur implanté.
La technique de transmission multi porteuses OFDM souffre de plusieurs inconvénients qui empêchent son utilisation. La FBMC utilise un schéma de modulation différent et un filtre prototype pour conserver les avantages de l'OFDM et améliore ses points faibles.

Ce travail a pour principal objectif de réaliser un système de communication pour les implants cochléaires, en utilisant la technique Filter bank multi-carriers (FBMC).Les résultats de simulations du système réalisé en utilisantun canal AWGN, donne une bonne performance.

Mots clés : Implant cochléaire, BER, OFDM, FBMC, AWGN.

Abstract

The cochlear implant is a hearing aid with a transmitter and receiver of the stimulation signals of the cochlea, where the receptor is surgically implanted under the skin.

We have to use a sophisticated transmission process that minimizes BER due to the transcutaneous link to the implanted receiver. The OFDM multi-carrier transmission technique suffers from several disadvantages which prevent its use. The FBMC uses a different modulation scheme and a prototype filter to retain the benefits of the OFDM and improve its weak points.

The main objective of this work is to produce a communication system for cochlear implants using the Filter bank multi-carrier (FBMC) technique. The results of simulations of the system using an AWGN channel, gives a good performance.

Key words: Cochlear implant, BER, OFDM, FBMC, AWGN.

Table des matières ..... **I**
Liste des figures ..... **IV**
Liste des tableaux ..... **VI**
Liste des Acronymes et Abréviations ..... **VII**
Intoduction Générale 1
Chapitre I : Le traitement de la surdité par les implants cochléaires
I.1. Introduction 2
I.2. Le fonctionnement de l'audition 2
I.2.1. L'oreille externe 3
I.2.2. L'oreille moyenne 3
I.2.3. L'oreille interne 4
I.3. Les voies auditives centrales 6
I.4. Physiologie de l'audition 7
I.5.La surdité 10
I.5.1. La perte d'acuité auditive au surdité 10
I.5.2. Une baisse de l'audition plus ou moins grave 10
I.5.3. Les niveaux de bruit qui vous entourent 11
I.5.4. Les types de surdité et leurs causes 11
I.5.4.1. Les surdités de transmission et leurs causes 11
I.5.4.2. Les surdités de perception ou surdité neurosensorielle et leurs causes .. 11
I.6. L'audition avec implant cochléaire 12
I.7. Présentation de l'implant cochléaire 14
I.7.1. La partie externe 15
I.7.2. La partie interne 16
I.8. Les différents types d'implants cochléaires 16
I.8.1. Le nombre d'électrodes 17
I.8.2. La localisation anatomique des électrodes 17
I.8.3. La polarité des électrodes 18
I.9. Principe de fonctionnement d'implant cochléaire 18
I.10. Les différents modèles d'implants cochléaires 19
I.10.1. Cochlear (société australienne) 19
I.10.2. Advanced Bionics (société américaine) 20
I.10.3. Med-El (société autrichienne) 20
I.10.4. Neurelec (société française) 21
I.11. Traitement de signal de l'implant cochléaire 21
I.12. Stratégie de stimulation 23
I.12.1. Les stratégie utiles à canal fixe 23

I.12.1.1. Encodeur combiné avancé (ACE) (Kiefer et al,2001) 23
I.12.1.2. Echantillonnage continu entrelacé (CIS) (Wilson et al,1991) 24
I.12.2. Stratégie de stimulation à l'aide d'un canal virtuel 25
I.12.2.1. Technique de canal virtuel 25
I.12.2.2. HiRes 120 (Roch et al,2004) 26
I.12.3. Stratégie de stimulation hybride 27
I.13. Type de stimulation 28
I.14. Conclusion 29
Chapitre II : La technique FBMC
II.1. Introduction 30
II.2. Définition de FBMC 30
II.3. Bancs des filtres 30
II.3.1. Banc de filtre d'analyse 31
II.3.2. Banc de filtre de synthèse 31
II.4. Principe général de FBMC 31
II.5. Configuration transmultiplixeur du banc des filtres Multi-Porteurs 32
II.6. Chaine de transmission de la FBMC 34
II.6.1. Principe de la modulation 34
II.6.2. Principe de la démodulation 34
II.7. Les avantages et les inconvénients de la modulation FBMC 35
II.7.1. Les avantages 35
II.7.2. Les inconvénients 35
II.8. Types de FBMC 35
II.8.1. FMT/FBMC 35
II.8.2. CMT/FBMC 36
II.8.3. SMT/FBMC 37
II.9. FBMC/OQAM 38
II.10. Avantages et inconvénients de FBMC/OQAM 38
II.11. Filtre de Prototype 39
II.12. Le filtre PHYDYAS 40
II.13. La communication UWB 40
II.14. Un peu d'histoire sur l'UWB 41
II.15. Les avantages et les inconvénients de l'UWB 42
II.15.1. Les avantages 43
II.15.2. Les inconvénients 43
II.16. Les applications de l'UWB 43
II.16.1. Les systèmes d'imagerie radar 43

II.16.2. Les systèmes radars de véhicule 44
II.16.3. Les systèmes de communication..... 44
II.17. Conclusion 44
Chapitre III : Simulation et résultats
III.1. Introduction 45
III.2. Matlab..... 45
III.3. Simulink 45
III.4. Taux d'erreur binaire(TEB)..... 45
III.5. Le rapport signal à bruit (SNR)…..... 45
III.6. Description détaillé sur le programme de systéme FBMC..... 46
III.6.1. La chaine d'émission du systéme FBMC 48
III.6.2. Canal de transmission 53
III.6.3. La chaine de réception du systéme FBMC 55
III.6.4. Bloc de transformateur..... 57
III.7. Résultats de simulation pour les performances BER 60
III.8. Réalisation du filtre prototype PHYDYAS 61
III.9.Comparaison entre les filtre utilisés 62
III.9.1. Comparaison de BER de FBMC en variation de l'ordre du filtre K 62
III.9.2. Réponses Magnitude de filtre prototype de la FBMC 64
III.10.Variation de NFFT 65
III.11. Comparaison de réponses en amplitude de filtres prototypes entre FBMC et OFDM 66
III.12. Conclusion 67
Conclusion Générale..... 68

Figure I.1. Schéma de l'oreille 2
Figure I.2. Oreille externe 3
Figure I.3. Oreille moyenne 3
Figure I.4. Oreille interne 4
Figure I.5. Coupe à travers la cochlée 5
Figure I.6. Physiologie de l'audition 8
Figure I.7. Physiologie de l'audition (cochlée) 9
Figure I.8.Schéma principe de la voie aérienne 9
Figure I.9. Présentation et disposition générale de l'implant cochléaire 15
Figure I.10. Implant cochléaire (Cochlear) 20
Figure I.11. Implant cochléaire Advanced Bionics 20
Figure I.12. Implant cochléaire Med-El. 21
Figure I.13. Implant cochléaire Neurelec 21
Figure I.14. Les étapes de traitement signal 22
Figure I.15. Suite des étapes de traitement signal. 22
Figure I.16. **S**chéma fonctionnel de la stratégie de stimulation de l'ACE 24
Figure I.17. **S**chéma fonctionnel de la stratégie de stimulation du CIS. 25
Figure I.18. Une comparaison des spectres générés à l'aide de différentes stratégies de stimulation. a) échantillon du spectre d'origine; (b) un spectre généré à l'aide de canaux fixes; (c) Un spectre généré à l'aide de canaux virtuels 26
Figure I.19. Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation HiRes120. 27
Figure I.20. Organigramme de la stratégie de stimulation hybride 28
Figure I.21.Différentes stratégies sont utilisée au cours des années. 28
Figure II.1. Un exemple d'un banc de filtre.. 30
Figure II.2. Banque de filtre d'analyse.. 31
Figure II.3. Banque de filtre de synthése. 31
Figure II.4.Schéma fonctionnel du banc de filtre multi-Porteurs (FBMC). 32
Figure II.5. Configuration TMUX de la multi-porteuse du banc de filtres 33
Figure II.6. La modulation FBMC la partie d'émission 34
Figure II.7. La modulation FBMC au niveau de réception 34
Figure II.8. Schéma bloc d'un système FMT / FBMC en bande de base. 36
Figure II.9. Schéma bloc d'un système CMT / FBMC en bande de base 37
Figure II.10. Schéma bloc d'un système SMT / FBMC en bande de base. 37
Figure II.11. Structure générale du système FBMC/OQAM. 38

Figure III.1. La chaine de transmission sous simulink. 47
Figure III.2. La chaine d'émetteur d'un système FBMC sur simulink 48
Figure III.3. Paramètres du bloc Bernouli Binary Generator……..... 49
Figure III.4. Paramètres du bloc Delay 49
Figure III.5. Paramètres du bloc Buffer 50
Figure III.6. Paramètres du bloc Counter. 51
Figure III.7. Paramètres du bloc Unbuffer. 53
Figure III.8. Le canal de transmission d'un système FBMC sous simulink 53
Figure III.9. Paramètres du bloc Delay 54
Figure III.10. Paramètres du bloc AWGN 55
Figure III.11. Paramètres du bloc Delay 55
Figure III.12. La chaine de réception d'un système FBMC sur simulink 56
Figure III.13. Paramètres du bloc Buffer. 56
Figure III.14. Paramètres du bloc Unbuffer. 57
Figure III.15. Paramètres du bloc Delay 58
Figure III.16. Paramètres du bloc Error Rate Calculation 59
Figure III.17. Paramètres du bloc To workspace. 59
Figure III.18. Résultat de la simulation 60
Figure III.19. Le BER en fonction de SNR 61
Figure III.20. Réponse dans le domaine temporel du filtre PHYDYAS 62
Figure III.21. Réponse dans le domaine fréquentiel du filtre PHYDYAS. 62
Figure III.22. Comparaison du BER pour différent valeurs de K (FBMC) 63
Figure III.23. Réponses Magnitude de filtre prototype de la FBMC pour k=2, k=3, k=4 dans le domaine fréquentiel 64
Figure III.24. Comparaison du BER pour différent valeurs de nFFT (FBMC) 65
Figure III.25. Comparaison des réponses en amplitude des filtres prototypes de FBMC et OFDM 66

Tableau I.1: Caractéristiques de la stratégie de stimulation du système d'implant cochléaire incluant ACE, CIS, HiRes120 et hybride……..27
Tableau III.1: BER en fonction de SNR.……..63
Tableau III.2 : Comparaison du BER pour différent valeurs de K (FBMC)……66
Tableau III.3: Comparaison du BER pour différent valeurs de nFFT (FBMC)……...68

ACE: Advanced **C**ombinational **E**ncoder.

AFB: Analyze **F**ilter **B**ank.

AWGN: Add **W**hite **G**aussian **N**oise.

BER: Bit **E**rror **R**ate.

CCE: Cellules **C**iliées **E**xternes.

CCI: Cellules **C**iliées et **I**nternes.

CIS: Continuous **I**nterleaved **S**ampling.

CMT/FBMC: Co-sine modulated **M**ultitone based **FBMC**.

DSP: Densité **S**pectrale de puissance

FBMC: Filter **B**ank **M**ulti-**C**arrier.

FECSS: Four **E**lectrode **C**urrent **S**teering **S**chemes.

FFT: Fast **F**ourier **T**ransform.

FMT/FBMC: Filtred **M**ultitone based **FBMC**.

GPR: Gastrostomie **P**ercutanée **R**adiologique.

GSSI: Geophysical **S**urvey **S**ystems **I**nc.

ICI : Inter **C**arrier **I**nterference.

IDO : Internet **D**es **O**bjet.

IFFT : Inverse **F**ast **F**ourier **T**ransform.

IIR : Réponse **I**mpulsionnelle **I**nfinie.

IR: Impulse **R**adio.

ISI: Inter **S**ymbol **I**nterference.

MC: Multi-**C**arrier.

NFFT: Number **F**ast **F**ourier **T**ransform.

NFV: Network **F**unction **V**irtualization.

NPR: New multi-**P**ersonalized **R**ecommender.

OFDM: Orthogonal **F**requency-**D**ivision **M**ultiplexing.

OQAM : Offset **Q**uadrature **A**mplitude **M**odulation.

PAM : Pulse **A**mplitude **M**odulation.

PC : Préfixe **C**yclique.

PHYDAS: PHYsical layer for **D**ynamic **S**pectrum.

PR: Perfect **R**econstruction.

QAM: Quadrature **A**mplitude **M**odulation.

RIF: Réponse **I**mpulsionnelle **F**inie.

SDN: Software **D**efined **N**etworking.

SFB: Banc de **F**iltre de **S**ynthèse.

SMT/FBMC: Staggered modulated **M**ultitone **FBMC**.

SNR: Signal to **N**oise **R**atio.

S/P: Serial **T**o **P**arallel.

TEB : Taux d'erreur **B**inaire.

TMUX: Transmultiplexeur.

UWB: Ultra **W**ide **B**and.

ULB: Ultra **L**arge **B**ande.

4G : 4éme **G**énération.

5G : 5éme **G**énération.

Introduction Générale

Introduction générale

Depuis plusieurs années L'implant cochléaire a été développé et commercialisé avec un succès indéniable, Où il a changé la vie de milliers de personnes souffrant de surdité sévère.

L'implant cochléaire est composé de deux parties : une partie interne placée chirurgicalement et une partie externe appelée processeur vocal, Ces deux parties sont indépendantes mais indissociables et le système ne sera fonctionnel qu'après les premiers réglages de la partie externe.

Le principe du fonctionnement de l'implant consiste à capter un signal sonore et à le transmettre sous forme d'impulsions au nerf auditif par l'intermédiaire des électrodes, suite à une stimulation électrique suivant la stratégie de codage.

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 d'améliorer la technique de transmission utilisée afin de retrouver la bonne qualité du son.

Une meilleure efficacité spectrale peut être obtenue par l'utilisation de la modulation multi- porteuse à base des bancs de filtres FBMC, grâce à l'implémentation d'un filtre prototype bien localisé dans l'espace-temps/fréquence et aussi grâce à l'absence du préfixe cyclique trouvé dans la modulation OFDM.

Dans notre étude, on s'intéresse aux implants cochléaires, et plus précisément à la technique de modulation FBMC. De ce fait, notre travail est réparti de la façon suivante :

Dans le premier chapitre, on parlera sur l'audition en général, du fonctionnement de l'oreille, et aussi de la surdité et son réhabilitation a l'aide de l'implant cochléaire.

Après, le deuxième chapitre, sera consacré pour la technique FBMC et son principe de fonctionnement et ses avantages et inconvénient.

Ensuite, Le troisième chapitre est consacré à la simulation de la modulation FBMC en utilisant un canal de transmission AWGN en traçant le BER en fonction du SNR, les différents résultats ont été simulés en employant le logiciel MATLAB.

Enfin, nous allons clôturer ce mémoire avec une conclusion générale.

Chapitre I:
Traitement de la surdité par les implants cochléaires

I.1.Introduction

Les implants cochléaires et ceux du tronc cérébral sont destinés à traiter des surdités de perception bilatérales. Ce sont des dispositifs de réhabilitation auditive destinés à permettre la restauration ou le développement de la communication orale.

Dans ce chapitre, nous présentons le système auditif humain ainsi le traitement de la surdité par les implants cochléaires, où nous donnant leurs principes de fonctionnement et les stratégies de stimulations utilisées par ces dispositifs.

I.2.Le fonctionnement de l'audition[1]

Le système auditif périphérique se constitue de l'oreille externe, de l'oreille moyenne et de l'oreille interne. L'audition est assurée par le récepteur auditif, associée aux voies nerveuses (afférentes et efférentes), qui le relient au système auditif central.

Deux transductions se réalisent au niveau de l'oreille externe (transduction acoustico-mécanique) et de l'oreille interne (transduction mécano-sensorielle). L'oreille moyenne, quant à elle, adapte l'impédance entre le milieu aérien et liquidien.

L'ensemble permettant la transmission des ondes sonores en potentiels électriques.

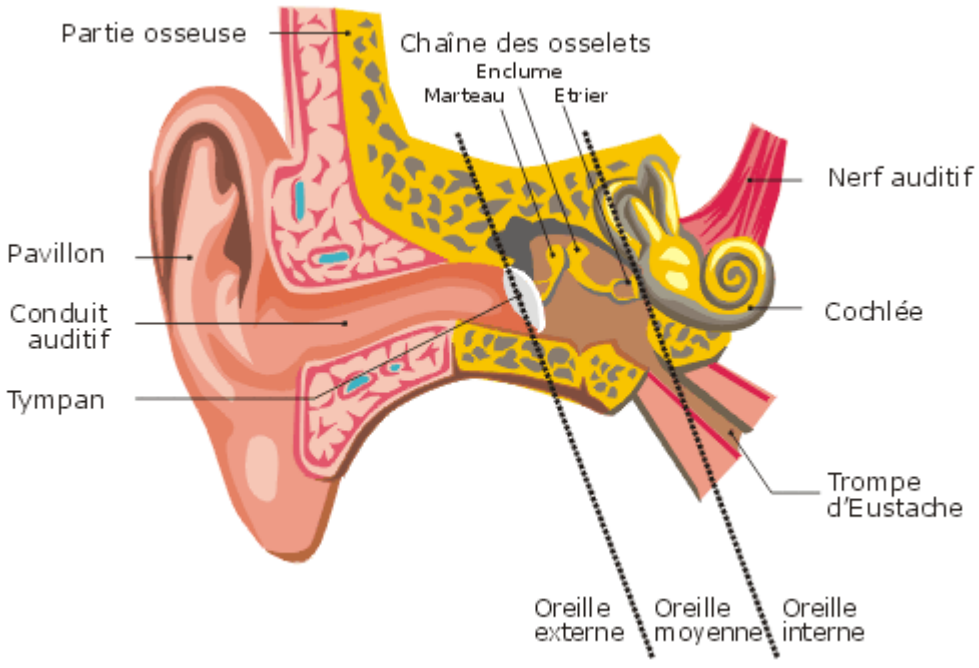


Figure I.1: Schéma de l'oreille **[2]**

I.2.1.L'oreille externe [3]

L'oreille externe se comporte comme une antenne acoustique : le pavillon (associé au volume crânien) diffracte les ondes, le conduit auditif externe et la conque jouent un rôle de résonateur.

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

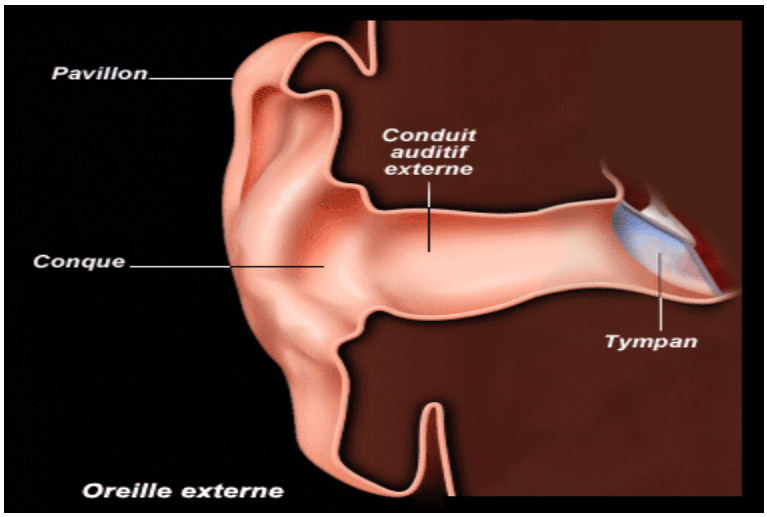


Figure I.2: Oreille externe

I.2.2.Oreille moyenne [3]

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 chaine 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.

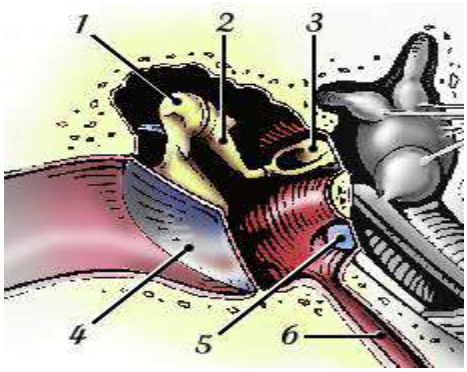


Figure I.3: Oreille moyenne

Le tympan (4), vestige branchial, sépare le conduit auditif externe de la cavité de l'oreille moyenne qui est en relation avec la cavité buccale par la trompe d'Eustache (6). La fenêtre ovale, sur laquelle s'applique la platine de l'étrier (3), et la fenêtre ronde (5)

séparent oreille moyenne et oreille interne. La chaîne ossiculaire comprend le marteau (1), l'enclume (2) et l'étrier (3) : elle relie le tympan à la fenêtre ovale. Le rapport des surfaces (>20/1) permet une amplification qui assure le transfert des pressions acoustiques entre le milieu aérien et le milieu liquidien de l'oreille interne. L'oreille moyenne peut ainsi être considérée comme un adaptateur d'impédance sans lequel une très grande partie de l'énergie acoustique serait perdue.

I.2.3.Oreille interne [4]

L'oreille interne présente une structure anatomique très complexe. Appelée aussi labyrinthe, elle est située dans le rocher et se compose de plusieurs parties principales : la cochlée, le vestibule avec l'utricule et le saccule, les trois canaux semi-circulaires, les deux aqueducs et le nerf auditif, composé du nerf cochléaire et des deux nerfs vestibulaires.

L'oreille interne communique avec l'intérieur du crâne par le conduit auditif interne, elle est constituée de deux parties structurelles : une partie osseuse "dure" de protection, appelée le labyrinthe osseux et une partie "molle", sensorielle, appelée le labyrinthe membraneux. Le labyrinthe osseux, ou capsule otique, constitue une coque d'os compact autour du labyrinthe membraneux duquel il est séparé par des espaces dits périlymphatiques contenant un liquide appelé la périlymphe. Le labyrinthe membraneux est l'ensemble des cavités à paroi conjonctivo-épithéliale qui supporte les éléments sensoriels de l'oreille interne, remplis eux d'un autre liquide appelé l'endolymphe. Toutes les structures de l'oreille interne ont ainsi une partie osseuse et une partie membraneuse. Cette différenciation n'est pas faite dans leur description spécifique.

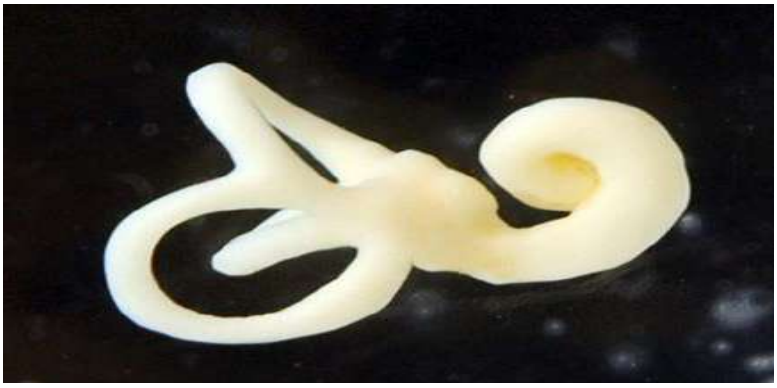


Figure I.4: Oreille interne.

- **La cochlée**

Aussi communément appelée le limaçon, est l'organe de l'audition. Elle constitue le labyrinthe antérieur. Elle a la forme d'une coquille d'escargot et possède deux spires et demie. Le noyau central de la cochlée s'appelle le modiolus. L'intérieur de la spire est un tuyau se divisant en trois tubes : le canal cochléaire qui contient l'organe de Corti et de l'endolymphe, la rampe vestibulaire en dessus et la rampe tympanique au-dessous. Ces deux rampes contiennent de la périlymphe. Une lame osseuse, la lame spirale, sépare une grande partie de ces deux rampes au milieu du tuyau. La rampe vestibulaire est séparée du canal cochléaire par la membrane de Reissner. L'organe de Corti a une structure cellulaire très complexe. Il repose sur la membrane basilaire et contient les structures sensorielles de l'audition : les cellules ciliées externes et internes. Les cellules ciliées externes– environ 12 000 – forment trois rangées et les cellules ciliées internes – environ 3 500 – une seule rangée. Elles possèdent des structures fileuses à leur surface, les stéréocils. Ces cellules sont entourées par différents types de cellules de soutien.

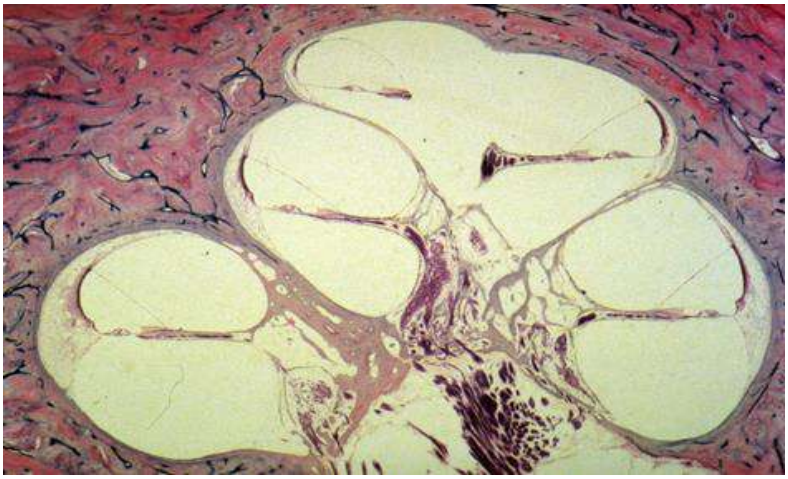


Figure I.5: Coupe à travers la cochlée

- **Le vestibule**

Est la partie médiane de l'organe de l'équilibre. C'est la partie centrale du labyrinthe, intercalée entre le conduit auditif interne et la caisse du tympan. Il relie les trois canaux semi-circulaires à la cochlée. Il se compose notamment de l'utricule et du saccule d'où partent deux canaux qui se réunissent pour former le canal endolymphatique qui chemine dans l'aqueduc du vestibule. Le canal endolymphatique se termine en cul-de-sac appelé le sac endolymphatique. L'utricule et le saccule contiennent des structures sensorielles dans des zones appelées macules. Les macules sont situées dans deux plans perpendiculaires l'un à l'autre. Quatre mille cellules ciliées vestibulaires sont contenues

dans ces macules. Les stéréocils de ces cellules sont plantés dans une substance gélatineuse, la membrane otolithique, sur laquelle repose des petits cristaux, les otolithes ou otoconies.

- **Les canaux semi-circulaires**

Sont au nombre de trois. Ils constituent des tubes creux en forme de boucle incomplète dans les trois plans de l'espace. Ils sont ouverts dans le vestibule par leurs deux extrémités, dont une est dilatée pour contenir la structure sensorielle de l'équilibre, appelée ampoule. Ils portent le nom de canal latéral, canal supérieur et canal postérieur. Le canal semi-circulaire supérieur peut faire saillie dans le crâne et le canal semi-circulaire latéral est parallèle au deuxième segment du nerf facial. Les canaux supérieur et postérieur ont une courte partie commune, le canal commun. Il existe de nombreuses variations individuelles. Les ampoules des canaux semi-circulaires contiennent environ 23 000 cellules ciliées vestibulaires. Les stéréocils de ces cellules se plantent dans une masse gélatineuse, la cupule, qui flotte à leur surface dans l'endolymphe.

L'oreille interne contient donc deux sortes de liquides qui se différencient par leur composition chimique :

- La périlymphe qui schématiquement entoure les enveloppes des structures sensitives dans l'espace dit périlymphatique et l'endolymphe contenue autour et à l'intérieur de ces structures dans l'espace dit endolymphatique. L'espace endolymphatique communique avec la base du crâne par l'aqueduc du vestibule. Il contient le canal endolymphatique et se termine au niveau du sac endolymphatique. La rampe tympanique communique aussi avec la base du crâne par l'aqueduc cochléaire qui contient lui de la périlymphe.
- Le conduit auditif interne est localisé en profondeur des canaux semi-circulaires et contient le nerf facial et le nerf auditif séparés en quatre branches : le premier segment du nerf facial, le nerf cochléaire et les deux nerfs vestibulaires inférieur et supérieur. Les trois derniers forment le nerf auditif.

I.3.Les voies auditives centrales[5]

Une fois sorti de l'oreille interne, le nerf auditif, appelé aussi nerf cochléo-vestibulaire ou nerf VIII, va rejoindre le cerveau au niveau du tronc cérébral pour composer les voies auditives centrales. Leur anatomie est très complexe. Pour simplifier, les informations auditives contenues dans le nerf sont traitées tout au long de leur parcours

en passant par plusieurs étages de relais pour atteindre finalement l'aire auditive ou cortex auditif primaire, région du cerveau qui s'occupe de l'audition. Les quatre premiers étages, situés dans le tronc cérébral, sont :

- Le noyau cochléaire, relais obligatoire composé de trois parties. Une grande partie des fibres de ce dernier va se croiser et passer dans le complexe olivaire supérieur situé de l'autre côté.
- Le complexe olivaire supérieur, composé de plusieurs petits noyaux, va recevoir des informations en provenance des deux oreilles.
- Le noyau du lemnisque latéral est surtout un relais de passage.
- Le collicule inférieur est au niveau du cervelet. C'est le relais principal du traitement des informations auditives divisé en trois parties.

Les informations auditives arrivent ensuite dans le cerveau au niveau du thalamus auditif ou corps genouillé médian pour atteindre finalement l'aire auditive située dans un sillon du lobe temporal du cerveau. Ces relais ont donc des fibres qui entrent appelées fibres afférentes et des fibres qui sortent appelées fibres efférentes. Il faut savoir que la plupart de ces voies auditives qui relient les différents étages sont bidirectionnelles. Les relais se composent de cellules nerveuses de différents types avec des fonctions propres. Selon les fréquences et les intensités du son, ces cellules nerveuses vont réagir différemment. Il serait trop long de détailler ici tous ces éléments.

I.4.Physiologie de l'audition[6]

Le son va stimuler l'oreille de deux manières :

- Par voie ou conduction aérienne en transitant par les trois parties de l'oreille,
- Par voie ou conduction osseuse en stimulant directement l'oreille interne par "vibration" des structures osseuses qui l'entourent.



Figure I.6: Physiologie de l'audition

La conduction aérienne est la plus performante et la plus utilisée dans une oreille normale. D'abord d'aspect ondulatoire, le son est capté par le pavillon et focalisé dans le conduit auditif externe puis amené à travers le conduit auditif externe au tympan pour le faire vibrer. Lorsqu'il atteint le tympan, le son est transformé en énergie mécanique. Il est ensuite partiellement amplifié par les osselets et transmis dans l'oreille interne par le mouvement de piston de l'étrier qui va mettre à son tour en mouvement la périlymphe contenue dans la rampe vestibulaire. Comme la périlymphe est incompressible, le système a besoin d'une "soupape" à l'autre extrémité. C'est le jeu des fenêtres : l'étrier appuie sur la fenêtre ovale à l'entrée de la rampe vestibulaire, le mouvement du liquide remonte cette rampe jusqu'au sommet de la cochlée puis redescend par la rampe tympanique, mettant finalement en mouvement la fenêtre ronde qui se situe à l'autre extrémité du système. Le mouvement de la périlymphe va lui-même mettre en mouvement par "vague de compression" l'endolymphe contenue dans le canal cochléaire en appuyant sur la paroi supérieure du canal, la membrane de Reissner. Cette membrane étant souple, son mouvement va stimuler à son tour les stéréocils des cellules ciliées externes (CCE) et internes (CCI) de l'organe de Corti et les mettre aussi en mouvement. Les cellules ciliées externes vont servir d'amplificateur cochléaire et les cellules cillées internes d'analyseur de fréquence. Chaque fréquence sonore va donc stimuler la cochlée à un certain niveau dans les spires de celle-ci. Les basses fréquences sont captées par le sommet de la cochlée, l'apex, et les hautes fréquences par la base de la cochlée. Le mouvement des stéréocils induit une contraction et une réaction biologique dans les cellules ciliées avec dépolarisation par modification des ions contenus dans les cellules et le canal cochléaire,

ce qui provoque une réaction électro-physiologique au niveau des filaments nerveux du nerf auditif placés à la base des cellules ciliées.

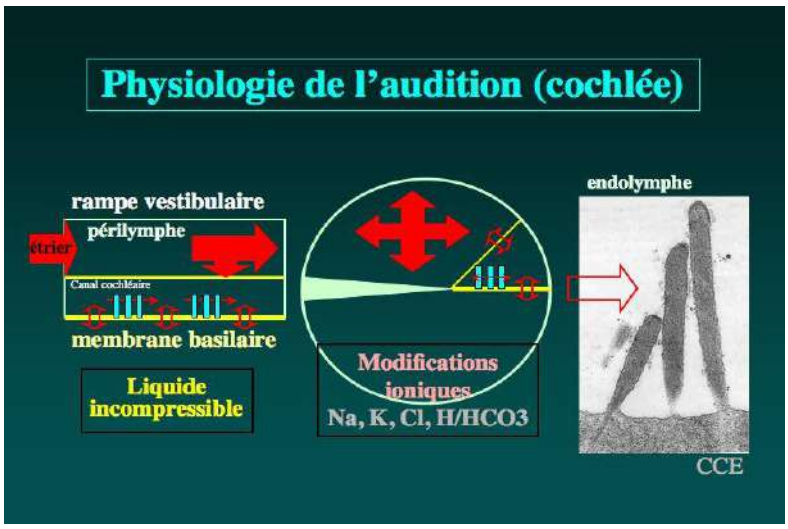


Figure I.7: Physiologie de l'audition (cochlée)

Le son est ainsi transformé en énergie électrique pour être finalement envoyé au cerveau et interprété. C'est un mécanisme délicat et très complexe de transformation d'énergie.

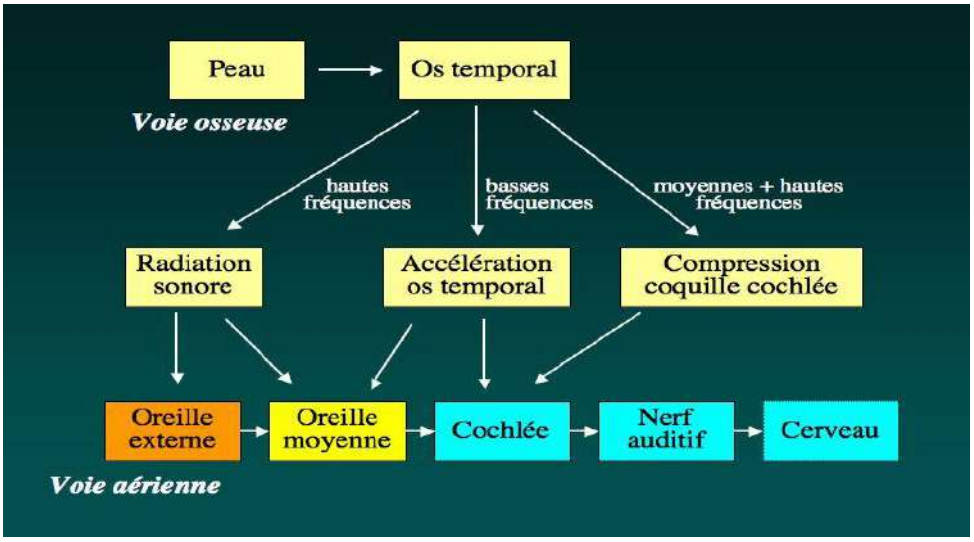


Figure I.8: Schéma principe de la voie aérienne

On parle de surdité lorsque ce mécanisme est perturbé. Différentes sortes de surdité sont possibles, ceci en fonction de la partie de l'oreille touchée. On différencie ainsi la surdité de transmission qui concerne le système qui transmet le son, c'est-à-dire l'oreille externe et l'oreille moyenne et la surdité de perception qui concerne la partie qui va réceptionner le son et l'envoyer au cerveau, c'est-à-dire l'oreille interne et les voies

nerveuses auditives. On parle encore de surdité mixte lorsque les deux systèmes sont touchés en même temps.

I.5.La surdité[7]

La surdité ou perte de l'acuité auditive est la diminution de la capacité à percevoir les sons. On différencie deux types de surdité (la surdité de transmission et la surdité de perception). La presbyacousie est la baisse de l'audition due au vieillissement.

I.5.1. La perte d'acuité auditive à la surdité

La perte d'acuité auditive, appelée surdité ou hypoacousie, est la diminution de la capacité à percevoir les sons (diminution de l'ouïe). On parle aussi de baisse de l'audition. En l'absence de prise en charge, elle peut être gênante dans la vie de tous les jours.

Chez l'enfant, une surdité qui n'est pas détectée très tôt à un impact sur le développement du langage.

Chez l'adulte et la personne âgée, la baisse de l'audition conduit peu à peu à l'isolement et à la perte des stimulations essentielles pour préserver les facultés intellectuelles.

La perte d'acuité auditive peut être temporaire ou irréversible. Elle survient brutalement ou progressivement et atteint une oreille ou les deux. Elle est isolée ou s'accompagne d'autres signes : écoulement de l'oreille, vertiges, acouphènes, fièvre...

I.5.2. Une baisse de l'audition plus ou moins grave

Le niveau global de surdité est calculé sur l'oreille qui entend le mieux. La surdité est calculée en décibels de perte auditive. Ainsi on définit :

- **Surdité légère :** de 20 à 39 décibels de perte auditive. La personne fait répéter son interlocuteur dès la perte de 30 décibels, sur les sons aigus ;
- **Surdité moyenne** : de 40 à 69 décibels de perte auditive. Le niveau de 40 décibels est le premier niveau majeur de handicap. En effet, la personne ne comprend que si son interlocuteur élève la voix ;
- **Surdité sévère :** de 70 à 89 décibels de perte auditive ;
- **Surdité profonde :** de plus de 90 décibels de perte auditive. La personne n'entend plus du tout la parole.

I.5.3. Les niveaux de bruit qui vous entourent

Un son est caractérisé par sa fréquence (grave-aiguë), exprimée en Hertz (Hz), et par son intensité, mesurée en décibels (dB).

- 30 décibels : lieux calmes.
- 40 à 60 décibels : conversation.
- 70 à 80 décibels : volume sonore d'une rue bruyante, d'une brasserie.
- 85 décibels : seuil de danger pour l'oreille.
- 100 décibels : bruit du marteau piqueur ou d'un baladeur à volume maximum.
- 105 à 120 décibels : sirène d'ambulance, concert ou discothèque.
- 120 à 130 décibels : réacteur d'avion, seuil de douleur.

I.5.4. Les types de surdité et leurs causes

Il existe deux types de surdité : la surdité de transmission et la surdité de perception.

I.5.4.1. Les surdités de transmission et leurs causes

La surdité provient d'un problème de transmission du signal sonore dans l'oreille externe (partie apparente de l'oreille) ou moyenne (partie située entre l'oreille externe et interne).

Les principales causes de la surdité sont :

- Une mal formation congénitale de l'oreille ;
- Un blocage mécanique : présence de liquide derrière le tympan (suite à des otites à répétition ou à une otite séreuse chronique), obstruction du conduit auditif externe par un bouchon de cérumen ou un corps étranger... ;
- Des séquelles d'un traumatisme de l'oreille moyenne ;
- Une dégénérescence des osselets de l'oreille moyenne (otospongiose).

I.5.4.2. Les surdités de perception ou surdité Neurosensorielle et leurs causes

Les surdités de perception sont des anomalies de la transformation du signal sonore en influx nerveux et de « l'interprétation » de ce signal par le cerveau.

Elles sont liées à des maladies de l'oreille interne, très fragile. Les causes sont alors :

- Une surdité génétique diagnostiquée au cours du dépistage néonatal ;
- La maladie de Manière, due à une augmentation de la pression dans le labyrinthe, d'origine inconnue. Elle est à l'origine de crises de vertiges intenses et rotatoires, qui durent d'une vingtaine de minutes à quelques heures. Ces crises s'accompagnent de nausées et de vomissements importants, d'acouphènes et d'une perte d'acuité auditive. La maladie évolue vers des lésions chroniques du labyrinthe responsable de vertiges chroniques, de troubles de l'équilibre permanents et d'une surdité progressive ;
- Certains médicaments toxiques pour l'oreille interne (certains antibiotiques par exemple) ;
- Une exposition aux bruits intenses ;
- Un traumatisme de l'oreille interne (traumatisme direct ou traumatisme barométrique lors d'une plongée par exemple) ;
- Une cause vasculaire ou virale avec surdité unilatérale de survenue brutale, ;
- Une infection de l'oreille interne par propagation d'une otite ou survenant lors des oreillons ou d'une méningite par exemple ;
- Parfois à une atteinte du nerf auditif : par exemple présence d'un neurinome de l'acoustique (tumeur bénigne) sur le nerf auditif. La surdité unilatérale est associée à une paralysie faciale ;
- Rarement à une atteinte des voies auditives du cerveau.

1.6. L'audition avec implant cochléaire[8]

Dans le cas d'une implantation cochléaire, la sensation auditive résulte donc d'une stimulation directe du nerf auditif par les électrodes qui remplacent la cochlée défectueuse. Il faut préciser également que la stimulation électrique produite par les électrodes implantées dans la cochlée n'est pas aussi complète que celle produite par une cochlée normale.

Après la période des premiers réglages, le sujet peut percevoir toutes les fréquences de 125 Hz à 8000 Hz entre 30 et 40 dB environ. De plus, les fréquences aiguës peuvent être exploitées alors que cela est rarement possible avec des prothèses conventionnelles pour un sourd profond.

L'implant cochléaire apporte davantage de bénéfices à l'enfant sourd profond dans le domaine de la perception et de la production de la parole que les prothèses auditives conventionnelles. Cependant, la stimulation électrique supprime la fonction analytique tonotopique de la cochlée ce qui rend la sensation auditive très différente.

La détection de sons à seuil confortable, l'amélioration de l'identification de sons de la parole, l'amélioration de la perception de la parole, la lecture labiale, l'augmentation du répertoire phonologique et du vocabulaire, le développement de la communication orale sont les principaux bénéfices attendus de l'implant.

Il permet l'accès au monde sonore familier et des interactions plus fréquentes et plus stimulantes avec l'environnement de la personne qui en bénéficie. Les interactions sont également facilitées car les informations que fournit l'implant complètent la lecture labiale et facilitent la réception du langage parlé.

Les informations auditives sont traitées sur des bandes fréquentielles allant de125 à 8000 Hz et les intensités peuvent varier de 30 à 70 dB. De ce fait, l'implant améliore considérablement l'intelligibilité de la parole et donc de l'accès au langage oral.

L'implant cochléaire améliore également la qualité de la voix et de la parole : lesystème phonologique s'installe plus rapidement et est plus précis que chez les sourds profonds appareillés, la parole de l'enfant devient plus intelligible, l'intonation est plus variée.

L'implant permet des effets bénéfiques non seulement sur la compréhension mais aussi sur l'expression, en effet, les enfants implantés ont un langage en expression qui évolue plus rapidement que les enfants non implantés. De plus, les enfants sourds implantés accèdent à une audition fonctionnelle qui leur permet de comprendre des mots et des phrases sans aide visuelle ni contextuelle.

En règle générale, les enfants sourds ont des difficultés dans l'organisation spatiotemporelle, attribuées à un défaut de structuration des éléments perceptifs.

Mais la perception des bruits permise par l'implant influencerait l'organisation perceptive de l'espace, et donc la capacité de penser.

En 2003, Virole a également démontré que les enfants implantés sembleraient présenter une amélioration de l'adaptation socio-affective générale au fil du temps et des résultats de profils socio-affectifs comparables à ceux d'enfants entendant.

Enfin, l'implantation cochléaire permet de mettre en évidence et de prendre en compte plus précocement des troubles associés à la surdité (dysphasie, troubles comportementaux, troubles d'apprentissage, etc.) que chez des enfants sourds appareillés.

D'autres facteurs entrent en compte dans la perturbation des capacités de perception auditive avec implant, ils sont en rapport avec l'âge d'implantation, la durée de port quotidien, l'ambiance sonore, la rapidité du débit, etc.

En effet, avant l'implantation, la perception auditive a été quasiment nulle pendant une période plus ou moins longue, la réactivation des voies centrales dépend de la durée de cette période.

L'enfant implanté reste sourd et dépendant d'un appareil avec des repères qui se modifient au cours des réglages. De plus, certaines situations de la vie quotidienne nécessitent l'arrêt du port de l'implant (durant le sommeil, le bain du bébé, les activités sportives, etc.) ce qui crée des lacunes dans le continuum auditif de l'enfant. Les habiletés auditives de l'enfant dépendent d'un appareillage au fonctionnement parfois instable.

On sait également que l'environnement sonore dans lequel se trouve l'enfant implanté a un impact sur la réception du message sonore, de ce fait, dans un environnement bruyant, le décodage d'informations nouvelles ainsi que la reconnaissance de messages connus seront altérés.

Le niveau d'intensité de la parole ainsi que la rapidité du débit sont également des éléments qui entrent en jeu dans la qualité de la perception du message acoustique par l'enfant sourd implanté cochléaire.

Tous ces éléments mettent en évidence l'importance de l'intérêt à porter au développement de la communication et plus précisément du langage oral chez le jeune enfant sourd implanté.

I.7.Présentation de l'implant cochléaire[8]

L'implant cochléaire est un dispositif électronique assurant la transduction de l'énergie sonore en un signal électrique codé transmis directement aux ganglions spiraux, court-circuitant ainsi les cellules cochléaires absentes ou non fonctionnelles.

Ce message est ensuite véhiculé, par les voies auditives, jusqu'au cortex auditif, restaurant ainsi une sensation sonore. Le cerveau devra alors apprendre ou réapprendre à

décoder ce nouveau message qui est très appauvri comparativement à celui transmis par un appareil auditif normal. La vitesse d'apprentissage de ce nouveau code auditif sera fonction de nombreux paramètres, parmi lesquels, la qualité de la lecture labiale, l'entourage familial, la maîtrise antérieure de plusieurs langues vivantes et la motivation du patient.

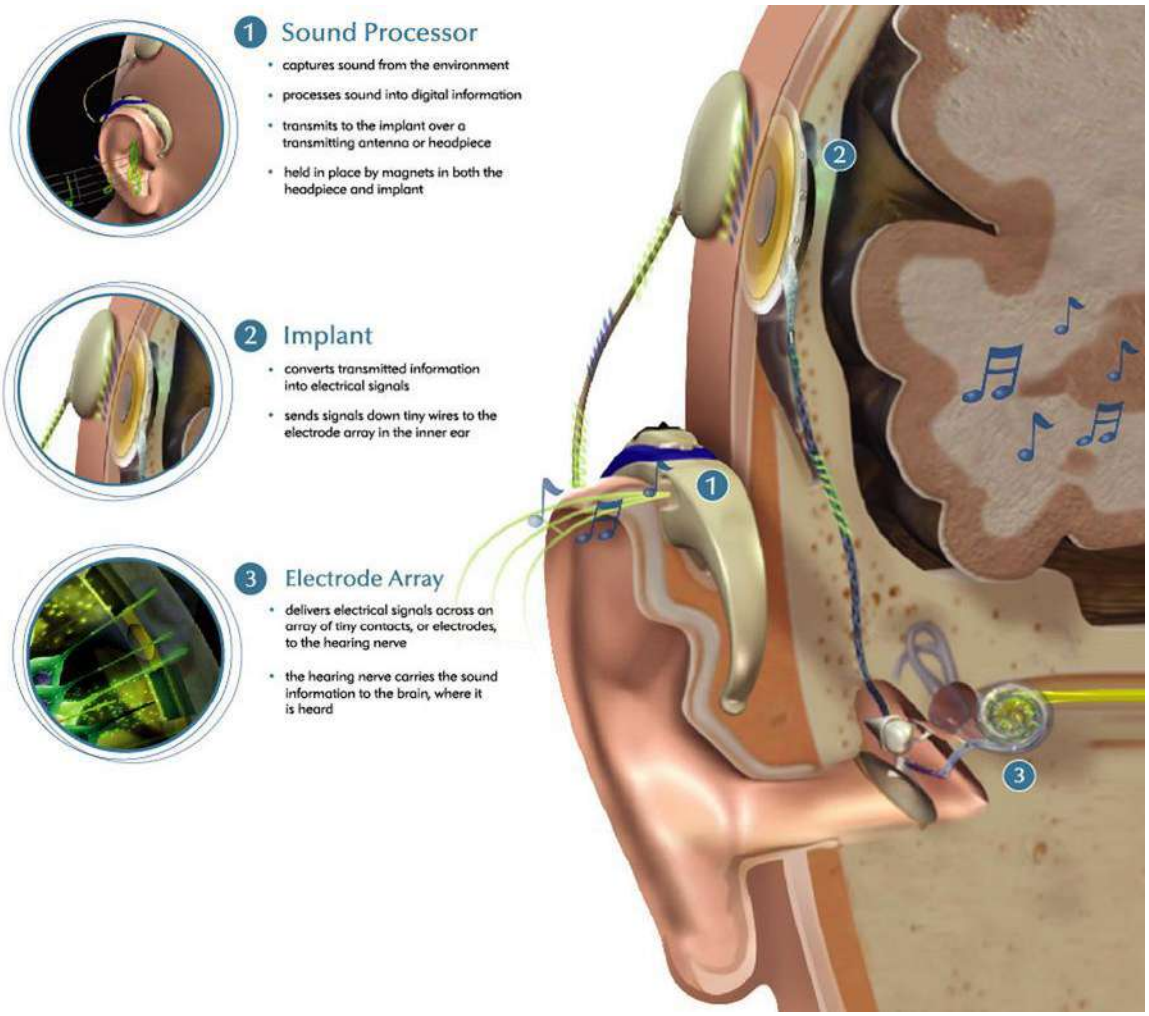


Figure I.9: Présentation et disposition générale de l'implant cochléaire.

I.7.1. La partie externe :

Elle comprend :

- Un petit microphone placé derrière l'oreille qui recueille les sons;
- Un processeur vocal, qui réalise le codage en impulsions électriques, il comporte aussi les batteries ou piles apportant l'énergie au système ; Une antenne, reliée au processeur vocal par des fils, maintenue en place en regard de l'implant au niveau

de la mastoïde grâce à un aimant, et qui permet le passage transcutané des informations vers celui-ci.

I.7.2. La partie interne :

Elle comprend :

- L'implant proprement dit, placé chirurgicalement, avec le récepteur/stimulateur logé dans la mastoïde, en regard duquel est placé l'antenne ;
- Le faisceau d'électrodes introduit dans la cochlée et qui prolonge le récepteur. Les électrodes sont insérées dans la rampe tympanique de la cochlée, l'extrémité distale étant habituellement située à une profondeur de 20 à 25 mm.

Chacune des électrodes constitutives est formée d'un circuit soigneusement isolé pour éviter tout passage de courant continu, une telle contamination risquant d'avoir des effets nuisibles aussi bien sur les tissus cochléaires avoisinants que sur l'électrode elle-même(Corrosion).

Les matériaux utilisés pour l'implantation cochléaire sont caractérisés par leur biocompatibilité. C'est-à-dire par leur capacité à s'intégrer à l'organisme, les réactions à un corps étranger étant réduites au minimum.

I.8. Principe de fonctionnement d'implant cochléaire[9]

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

1. Les sons sont captés par le microphone de l'audio processeur.
2. L'audio processeur analyse et code les sons en séquences spécifiques d'impulsions électriques.
3. Ces impulsions sont envoyées vers l'antenne et transmises à travers la peau vers l'implant.
4. L'implant envoie les impulsions aux électrodes dans la cochlée.
5. Le nerf auditif achemine les signaux électriques vers les centres auditifs du cerveau qui les interprète comme des sons.

I.9. Les différents types d'implants cochléaires[8]

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

I.9.1. Le nombre d'électrodes

- **Monocanalaire :**

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.

- **Multicanalaire :**

Il peut utiliser de 4 à 32 électrodes, réparties sur un présentoir en un agencement 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 multi canal soient supérieures à celles d'un monocanal.

I.9.2. La localisation anatomique des électrodes

- **L'implant extracochléaire :**

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 ronde. 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, plus fine et d'épaisseur beaucoup plus constante d'un individu à l'autre. Etant plus

éloignée des fibres du nerf auditif, cette électrode devra utiliser des niveaux de courant plus élevées.

- **L'implant intracochléaire :**

Dans la majorité des cas, là où les électrodes sont introduites dans la rampe tympanique au travers de la fenêtre ronde, à une profondeur oscillant entre 20 et 25mm. Cette pénétration présente évidemment deux avantages : la proximité des fibres nerveuses, donc la faiblesse des seuils de puissance électrique requis, 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.9.3. La polarité des électrodes

- **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.

- **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 qui est beaucoup plus sélective. Aussi l'emploie-ton idéalement pour les multi-canalaires. Actuellement pour le choix d'un implant intra-cochléaire multi-électrodes qui permet de meilleurs résultats potentiels.

I.10. Les différents modèles d'implants cochléaires[8]

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 mono syllabiques, 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 16électrodes. 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. Aujourd'hui, il existe dans le monde 4 fabricants d'implants cochléaires listés par ordre décroissant du nombre total d'implants posés.

I.10.1. Cochlear (société australienne)

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 boitier de pile déporté.

Le système Nucleus 22 et Nucleus 24 (processeurs boitier 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 permettra aux porteurs de ces implants de bénéficier des progrès techniques lorsqu'ils devront remplacer leur processeur.

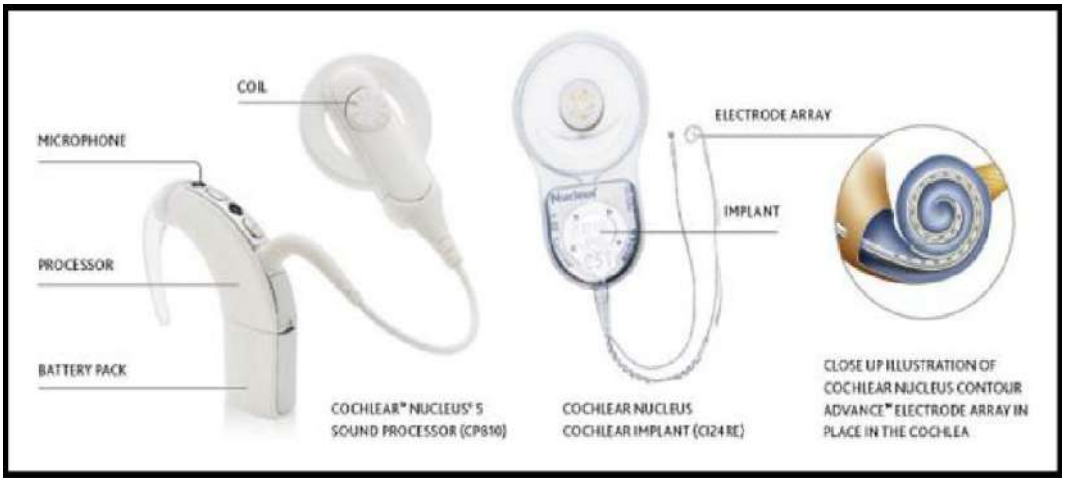


Figure I.10: Implant cochléaire (Cochlear).

I.10.2. Advanced Bionics (société américaine)

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 boitier Platinium.



Figure I.11: Implant cochléaire Advanced Bionics

I.10.3. Med-El (société autrichienne)

Med-El fabrique le système d'implant cochléaire Maestro, constitué des parties internes Pulsar (figure 26) 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.12: Implant cochléaire Med-El.

I.10.4. Neurelec (société française)

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 boitier de piles déporté.

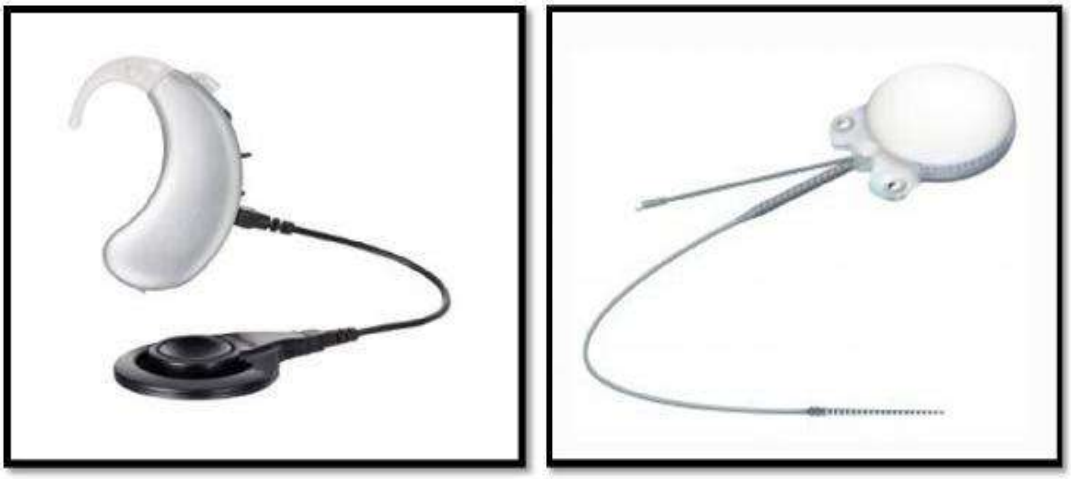


Figure I.13: Implant cochléaire Neurelec.

I.11. Traitement de signal de l'implant cochléaire [10]

La cochlée décompose le signal comme le ferait une banque de filtres passe-bande. Cette partie décrit de façon simplifiée comment le processeur d'un implant cochléaire transforme les informations auditives acoustiques en signal électrique délivré à chaque électrode en respectant la tonotopie de la cochlée.

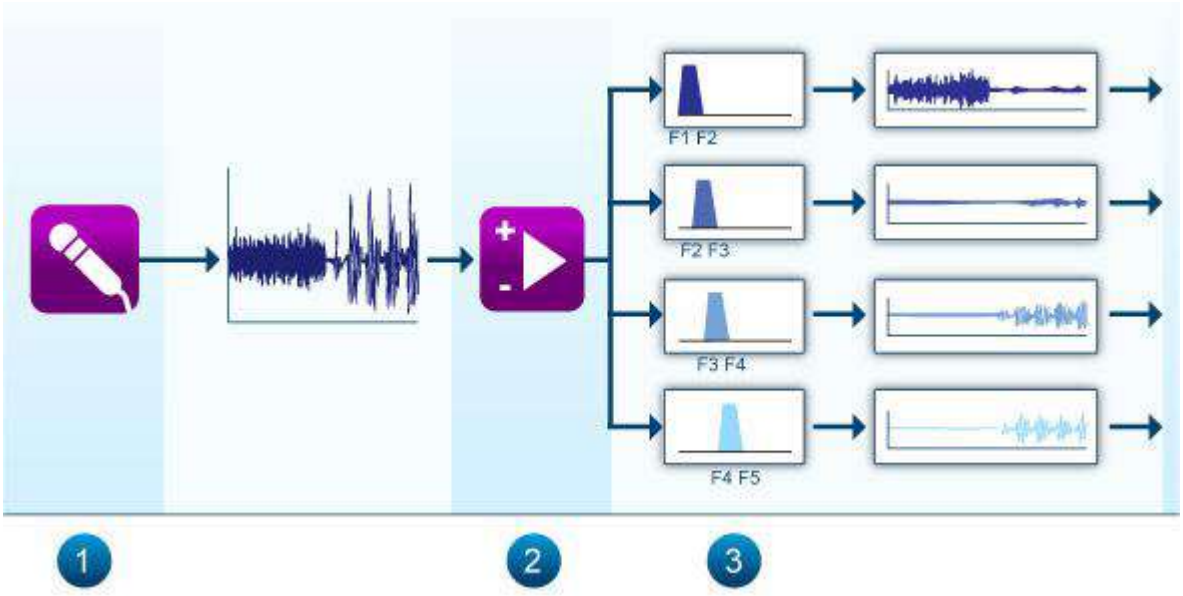


Figure I.14: Les étapes de traitement signal

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

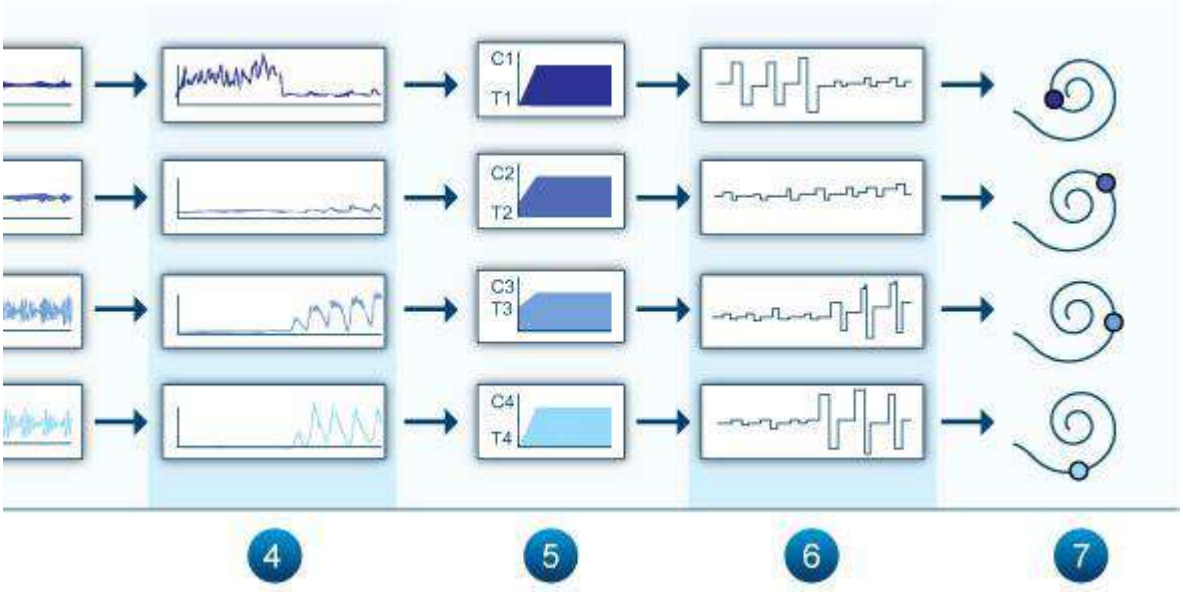


Figure I.15 : Suite des étapes de traitement signal

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 detection 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.12.Stratégie de stimulation [11]

Dans le système d'implant cochléaire, la stratégie de stimulation joue un rôle extrêmement important pour générer les sons entendus par les utilisateurs (Wilson et al., 1991 ; Kiefer et al., 2001 ; Koch et al., 2004 ; Wilson et Dorman, 2008). Il fonctionne pour convertir les sons en une série d'impulsions qui déterminent quelles électrodes doivent être activées à chaque cycle. Complet une stratégie stimulante devrait aborder les points suivants :

1. Le nombre de canaux sélectionnés pour reproduire le spectre d'origine ;
2. Le nombre d'électrodes activées pour générer chaque canal ;
3. Le nombre de cycles d'horloge consécutifs requis pour fournir les canaux sélectionnés ;
4. L'ordonnancement de la séquence d'activation des électrodes.

De nombreuses stratégies stimulantes ont été développées au cours des deux dernières décennies. La stratégie de stimulation est celle qui reproduit fidèlement le spectre sonore d'origine et permet L'utilisateur CI entend des sons clairs. Dans ce qui suit, nous décrivons et comparons brièvement les codeurs combinatoires (ACE), échantillonnage entrelacé continu (CIS) et stratégies HiRes120, qui sont fréquemment utilisés dans les implants cochléaires commerciaux d'aujourd'hui.

I.12.1. Les stratégies utiles à canal fixe

I.12.1.1. Encodeur combiné avancé (ACE) (Kiefer et al, 2001)

La stratégie ACE utilisée dans l'implant Nucleus, est basée sur un soi-disant N de M principe. Ce système utilise 22 électrodes implantées qui peuvent être activées pour générer 22canaux fixes. Le signal est traité en 22 bandes de fréquences pour chaque trame d'enregistrement du son. Après l'extraction des informations d'enveloppe pour chaque bande de fréquences, 8 à 10 (défini par l'audiologiste) les bandes de fréquences avec 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 d'origine est reproduit par 8 à 10 canaux fixes.

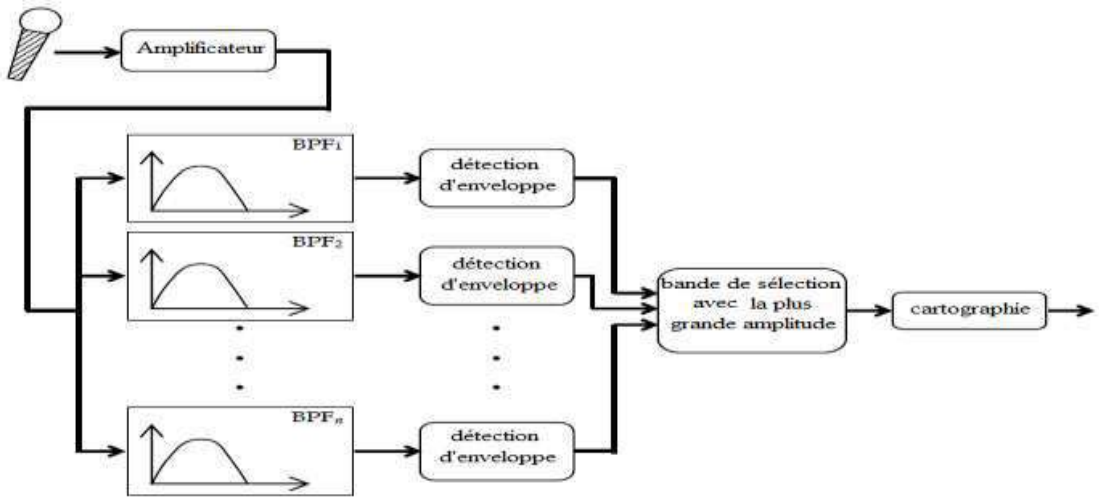


Figure I.16:Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation de l'ACE

I.12.1.2. Échantillonnage continu entrelacé (CIS) (Wilson et al, 1991)

Le CIS est une stratégie utilisée dans les processeurs vocaux de tous les principaux fabricants d'implants cochléaires. Pour les implants Advanced Bionics, qui ont 16 électrodes implantées. Pour chaque trame sonore, le signal est appliqué à travers 16 filtres passe-bande, et les enveloppes de ces bandes de fréquences sont extraites par redressement pleine onde et passe-bas filtrage (avec une fréquence de coupure de 200 à 400 Hz). Contrairement à ACE, les 16 bandes de fréquences sont stimulé en séquence. Trains d'impulsions biphasiques équilibrées modulées avec un signal extrait des enveloppes sont délivrés à chaque électrode à une vitesse constante dans une séquence sans chevauchement. 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 original est reproduit par 16 canaux fixes et toutes les électrodes sont allumées séquence prédéfinie dans 16 cycles d'horloge consécutifs.

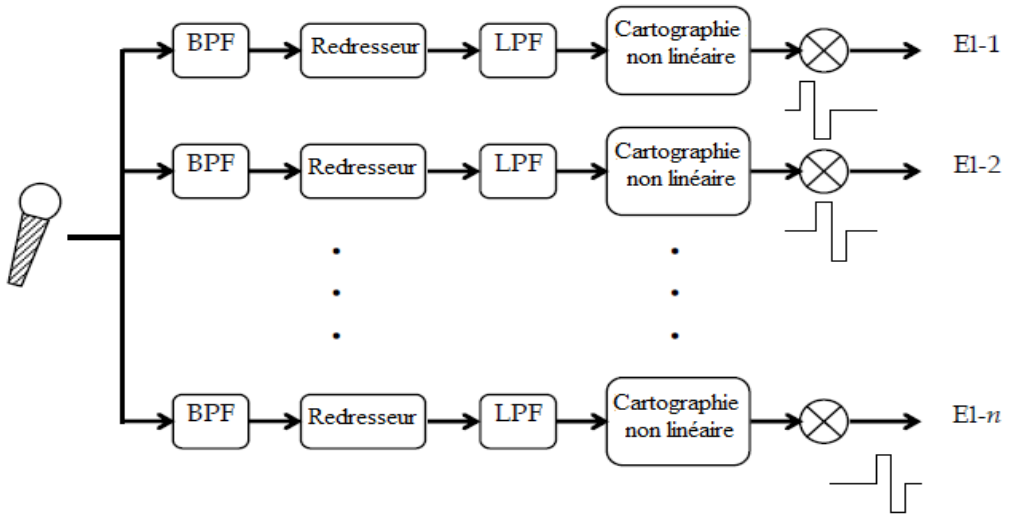


Figure I.17: Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation du CIS.

I.12.2. Stratégie de stimulation à l'aide d'un canal virtuel

Comme décrit ci-dessus, les stratégies ACE et CIS utilisent uniquement des canaux fixes pour reproduire spectre sonore d'origine. Il y a cependant environ 30 000 fibres nerveuses auditives dans un l'oreille humaine, mais seules 16 à 22 électrodes peuvent actuellement être implantées dans l'oreille d'un générer 16 à 22 canaux fixes. En raison de la limitation de la conception de l'électrode, l'électrode a une sélectivité de stimulation limitée. Ainsi, ces électrodes ne peuvent exciter qu'un petit nombre de fibres nerveuses auditives spécifiques, limitant ainsi la résolution et les informations reçues par un IC l'utilisateur est ainsi restreint.

I.12.2.1. Technique de canal virtuel

Une façon possible d'obtenir une meilleure résolution spectrale consiste à augmenter le nombre d'électrodes. Si, cependant, le nombre d'électrodes implantées est limité et fixe, une alternative est d'utiliser la technique du canal virtuel (Donaldson et al., 2005 ; Koch et al., 2007). Cette technique utilise la direction actuelle pour contrôler l'interaction électrique. Lorsque deux (ou plus) électrodes voisines sont stimulées de manière appropriée, les canaux intermèdes, appelés canaux virtuels, sont créés entre les électrodes. Ces canaux virtuels peuvent permettent aux utilisateurs de CI de percevoir des fréquences différentes entre deux canaux fixes (Koch et al., 2004 ; Choi et Hsu, 2009). L'utilisation de la technique du canal virtuel permet non seulement stimulant l'espace, mais améliore également la reproduction du spectre d'origine. C'est illustré par l'exemple de la

Fig. I.18.La Fig. I.18 (a) montre un échantillon de spectre d'origine, et les Fig. I.18(b) et (c) montrent des spectres générés en utilisant des techniques de canaux fixes et virtuels, respectivement. Il semble y avoir beaucoup de similitude entre la Fig. I.18 (a) et la Fig. I.18 (c), mais la Fig. I.18 (b) est déformé par rapport à l'original. Par conséquent, afin de mieux reproduire l'original spectre et augmenter la qualité de perception des utilisateurs de CI, il serait avantageux d'appliquer technique du canal virtuel aux stratégies stimulantes des implants cochléaires.

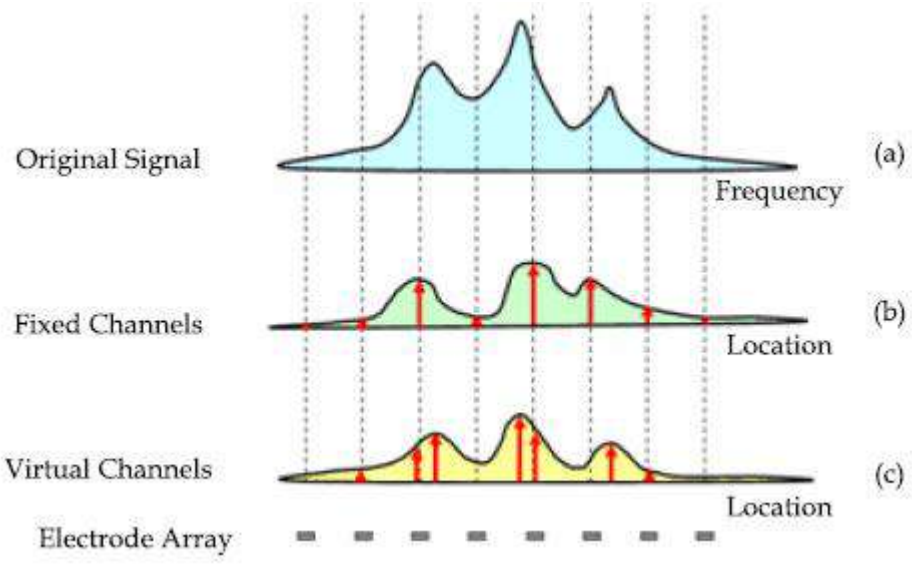


Figure I.18: Une comparaison des spectres générés à l'aide de différentes stratégies de stimulation. a) échantillon du spectre d'origine ; (b) un spectre généré à l'aide de canaux fixes ; (c) Un spectre généré à l'aide de canaux virtuels

I.12.2.2. HiRes120 (Koch et al., 2004)

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 fin du rapport de niveau actuel d'électrodes voisines, le lieu de stimulation est dirigé entre les électrodes pour créer canaux virtuels. La stratégie HiRes120, utilisée dans l'implant Advanced Bionics, est la première stratégie commerciale stimulante qui utilise la technique du canal virtuel. Canaux virtuels sont créés en ajustant le rapport de niveau de courant de deux électrodes voisines. Depuis le L'implant Advanced Bionics a 16 électrodes implantées, il y a 15 paires d'électrodes qui peuvent être utilisé pour diriger la mise au point de la stimulation électrique. La figure I.19 est un schéma représenté la

stratégie HiRes120. Pour chaque image sonore, le signal est divisé par 15 filtres passe-bande et l'enveloppe est extraite pour chaque bande de fréquence. De plus, 15 les pics spectraux, qui indiquent la fréquence la plus importante dans chaque bande de fréquence, sont également dérivés 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. Le HiRes120 stratégie fournit également des canaux en séquence avec un taux de stimulation élevé similaire à celui de la 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 allumé dans une séquence prédéfinie dans les 15 cycles d'horloge consécutifs.

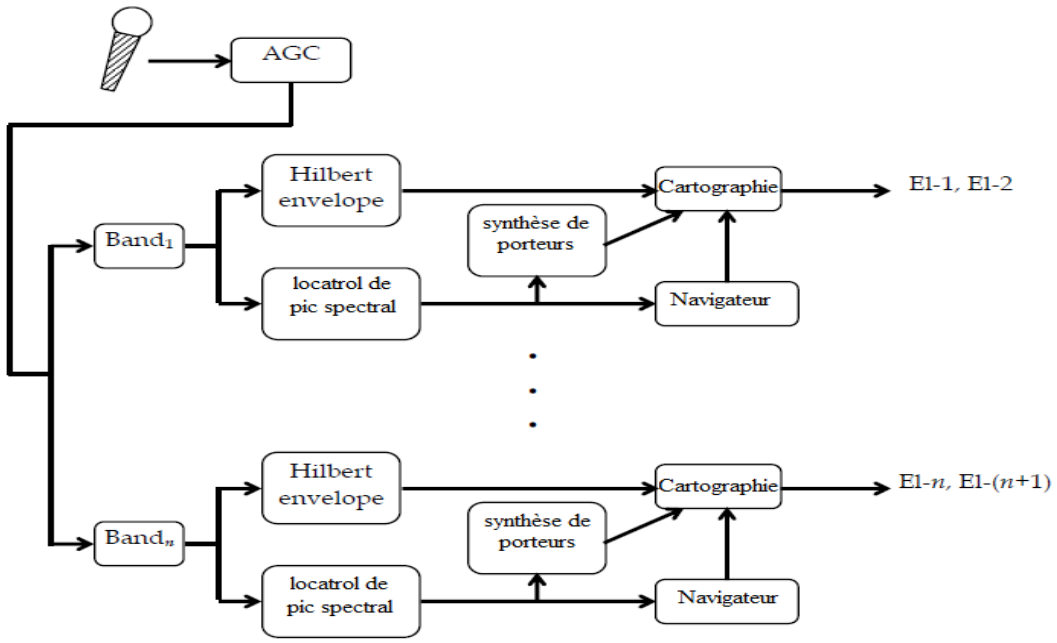


Figure I.19: Schéma fonctionnel de la stratégie de stimulation HiRes120.

I.12.3. Stratégie de stimulation hybride[12]

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.

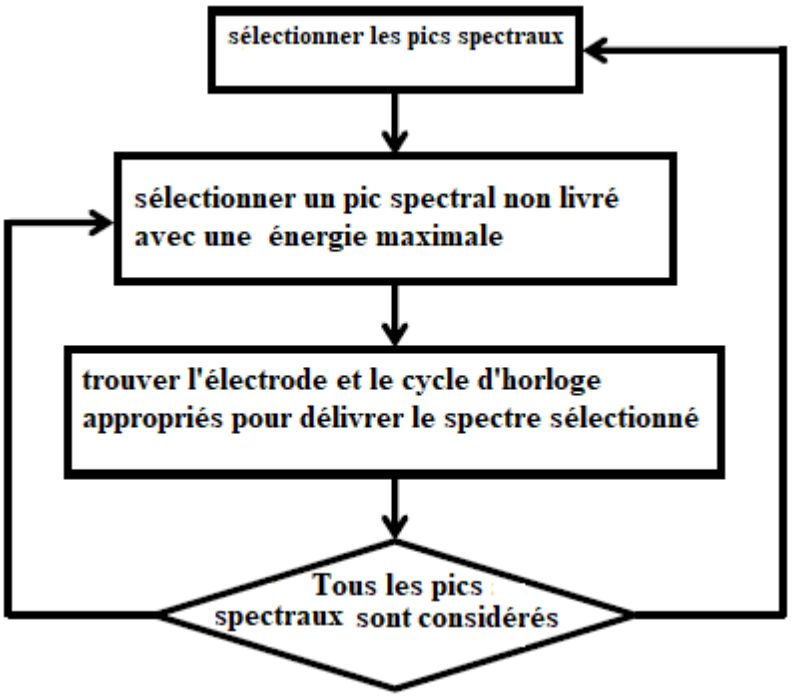


Figure I.20 : Organigramme de la stratégie de stimulation hybride.

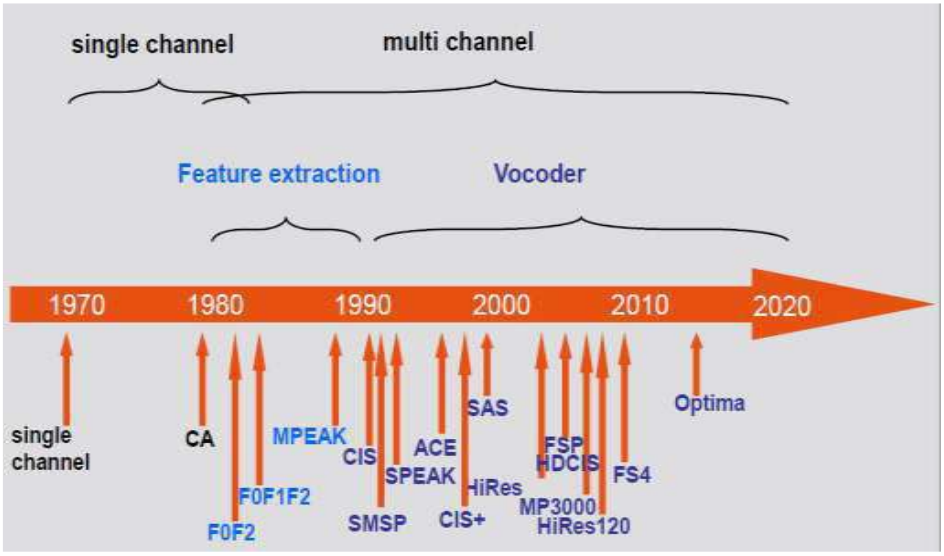


Figure I.21 : Différentes stratégies utilisées au cours des années.

I.13.Type de stimulation[10]

La stimulation électrique d'une fibre nerveuse est d'autant plus efficace, c'est-à-dire économe en énergie, qu'elle est brutale. C'est pourquoi la stimulation nerveuse est très généralement réalisée par des pulses rectangulaires.

Pour éviter des phénomènes de polarisation électrolytique, chaque stimulation est généralement bi phasique avec des polarités inverses quantitativement équivalentes. La

fibre nerveuse est sensible à la quantité d'énergie délivrée par seconde. Cette quantité d'énergie dépend du voltage du courant et de la durée pendant laquelle il est appliqué.

C'est donc en modifiant ces deux paramètres que l'intensité de stimulation peut être ajustée.

I.14. Conclusion

Le bénéfice d'une réhabilitation auditive par l'implantation cochléaire chez le sujet sourd profond est indiscutable. L'implantation cochléaire bilatérale, dont l'indication est de plus en plus fréquente, comporte donc un risque de générer un déficit vestibulaire bilatéral. Celui-ci constitue un handicap majeur avec des conséquences négatives sur la qualité de vie et pour lequel il n'y a actuellement aucun traitement efficace. Dans ce chapitre nous avons présentés le principe des implants cochléaires avec un aperçu sur les stratégies de stimulation utilisées. La transmission des signaux de stimulation à travers la peau est très délicate, c'est pourquoi que nous allons présenter dans le chapitre suivant une technique qui peut être utile pour la transmission des signaux de stimulation vers la cochlée pathologique.

Chapitre II:
La technique FBMC

II.1 Introduction

Dans ce deuxième chapitre, nous présentons deux volets principales : la technique de modulation FBMC et les systèmes de communications UWB.

La technique FBMC est une technique de modulation multi-porteuse qui a été développé avant l'OFDM, cette technique est une modulation dans laquelle deux bancs de filtres sont utilisés dans l'émetteur et dans le récepteur.

La communication UWB ou 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.

II.2 Définition de FBMC [12]

C'est une technique de modulation permettant de surmonter les interférences ISI (Inter Symbol Interférence) et ICI (Inter Carrier Interférence). L'interférence entre symboles est un défi majeur pour les systèmes de télécommunications. FBMC est une modification du multiplexage par répartition orthogonale de la fréquence (OFDM). En OFDM, les préfixes cycliques sontutilisés pour la robustesse du signal, mais l'utilisation du préfixe cyclique par multiplexage par répartition orthogonale de la fréquence présente certains inconvénients. Pour surmonter les inconvénients de l'OFDM, un autre alternatif est disponible qui est le « Filter Bank Multi-Carriers (FBMC) »,qui fournit une grande efficacité spectrale par rapport à l'OFDM.

II. 3 Bancs des filtres [13]

Le banc de filtre est un tableau de M filtres, il regroupe M signaux sur Mlignes distinctes à l'arrivée.

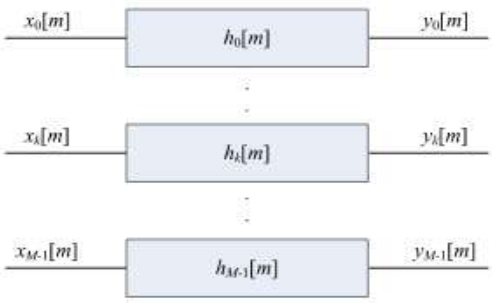


Figure II. 1 : Un exemple d'un banc de filtre.

Il existe deux types de banc du filtre (AFB, SFB), l'AFB c'est un banc de filtre à une seule entrée qui se devise après sur M signal. D'autre part le SFB a plusieurs entrée/sortie qui dépendent du nombre M de signal avec une seule sortie.

II.3.1 Banc de filtre d'analyse [14]

Dans ce système, il y a M filtres de décimation avec entrée *f(n)*. La valeur de *N>M* lorsqu'elle est utilisée pour les communications. La valeur de *N<M* lorsqu'elle est utilisée pour le filtrage adaptatif et le traitement du signal. Ce système entier qui comprend de tous ces blocs est appelé comme banc de filtres d'analyse comme le montre la figure II.2.

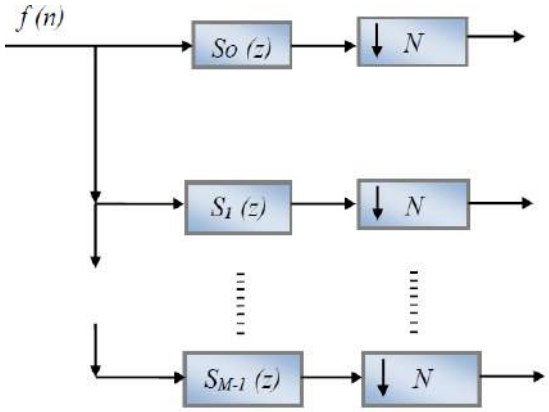


Figure II.2: Banque de filtre d'analyse.

II.3.2 Banc de filtre de synthèse[15]

Le filtre de synthèse est défini comme le montre la figure II.3.

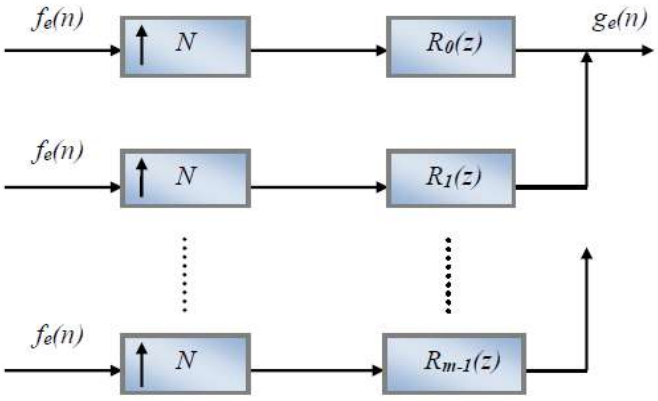


Figure II.3: Banque de filtre de synthèse.

II.4. Principe général de FBMC[16]

La technique FBMC permet de surmonter les limites de l'OFDM en ajoutant des filtres de mise en forme d'impulsion qui délivre un sous-canal bien localisé dans le temps

et dans le domaine fréquentiel. Par conséquent, les systèmes FBMC ont l'avantage de l'utilisation plus efficace des ressources radio électriques.

Sur la figure (II.4), on voit que les bancs de filtres du côté de l'émetteur et le côté récepteur consistent en une matrice de N filtres qui traite N signaux d'entrée pour donner N sorties. Si les entrées de ces N filtres sont associées ensemble, le système de manière analogue peut être mesuré comme un analyseur au signal d'entrée en fonction des caractéristiques de chaque filtre. Sur la figure (II.4), le groupe de filtres utilisé du côté émetteur est appelé banc de filtres de synthèse et le banc de filtres utilisé dans le récepteur est appelé banc de filtres d'analyse. Comme illustré à la figure (II.4), le signal d'entrée est d'abord converti de la forme série en forme parallèle puis passé à travers le banc de filtre de synthèse, puis il est reconverti en forme de série après être sorti du banc de synthèse. Après cela, on peut voir sur la figure (II.4) que dans le récepteur le signal passe par le canal, il est converti en une forme parallèle par une liaison série vers convertisseur parallèle et passé à travers le banc de filtres d'analyse. Enfin quand le signal de sortie est obtenu, il est à nouveau converti en forme série par convertisseur parallèle à série. D'où la configuration de synthèse-analyse illustrée à la figure (II.4) est appelé trans-mulitplexeur ou TMUX et est appliqué dans les systèmes de communication MC (multi-carrier).

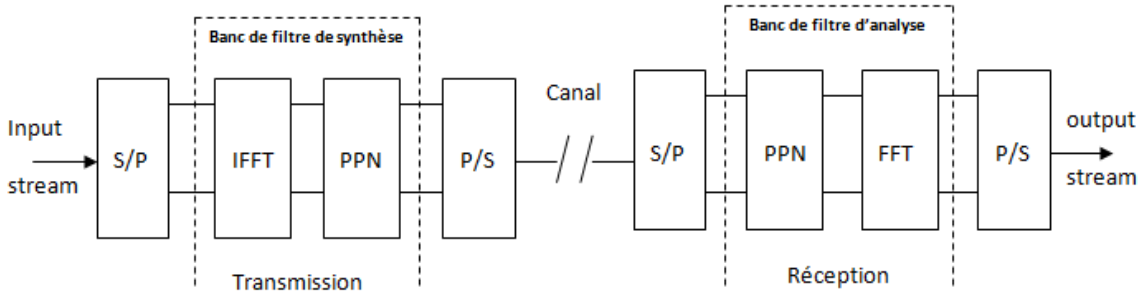


Figure II.4 : Schéma fonctionnel du banc de filtre multi-porteuses (FBMC).

II.5 Configuration Transmultiplexeur du banc des filtres Multi-Porteuses

Le cœur du système FBMC est la configuration TMUX présentée à la figure (II.5). Les blocs de traitement principaux dans cette représentation sous forme directe sont des prétraitements OQAM, banc de filtres de synthèse, le banc de filtres d'analyse et le post-traitement OQAM.

Le canal de transmission est classiquement mal placé lors de l'analyse et de la planification des systèmes TMUX en tant que problème d'égalisation de canal sont contrôlés distinctement. Les bancs de filtres de synthèse et d'analyse sont naturellement les composants clés. Les bancs peuvent être divisés en différents types en fonction du choix des filtres prototypes, des fonctions de modulation et des propriétés souhaitées.

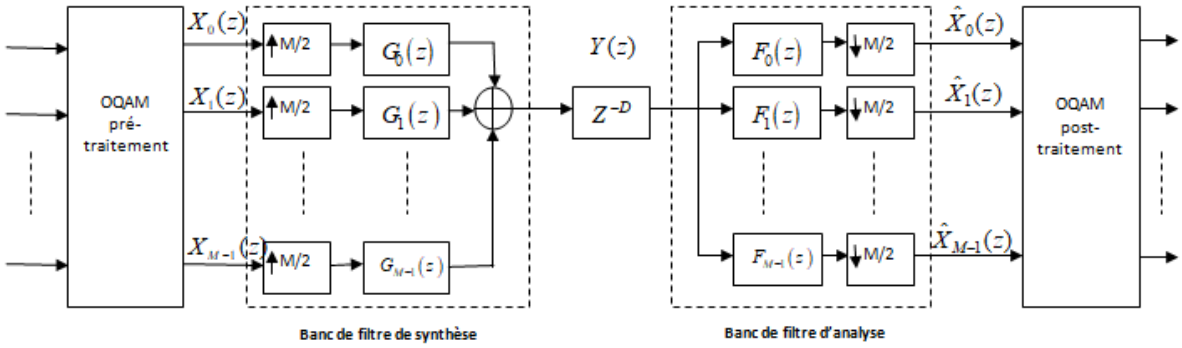


Figure II.5: Configuration TMUX du banc de filtres multi-porteuse.

1- Modulé complexe : pour obtenir une bonne efficacité spectrale, un signal de bande de base I/Q complexe est nécessaire aux fins de la transmission et des bancs de filtres modulés complexes constituent un choix logique. Cela signifie que tous les filtres de sous-canaux sont versions décalées en fréquence du filtre prototype.

2- Uniforme : tous les filtres de sous-canaux ont la même bande passante que le filtre prototype et ils divisent la bande passante disponible de manière égale.

3- Réponse impulsionnelle finie (FIR) : les banques de filtres FIR sont utilisées à la place de leurs contre parties de réponse impulsionnelle infinie (IIR) car les filtres FIR sont toujours stables et ils sont relativement facile à concevoir et à mettre en œuvre.

4- Orthogonal : Pour les bancs de filtres orthogonaux, un seul filtre prototype est utilisé. En règle générale, des filtres prototypes à phase linéaire sont utilisés. Par conséquent, les schémas de modulation exponentielle peuvent fournir des filtres de sous-canaux à phase linéaire. Ensuite le retard du système entier résultant dépend de l'ordre du filtre prototype.

5- Reconstruction presque parfaite (NPR) : les signaux de sortie ne sont que presque versions retardées des signaux d'entrée, c'est-à-dire quantité assurée de la structure du banc de filtres altérations à base peuvent être tolérés tant qu'ils sont moins liés à ceux causée par un canal de transmission.[16]

II. 6 Chaine de transmission de la FBMC [17,18]

Le système FBMC à de même principe de system OFDM, mais il utilise les filtres prototypes. Dans cette partie en va parler d'une façon générale sur les blocks de réalisation d'une chaine de transmission d'un système FBMC.

II.6. 1 Principe de la modulation

La figure II.6 représente la partie d'émission FBMC d'une manière générale, après la modulation de l'entrée utilisée le signal passe par le bloc d'IFFT pour convertir le signal du domaine fréquentiel au domaine temporel, ensuite le signal sortant passe par le bloc du filtre polyphasé et enfin les signaux résultant seront regroupés parallèlement au sérial et envoyé sur notre canal.

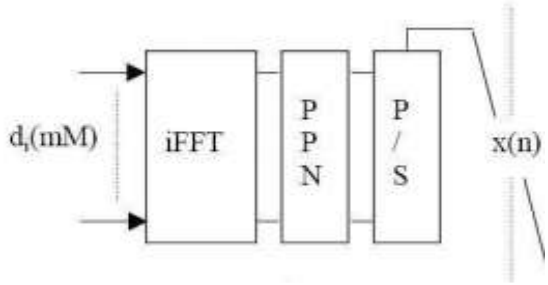


Figure II. 6 : La modulation FBMC la partie d'émission.

II.6. 2 Principe de la démodulation

La figure II.7 représente la partie de réception de la modulation FBMC, en suivant l'opération inverse de la partie d'émission. A la réception le signal reçu se devise du sérial au parallèle et passe par le filtre polyphasé ensuite par le bloc de la transformé de fourrier rapide FFT, enfin notre signal est prêt à être démoduler par la modulation de la sortie et récupérant notre information par la suite.

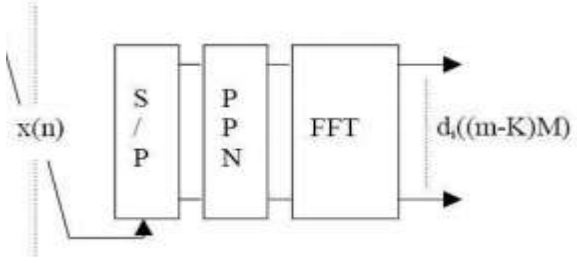


Figure II. 7 : La modulation FBMC au niveau de réception.

II.7 Les Avantages et les inconvénients de la modulation FBMC

II.7.1 Les avantages [13]

- L'un des avantages sur la modulation FBMC que l'impulsion dans le domaine fréquentiel et temporel est bien localiser.
- N'est pas besoin d'insérer un Préfixe cyclique.
- Fournir un spectre efficace et un système plus sélectif.
- Largeur de bande plus élevée par rapport à d'autres.
- Dans la FBMC, la séparation des signaux se fait par filtrage. Il n'y a pas un tel besoin critique de synchronisation parfaite entre utilisateurs (une sous-porteuse vide est proposée comme bande de garde entre deux utilisateurs asynchrones).
- La modulation FBMC, est un meilleur choix pour remplir les trous du spectre.

II.7.2 Les inconvénients [19]

- Auto-interférence générée pendant les modes de fonctionnement asynchrones et / ou dans des conditions de canal multi trajets en termes d'ICI, ISI et ICSI.
- Une complexité excessive et parfois même une incompatibilité avec les techniques de traitement du récepteur lorsque l'on essaie de trouver des solutions à la distorsion électrique, aux interférences multi-trajets.

II.8 Types de FBMC [20]

Dans cette section, trois types de systèmes de communication FBMC seront introduits, nommé FMT/FBMC (filtered multitone-based FBMC), CMT/FBMC (co-sine modulated multitone-based FBMC), et OQAM/FBMC (offset quadrature amplitude modulation-based FBMC)

II.8.1. FMT/FBMC[21]

FMT / FBMC est une solution intéressante pour la transmission numérique à très haut débit, intermédiaire entre les autres méthodes proposées à porteuse unique et à porteuses multiples, ainsi qu'elle offre des avantages inhabituels liés à la gestion du spectre, au dégroupage et au duplexage. La figure II.8 présente la structure d'un système à multi porteuses FMT / FBMC. Les symboles de modulation à valeurs complexes

(mT),=0,1,…, −1 sont obtenus à partir de constellations modulées en amplitude quadrature (QAM), où1 / T est le débit de symboles. Après le sur échantillonnage par un facteur de M, chaque flux de symboles est filtré par un filtre de bande de base avec la fréquence caractéristique H ($e^{j2\pi f}$) et la réponse impulsionnelle h(t).

Le signal transmis ($t\frac{T}{M}$) est alors obtenu au débit de transmission de M/T en additionnant les signaux sur toutes les K sous-porteuses au niveau du récepteur, on utilise un filtrage apparié (où désigne une conjugaison complexe), puis un sous-échantillonnage d'un facteur M. Quand M=K (M>K), la banque de filtres dite que l'échantillonnage est de manière critique (non critique).

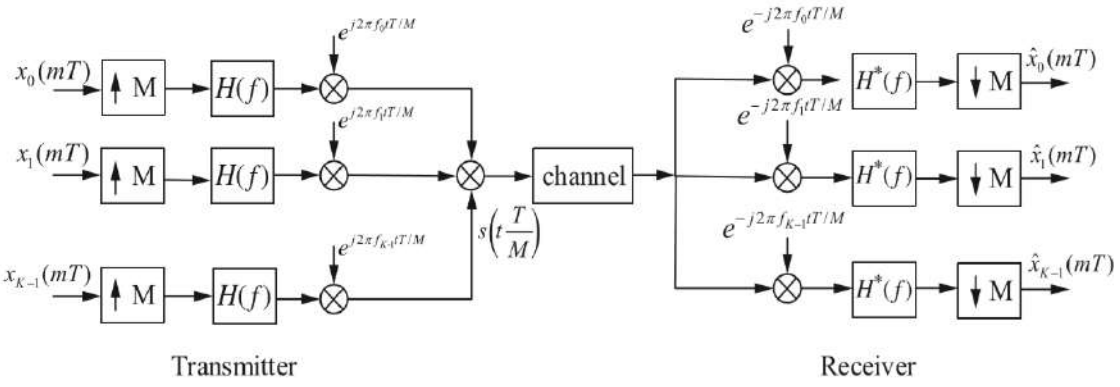


Figure II. 8 : Schéma bloc d'un système FMT / FBMC en bande de base.

II.8.2. CMT/FBMC [22]

Dans CMT / FBMC, les symboles de sous-porteuse sont modulés en amplitude et en bande latérale résiduelle (VSB). La figure II.9 présente la structure d'un système à multi porteuses CMT / FBMC. Une banque de filtres de synthèse est utilisée pour limiter un ensemble des symboles PAM aux signaux VSB dans la bande et les moduler dans diverses bandes de fréquences. Fondamentalement, le filtrage VSB est effectué à travers une version décalée en fréquence du filtre passe-bas $h(t)$ centré a f=$\frac{\pi}{2T}$avec réponse impulsionnelle $h(t)e^{j\frac{\pi}{2T}t}$.

Pour extraire la $K^{iéme}$séquence de données de sous-porteusexk (m), s (t) est d'abord multiplié par $e^{-j(\omega_k+\theta_k)}$. Le signal reçu est ensuite passé à travers un filtre passe-bas dont la réponse est adaptée au filtre d'émission $h(t)e^{j\frac{\pi}{2T}t}$, qui est $h(-t)e^{j\frac{\pi}{2T}t}$.

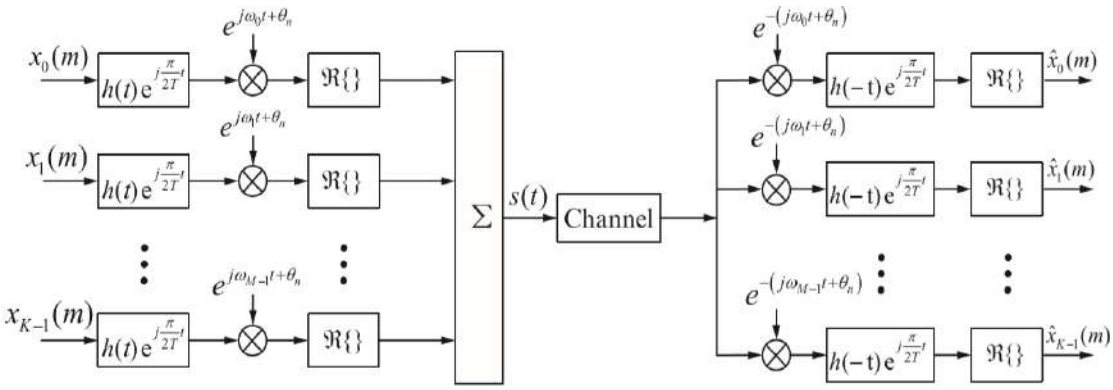


Figure II.9: Schéma bloc d'un système CMT / FBMC en bande de base.

II.8.3. SMT-FBMC (OQAM/FBMC) [21]

OQAM / FBMC est basée sur les symboles QAM dont les composantes en phase et en quadrature sont décalées de la moitié de la période des symboles. Contrairement à FMT/FBMC, Un chevauchement important entre les bandes adjacentes est autorisé dans OQAM / FBMC. La séparation de signal réussie est néanmoins possible grâce à un dispositif de signalisation spécifique. Une condition d'orthogonalité introduite entre sous-porteuses garantit les symboles reçus sans ISI ni ICI. L'orthogonalité de la porteuse est obtenue au fil du temps en décalant les composantes en phase et en quadrature des symboles de la sous-porteuse et en concevant des filtres à formation d'impulsions dotés d'une bonne propriété de localisation de fréquence. Le diagramme équivalent d'un système OQAM / FBMC en bande de base est présenté à la figure II.10.

Le symbole transmis $xk(m)$ est un symbole à valeur réelle avec un indice de fréquence k et un indice de temps m, et T / 2 est l'intervalle des symboles à valeur réelle. x_k $(2m)$ et $x_k(2m+1)$ sont obtenus en prenant les parties réelle et imaginaire d'un symbole à valeur complexe de la constellation QAM, respectivement. h (t) est un filtre de mise en forme d'impulsions symétrique à valeur réelle.

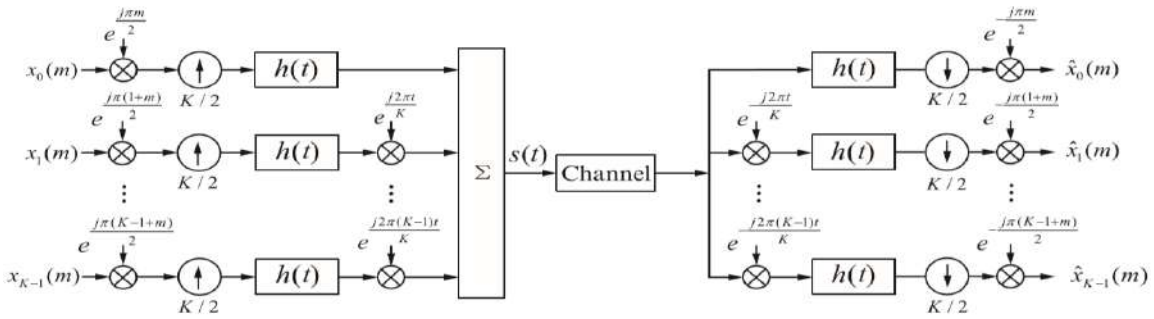


Figure II.10 : Schéma bloc d'un système SMT / FBMC en bande de base.

II.9 FBMC/OQAM :

L'idée principale de la FBMC/OQAM est de transmettre des symboles offset-QAM (OQAM) au lieu des symboles QAM (Quadrature Amplitude Modulation) conventionnels où un décalage d'une demi-période symbole T/2 est introduit entre la partie réelle et la partie imaginaire d'un symbole QAM donné. La seconde spécificité est que le filtre d'émission utilisé est diffèrent de la fonction porte et s'étale sur plusieurs symboles multi-porteuse.[23]

FBMC signifie Filter-Bank Multi-Carrier qui consiste à un filtrage au niveau de la sous porteuse qui sera appliqué lors de l'utilisation de ce qu'on appelle banc de filtres du côté émission et du côté réception. Différentes applications de FBMC sont en cours de discussion au sein de la communauté des chercheurs.[24]

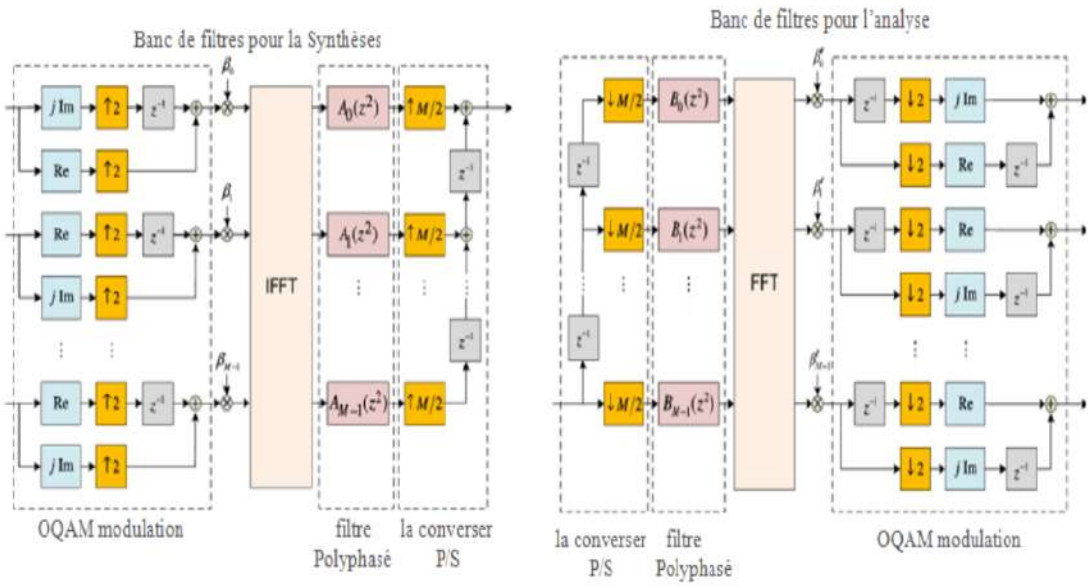


Figure II.11: Structure générale du système FBMC/OQAM.

L'OQAM consiste à introduire un décalage temporel d'une demi-période T/2 entre la partie réelle et la partie imaginaire du symbole QAM transmis sur une sous-porteuse donnée. Ce qui permet d'éliminer les interférences entre symboles. [25]

II.10 Avantages et inconvénients de FBMC/OQAM [26]

La technique de modulation FBMC/OQAM offre plusieurs avantages par rapport à la modulation OFDM.

- Parmi ces avantages, nous pouvons citer :

1. Elle ne fait pas appel au préfixe cyclique et donne une meilleure efficacité spectrale par rapport à l'OFDM,

2. Le filtre prototype est bien localisé en fréquence. Ainsi, l'FBMC/OQAM offre des remontées spectrales hors bande beaucoup plus faible que celles de la modulation OFDM.

- Parmi les inconvénients de l'FBMC/OQAM, nous pouvons citer :

1. L'utilisation des bancs de filtres polyphasés, induit un retard supérieur à celui de l'OFDM en plus d'un chevauchement entre les symboles transmis,

2. FBMC/OQAM présente une complexité d'implémentation supérieure à celle de l'OFDM.

II.11 Filtre de prototype [27]

Le filtre prototype est un élément clé des bancs de filtres modulés complexes car tous les filtres de synthèse et d'analyse sont des versions décalées en fréquence de la réponse en fréquence du filtre prototype passe-bas correspondant. En ce sens, la qualité du système de banque de filtres dépend principalement des propriétés du filtre prototype.

Dans le projet PHYDYAS, le filtre prototype est sélectionné pour être un filtre FIR symétrique à valeu rréelle causale avec une sélectivité en fréquence élevée. Le filtre prototype peut-être conçu pour répondre aux conditions PR ou pour fournir les caractéristiques NPR. Dans le cas de PR, le filtre prototype résultant est généralement un facteur spectral d'un filtre à bande th (Nyquist). Toutefois, il convient de souligner que la propriété PR n'est obtenue exactement que dans le cas du canal de transmission idéal. Dans notre cas, les conditions PR ne sont pas essentielles car il suffit que les interférences basées sur la structure de la banque des filtres soient suffisamment réduites par rapport aux interférences résiduelles dues au canal de transmission. De plus, les conceptions NPR sont plus efficaces que les conceptions PR, par Exemple : pour fournir une atténuation plus élevée de la bande d'arrêt avec une longueur de filtre prototype donnée. Le prototype de filtre initial de notre projet a été conçu en utilisant une technique dite sur-échantillonnage en fréquence.

Les coefficients de réponse impulsionnelle du filtre prototype peuvent être exprimés à l'aide de la représentation sous forme fermée suivante :

$$P[m] = p[0] + 2\sum_{k=1}^{k-1}(-1)^k \, p[k] \cos\left(\frac{2\pi k}{KM}(m+1)\right) \qquad (II.1)$$

II.12 Le filtre PHYDYAS

Le filtre prototype PHYDYAS est celui qui est adopté dans la couche physique pour le projet d'accès dynamique au spectre et de radio cognitive (PHYDYAS) européen [29]. Ce filtre prototype a été introduit par Bellanger dans [30]. Le filtre prototype est conçu en utilisant la technique d'échantillonnage en fréquence. L'idée de cette technique est d'abord, de déterminer la réponse en fréquence $G\ (f)$ via la formule d'interpolation de la réponse en fréquence souhaitée. Les échantillons GK qui sont uniformément espacés aux points de fréquence $FK= KT$, k où K est le facteur de sur échantillonnage et T est la période de symbole.

$$G\ (f) = \sum_k G_K \frac{\sin(\pi(KTf-k))}{\pi(KTf-k)} \quad \text{(II.2)}$$

La réponse impulsionnelle continue du filtre prototype est obtenue en effectuant une opération de transformée de Fourier inverse sur (f), qui est (t):

$$(t) = \sum_k G_K\, e^{\frac{j\pi kt}{KT}} \qquad \text{(II.3)}$$

Pour le filtre prototype PHYDYAS, le facteur de sur-échantillonnage est choisis pour être K = 4, et Les coefficients de fréquence G_K sont choisis selon la théorie de Nyquist et sont optimisés pour offrir la sélectivité maximale en fréquence et minimiser l'interférance totale qui provient à partir de la structure du banc de filtre [29].

Les coefficients de fréquence $G_K$choisis pour filtre PHYDYAS sont donnés par :[29]

$$\begin{cases} G_0 = 0 \\ G_1 = 0.9716960 \\ G_2 = \dfrac{1}{\sqrt{2}} \\ G_3 = \sqrt{1 - G_1^2} = 0.235147 \\ G_K = 0 \qquad pour K > 3 \\ G_K = G_{-K} pour K < 0 \end{cases}$$

II.13 La communication UWB

La technologie ULB (Ultra Large Bande) dite UWB (Ultra Wide Band en anglais) est un terme générique utilisé pour désigner une technique de transmission radio qui a été étudié sous différentes appellations depuis le milieu du 20ème siècle. On peut citer les termes impulse radio (radio impulsionnelle), carrier-free radio (radio sans porteuse), base

band radio (radio en bande de base), time domaine radio (radio dans le domaine temporel), non sinusoïde radio (radio non sinusoïdale) et large relative bandwidth radio (radio à grande largeur de bande relative) [31].

II.14 Un peu d'histoire sur l'UWB

Le terme UWB a pendant longtemps désigné des formes d'ondes sans porteuse, c'est-à-dire des signaux impulsionnels dont la durée est de l'ordre de la nano seconde. On trouve ainsi, à l'origine de l'UWB, les travaux sur l'électromagnétisme dans le domaine temporel menés par les armées américaine et soviétique dans les années 60. C'est à cette époque que des systèmes émettant des signaux non sinusoïdaux commencent à être réellement exploités et, dans un premier temps, essentiellement dans les systèmes radar. Les systèmes à impulsions ont en effet de très bonnes propriétés de résolution spatiale puisque celle-ci est inversement proportionnelle à la largeur de leurs bandes ; la brièveté d'un signal impulsionnel détermine la largeur de son spectre.

A partir de la fin des années 60, Henning F. Harmuth de la Catholic University of America rédige plusieurs ouvrages et papiers [30,32] rendant publiques des informations sur la conception d'émetteurs et de récepteurs de signaux non-sinusoïdaux. Parallèlement et indépendamment, en 1973, Gerald F. Ross et Kenneth W. Robbins déposent pour Sperry Rand Corporation le premier brevet sur un système de communications reposant sur l'émission et la réception d'impulsions en bande de base d'une durée inférieure à la nanoseconde [33]. Tout le monde s'accorde pour désigner ce brevet comme étant le premier pour les communications UWB.

L'année 1974 marque le premier succès commercial d'un système UWB pour la Geophysical Survey Systems, Inc (GSSI) avec la présentation par R.M. Morey du (GPR), radar pour l'analyse du sol [34]. Le GPR est l'un des premiers exemples de radar basé sur l'émission et la détection d'impulsions en bande de base. Il est utilisé à l'époque, entre autres, pour la détection de mines enfouies dans le sol.

Jusqu'à la fin des années 80, de nombreuses publications se succèdent dans lesquelles la technologie UWB est alternativement caractérisée par des termes tels qu'impulsionnelle, sans porteuse, radio dans le domaine temporel, non sinusoïdale.[35] C'est en 1989 que le terme UWB est pour la première fois utilise par la défense américaine (DoD).

Durant ces années, la majorité des travaux sur l'UWB sont menés aux Etats-Unis sous couvert de confidentialité. En effet, la défense américaine utilise la technologie UWB

principalement dans les radars de grande précision et d'autre part, pour ses communications car elle présente une faible probabilité de détection et d'interception.

A partir de 1994 les projets américains ne sont plus confidentiels. Ce fait marquera, d'abord aux Etats-Unis puis dans le monde entier, le décollage des travaux de recherche sur la technologie UWB.

Dès 1998, le domaine des systèmes de communications subit une évolution considérable avec l'explosion de l'´economie de l'Internet et des télécommunications. Cette évolution est motivée par le souhait du monde industriel de fournir au grand public des débits toujours plus élevés avec une qualité de service améliorée.

Depuis la première utilisation du terme UWB par la DoD et jusqu'en 2002, l'UWB désigne principalement ce que l'on appelle l'impulse radio (IR), c'est-à-dire les techniques basées sur l'émission d'impulsions de très courte durée (inférieure à la nanoseconde) et présentant un très faible rapport cyclique. En conséquence, la bande occupée par ces signaux constitués d'impulsions très brèves est très large et ils sont émis avec une très faible densité spectrale de puissance (DSP).

De ces deux principales caractéristiques d´écoulent quelques-unes des propriétés annoncées pour les systèmes UWB :

- Faible susceptibilité à l'évanouissement liée à la propagation par trajets multiples grâce à la largeur de la bande de fréquences occupée ;
- Communications difficiles à détecter du fait que les signaux sont étalés sur une large bande de fréquences et qu'ils présentent un très faible niveau de DSP qui est proche du plancher de bruit des récepteurs classiques ;
- Coexistence avec les systèmes existants pour les mêmes raisons ;
- Systèmes relativement simples utilisant une transmission en bande de base permettant d'envisager de faibles couts de production et de faibles consommations;
- Bonne propriété des signaux UWB à pénétrer les obstacles ;
- Possibilité de conserver une architecture commune pour des applications de communication, de localisation et de radar ;
- Possibilité d'atteindre de très hauts débits, bien plus importants que ce qui se fait de mieux actuellement.[33,37]

II.15. Les avantages et les inconvénients de l'UWB [38]

La technologie ULB présente quelques avantages et inconvénients qui sont cités comme suite :

II.15.1. Les avantages

- Une très grande capacité de canal de transmission. Puisque les données sont transmises sur une importante largeur de bande, ce la fournit un débit très élevé pour les applications des réseaux multi- usagers.
- Une faible probabilité de détection et d'interception. Cette faible distinction est due à la faible densité spectrale des signaux ULB, de même qu'à une puissance et un rapport signalant un bruit relativement faible.
- Une absence d'interférence. Les signaux des systèmes de communication ULB n'interfèrent pas avec les autres signaux partageant avec eux le même spectre.
- Une bonne capacité de pénétration. Les signaux ULB peuvent ainsi traverser différents types de surface.
- Une accessibilité pour des applications de localisation. La détection et la précision du signal ULB, grâce à leur résolution, rendent cette technologie accessible pour des applications de localisation.
- Une faible consommation d'énergie. Grâce à la faible puissance de transmission et à l'utilisation d'impulsions de très courte durée en émission et en réception, les systèmes ULB consomment peu d'énergie.

II.15.2. Les inconvénients

- Une faible couverture. La très large bande et la faible puissance du signal ULB limitent le type d'applications possibles qui utilisent cette technologie.
- Le haut débit induit l'utilité du traitement d'un signal très dense à la réception, avec une rapidité raisonnable, ce qui est difficile à réaliser.

II.16. Les Applications de l'UWB

L'UWB à de nombreuses applications. Ces applications peuvent être regroupées en trois grandes catégories.[39]

II.16.1. Les systèmes d'imagerie radar

Cette catégorie comprend les systèmes d'imagerie par radar à pénétration du sol, d'imagerie à l'intérieur des murs et à travers les murs, d'imagerie médicale, d'imagerie pour l'exploitation minière et d'imagerie de surveillance. Cette catégorie exploite les

excellentes propriétés de pénétration des signaux UWB. La bande de ces systèmes doit être inférieure à 960MHz ou comprise entre 1.99 et 10.6 GHz.

II.16.2. Les systèmes radars de véhicule

Cette catégorie comprend les radars d'avertissement de collision, les systèmes radar de véhicule peuvent déterminer la distance entre des objets et un véhicule et ils peuvent être intégrés au système de navigation du véhicule. Certains dispositifs radar de véhicule sur des voitures de luxe ont fait leur apparition dans des salons de l'automobile.

II.16.3. Les systèmes de communication

Nous avons dans cette catégorie les systèmes de communication à courte portée, notamment les réseaux personnels sans fil et les réseaux de capteurs. Ce groupe présente le plus fort potentiel en matière de prolifération. Ceci est dû à la faible susceptibilité des signaux UWB aux trajets multiples. Cette propriété favorise en effet l'utilisation massive des dispositifs UWB dans des endroits fermés tels les immeubles à bureaux, les centres commerciaux, les aéroports… etc.

II.17 Conclusion

Au cours de ce chapitre, on a fait une explication sur le fonctionnement de chaque bloc du système de modulation FBMC/OQAM, puis nous avons donné un aperçu sur la communication UWB.

Chapitre III: Simulation et résultats

III.1. Introduction

Après avoir finalisé la partie théorique, nous passons dans ce chapitre dans le cœur de notre sujet qu'est l'évaluation du système de transmission FBMC pour un implant cochléaire. Nous commencerons par représenter la technique FBMCet étudier ses performances en utilisant un canal de transmission AWGN et un signal de source binaire.Pour l'évaluation des performances de notre système, nous traçons le BER en modifiant les différents paramètres (SNR, K,NFFT).

III.2. MATLAB

MATLAB (matrix laboratory) est un environnement informatique numérique multi paradigmes et un langage de programmation propriétaire développé par Math Works.

MATLAB permet les manipulations matricielles, le traçage de fonctions et de données, l'implémentation d'algorithmes, la création d'interfaces utilisateur et l'interfaçage avec de programmes écrits dans d'autres langages, notamment C, C ++, C #, Java, Fortran et Python.

III.3.Simulink

Simulink est l'extension graphique de MATLAB permettant de représenter les fonctions mathématiques et les systèmes sous forme de diagramme en blocs, et de simuler le fonctionnement de ces systèmes. Pour démarrer simulink Dans la fenêtre Commande de MATLAB, taper simulink. La fenêtre Simulink va s'ouvrir.

III.4. Le taux d'erreur binaire (TEB)

Le taux d'erreur binaire constitue le paramètre primaire d'écrivant la qualité du signal binaire en réception. Ce taux détermine le nombre d'erreurs apparues avant la modulation et juste après la démodulation. Il augmente à cause des perturbations d'équipement, du réseau défectueux, du pointage incorrect d'une antenne, de la longueur et l'effet du canal, etc. Il est désigné en anglais BER (Bit Error Rate). L'équation (III.1) indique comment il est calculé :

$$BER=\frac{\text{nombre de bits errones}}{\text{nombre de bits recus}} \quad \text{(III.1)}$$

II.5.Le rapport signal à bruit (SNR)

Le rapport signal sur bruit (noté S/N ou encore SNR de Signal to Noise Ratio) chiffre le rapport entre le signal utile et le bruit. Ce rapport est généralement exprimé en décibels par :

$$SNR = 10log_{10}\frac{\mathrm{p_s}}{\mathrm{p_b}} \quad \text{(III.2)}$$

Où $p_s$est la puissance moyenne du signal et $p_b$la puissance moyenne du bruit. Les deux puissances étant prises en watts. Le rapport signal sur bruit (SNR) représente la différence entre la puissance du signal d'un système reproduit par rapport à la puissance ou l'amplitude de son bruit de fond. Selon la théorie de Shannon de l'information, la capacité maximale d'un canal de la bande passante W, avec une puissance de signal S, affecté par le bruit blanc de puissance moyenne N, est donnée par :

$$\mathrm{C} = \mathrm{W}log_2\ (1+\frac{S}{N}) \quad \text{(III.3)}$$

III.6. Description détaillé sur le programme de système FBMC

Nous avons réalisé dans ce chapitre une chaine complète d'un système FBMC avec ses deux parties émission et réception en utilisant les différents blocs avec son fonctionnement qui permet de former ce système :

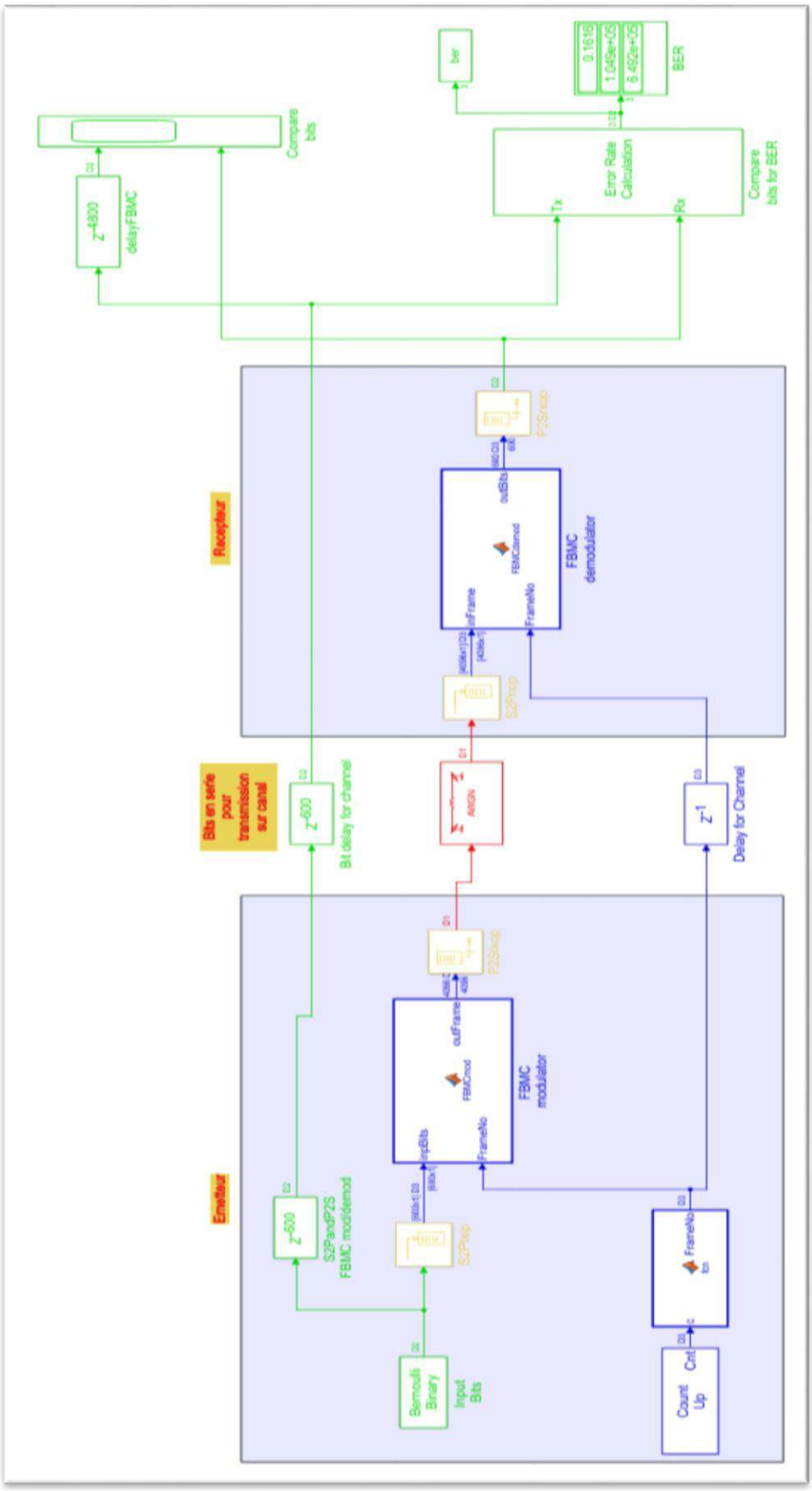


Figure III.1: La chaine de transmission sous Simulink

II.6.1. La chaine d'émission du système FBMC

La figure suivante illustre un émetteur d'un système FBMC :

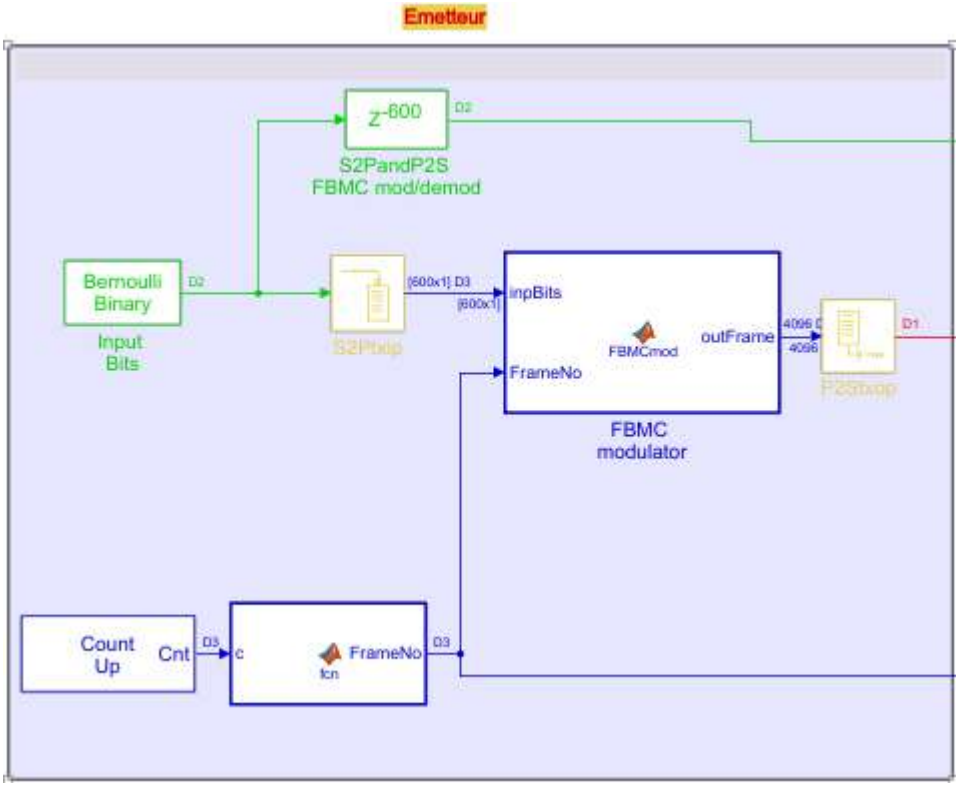


Figure III.2: La chaine d'émetteur d'un système FBMC sur Simulink

Dans la chaine d'émission, nous générons un signal binairequi est par la suite modulé à l'aide d'un modulateur FBMC.

a. Bernoulli Binary Generator :

Le bloc Bernoulli Binary Generator:

- Génère des nombres binaires aléatoires en utilisant une distribution de Bernoulli.
- Génère des bits de données aléatoires pour simuler des systèmes de communication numériques et obtenir des mesures de performance telles que le taux d'erreur sur les bits.

La distribution de Bernoulli avec le paramètre p produit zéro avec une probabilité p et un avec une probabilité 1-p. La distribution de Bernoulli a la valeur moyenne 1-p et la variance p (1-p).

Le paramètre Probabilité de zéro spécifie p et peut être n'importe quel nombre réel dans la plage [0, 1].

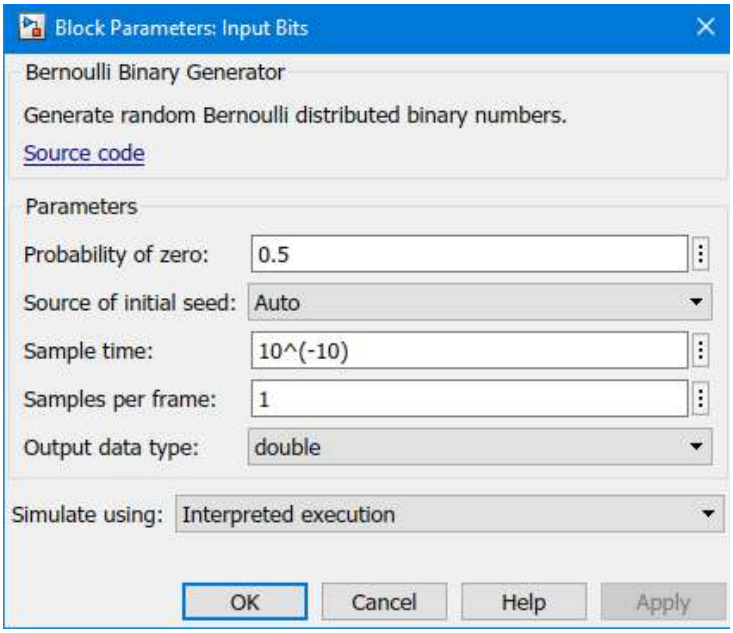


Figure III.3: Paramètres du bloc Bernoulli Binary Generator

b. Delay :

Le bloc Transport Delay retarde l'entrée d'un laps de temps spécifié. Vous pouvez utiliser ce bloc pour simuler une temporisation. L'entrée de ce bloc doit être un signal continu.

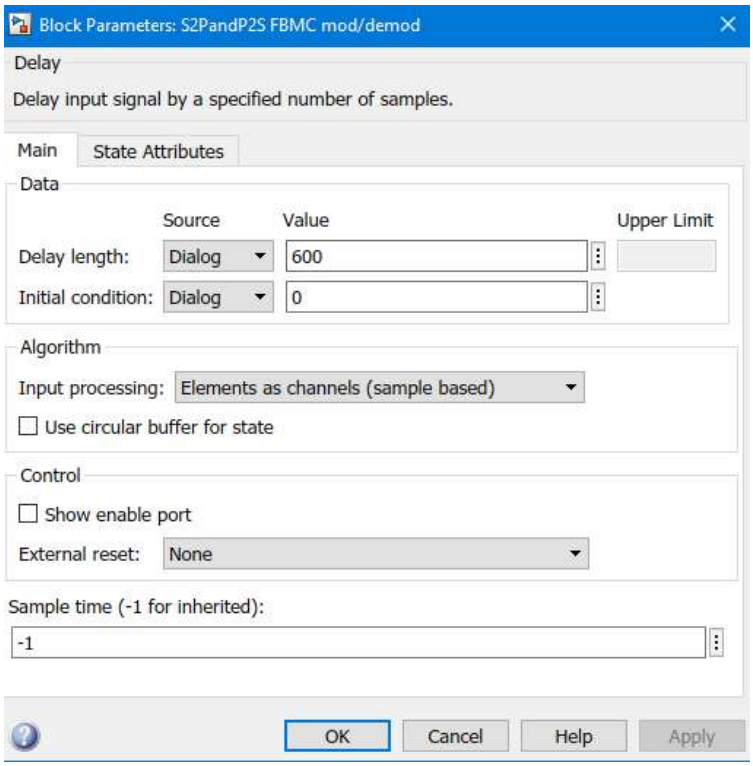


Figure III.4: Paramètres du bloc Delay

c. Buffer :

Le bloc Buffer effectue toujours un traitement basé sur la trame. Le bloc redistribue les données dans chaque colonne de l'entrée pour produire une sortie avec une taille de trame différente. Par exemple, considérez cette illustration pour une entrée scalaire. L'objet Buffer met en mémoire tampon un signal d'entrée. Le nombre d'échantillons par canal dans l'entrée doit être égal à la différence entre la taille du tampon de sortie et le chevauchement du tampon.

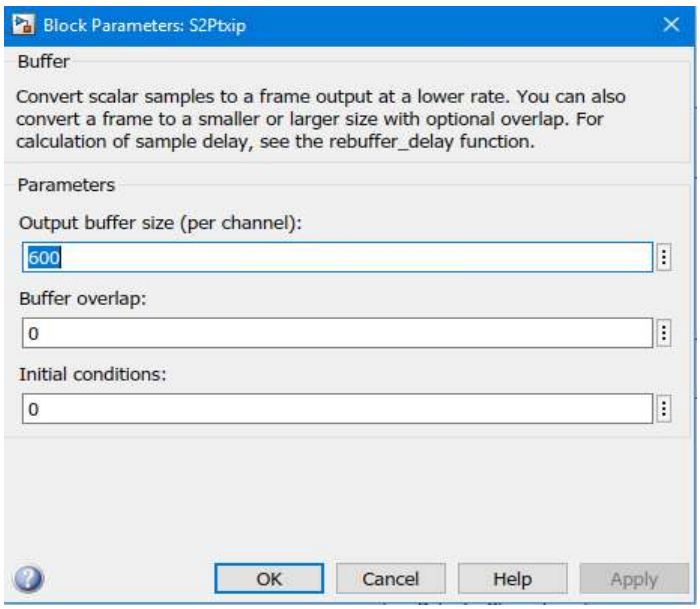


Figure III.5: Paramètres du bloc Buffer

d. Counter (mask) (link) :

Comptez vers le haut ou vers le bas dans une plage de nombres spécifiée. Ce bloc compte à un intervalle de temps constant. Sinon, le bloc incrémente ou décrémente le compteur à chaque fois qu'un événement de déclenchement se produit sur le port d'entrée Inc / Dec.

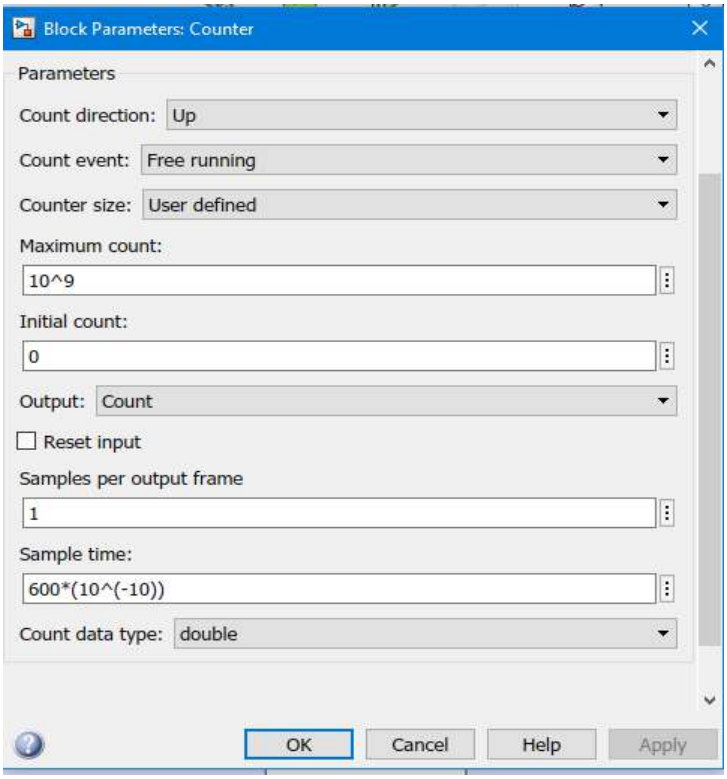


Figure III.6: Paramètres du bloc Counter

e. Fonction matlab :

Le bloc Fonction MATLAB vous permet d'ajouter des fonctions MATLAB aux modèles Simulink pour un déploiement sur des processeurs de bureau et intégrés. Cette capacité est utile pour coder des algorithmes mieux énoncés dans le langage textuel de MATLAB que dans le langage graphique de Simulink.

La fonction de notre model Simulink permet d'affilier un numéro à chaque trame, qui peut être utilisé dans la fonction de modulation.

```
functionFrameNo = fcn(c)
FrameNo = c;
```

f. FBMC modulateur :

Ce programme démontre la démodulation du système FBMC

```
functionoutFrame = FBMCmod(inpBits,FrameNo)
```

```
coder.extrinsic('assignin','evalin');
numFFT = 1024;    % Number of FFT points
numGuards = 212;    % Guard bands on both sides
K = 4;    % Overlapping symbols, one of 2, 3, or 4
bitsPerSubCarrier = 2;    % 2: 4QAM, 4: 16QAM, 6: 64QAM, 8: 256QAM
%Prototype Filter
HkOneSided = [0.971960 sqrt(2)/2 0.235147];
Hk = [fliplr(HkOneSided) 1 HkOneSided];
% QAM symbol mapper
qamMapper = comm.RectangularQAMModulator(...
'ModulationOrder', 2^bitsPerSubCarrier, ...
'BitInput', true, ...
```

```
'NormalizationMethod', 'Average power');
%   Initialize arrays
L = numFFT-2*numGuards;  % Number of complex symbols per OFDM symbol
%numBits = bitsPerSubCarrier*L/2;    %oversampling by 2 (= L = 600)
dataSubCar = complex(zeros(L, 1));
KL = K*L;
dataSubCarUp = complex(zeros(KL, 1));
KF = K*numFFT;
% Generate mapped symbol data
modData = qamMapper(inpBits);
% OQAM Modulator: alternate real and imaginary parts
if rem(FrameNo,2)==1     % Odd symbols

dataSubCar(1:2:L) = real(modData);
dataSubCar(2:2:L) = 1i*imag(modData);
else% Even symbols
dataSubCar(1:2:L) = 1i*imag(modData);
dataSubCar(2:2:L) = real(modData);
end
% Upsample by K, pad with guards, and filter with the prototype filter
dataSubCarUp(1:K:end) = dataSubCar;
dataBitsUpPad = [zeros(numGuards*K,1); dataSubCarUp;
zeros(numGuards*K,1)];
X1 = filter(Hk, 1, dataBitsUpPad);
X = [X1(K:end); zeros(K-1,1)]; % Remove 1/2 filter length delay
% Compute IFFT of length KF for the transmitted symbol
txSymb = fftshift(ifft(X));
% Transmitted signal is a sum of the delayed real, imag symbols
symBuf = complex(zeros(2*KF, 1));
symBuf = evalin('base','WSsymBuf'); %Load from workspace
symBuf = [symBuf(numFFT/2+1:end); complex(zeros(numFFT/2,1))];
symBuf(KF+(1:KF)) = symBuf(KF+(1:KF)) + txSymb;
assignin('base','WSsymBuf',symBuf); %Save to workspace for next frame
outFrame = complex(symBuf(1:KF));
```

- Initialisation : déclaration des paramètres d'initialisation. Le Nombre de points FFT, nombre Bandes de garde des deux côtés, nombre d'échantillonnage par symbole et le nombre des sous-canaux, facteur de chevauchement, et la langueur du prototype, …
- Conception du filtre prototype : ce block déclare le filtre du prototype passe bas de type FIR (Filter Impulse Reponse) avec un facteur de chevauchement égal k=4.
- Data d'entrer d'une image qui se convertira du décimal au binaire et ses bits considérés comme les données d'entrer de notre chaine de transmission.
- La modulation d'entré OQAM de notre donnée va commencer par la modulation QAM après un décalage au niveau de la partie imaginaire par rapport à la partie real.
- Transformer de fourrier rapide inverse : en appliquent la transformer de fourrier rapide sur le signal pour se déplacer du domaine fréquentiel au domaine temporale par la commande ifft.

- Les filtres polyphasés synthétisent SFB est représenter par la partie du banc du filtre identique avec la partie théorique par les étapes du sur-échantillonnage et le filtre reforme les données du serial au parallèle S/P par le bloc unbuffer.

g. Unbuffer

Convertit une image en sortie d'échantillons scalaires à une fréquence plus élevée.

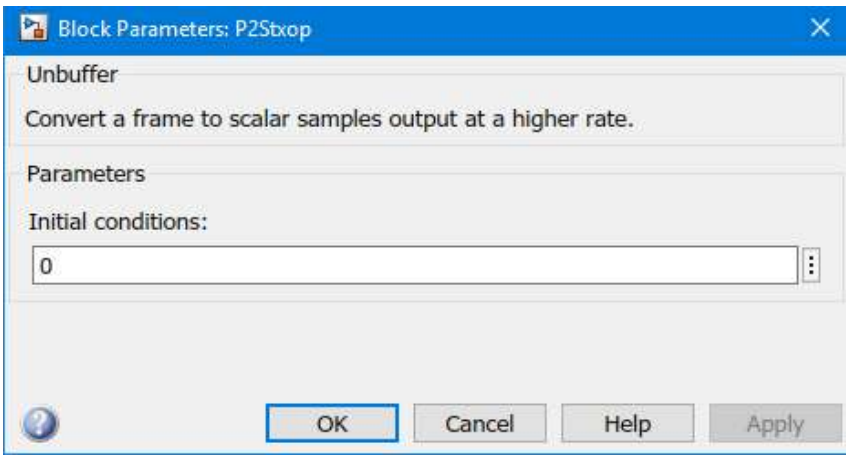


Figure III.7: Paramètres du bloc Unbuffer

III.6.2. Canal de transmission

Dans notre travail nous utilisons :

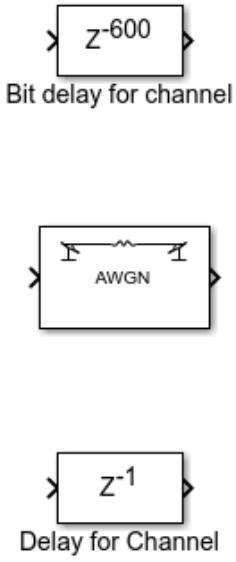


Figure III.8: Le canal de transmission d'un système FBMC sur Simulink

a. Delay :

On a utilisé ce ploc pour retarder le signal d'entrée d'un nombre spécifié d'échantillons pour pouvoir comparer le signal d'entrée au signal de sortie, ce retard est dû au canal de transmission.

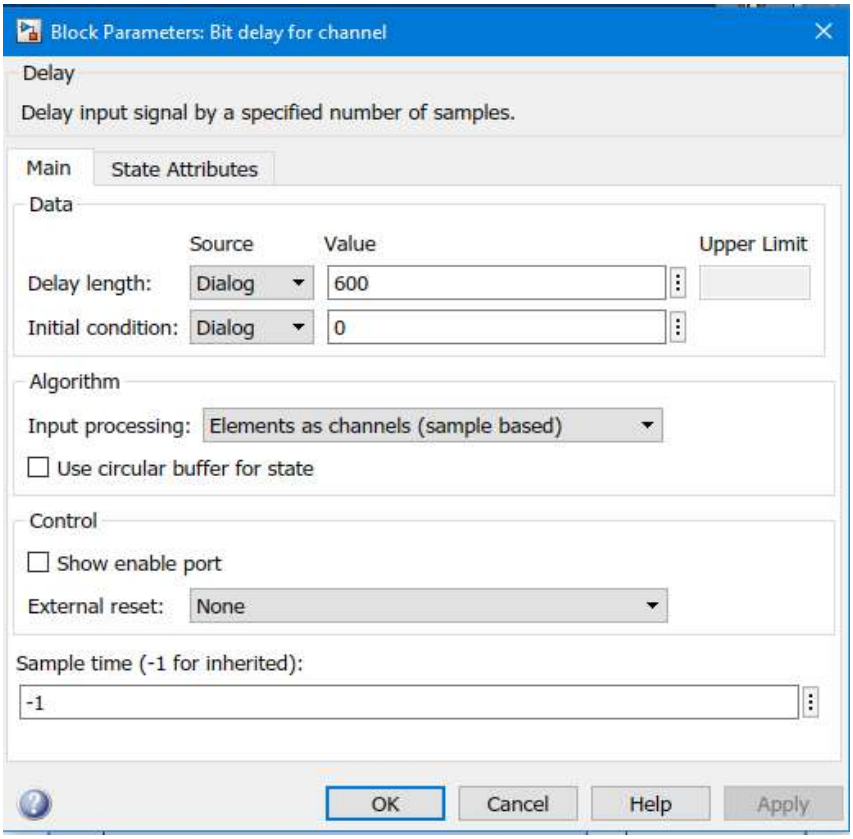


Figure III.9: Paramètres du bloc Delay.

b. AWGN canal :

« Add white Gaussian noise », Le signal d'entrée peut être réel ou complexe. Ce bloc prend en charge le traitement multi-canal. Lors de l'utilisation de l'un ou l'autre des modes de variance avec des entrées complexes, les valeurs de variance sont également réparties entre les composantes réelles et imaginaires du signal d'entrée. Ce bloc accepte un scalaire à valeur, vecteur, ou signal d'entrée de la matrice avec un type de données simple ou double. La valeur du SNR peut être modifiée pour déterminer la limite pour laquelle on commence à avoir un taux d'erreur élevé.

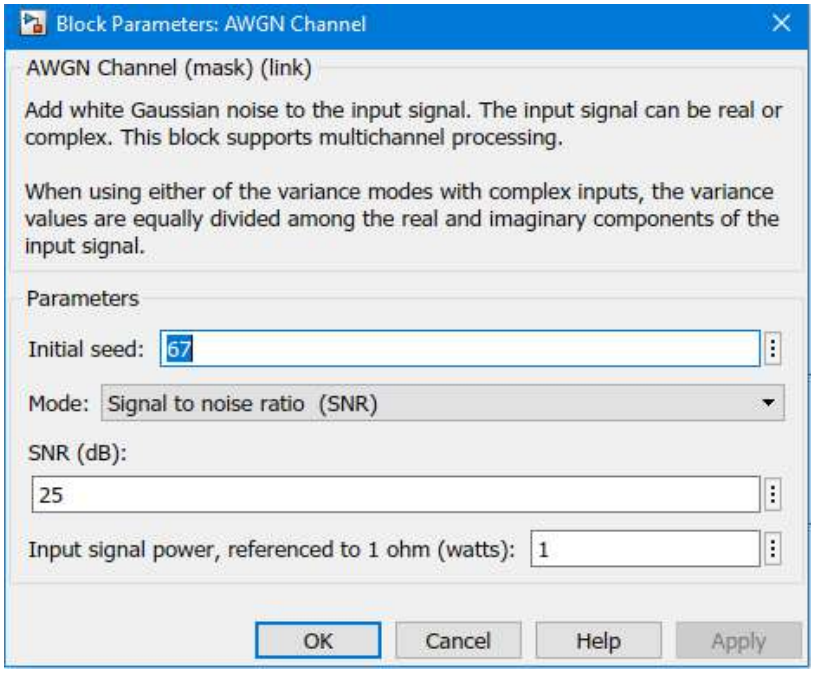


Figure III.10: Paramètres du bloc AWGN

c. Delay :

On a utilisé les paramètres qui sont démontrés dans la figure suivante, ce dernier bloc de retard est ajouté afin de retarder le numéro de la trame pour être utilisé par le démodulateur FBMC, ce retard est dû à l'étape de traitement du Simulink.

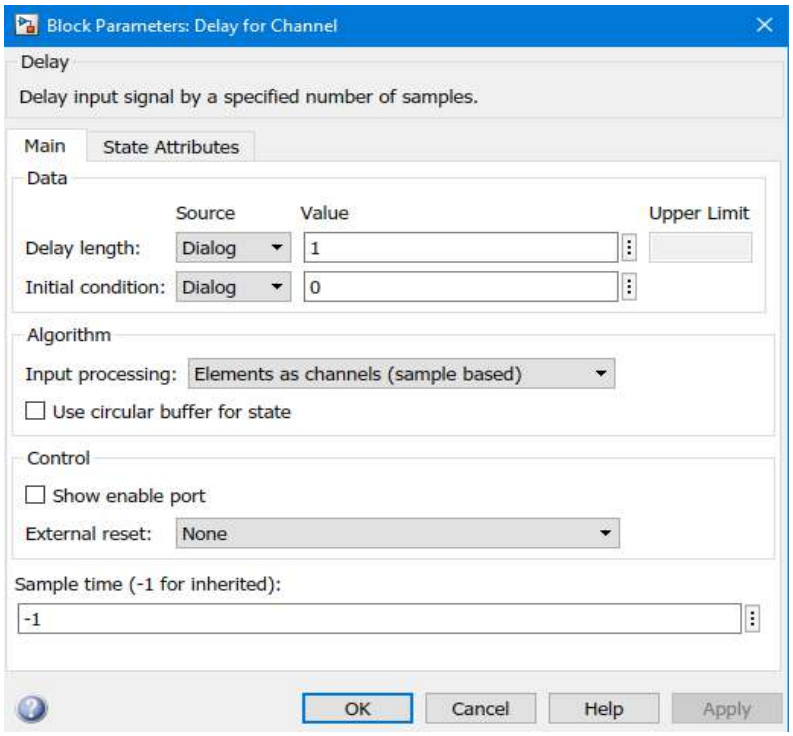


Figure III.11: Paramètres du bloc Delay

III.6.3. La chaine de réception du système FBMC

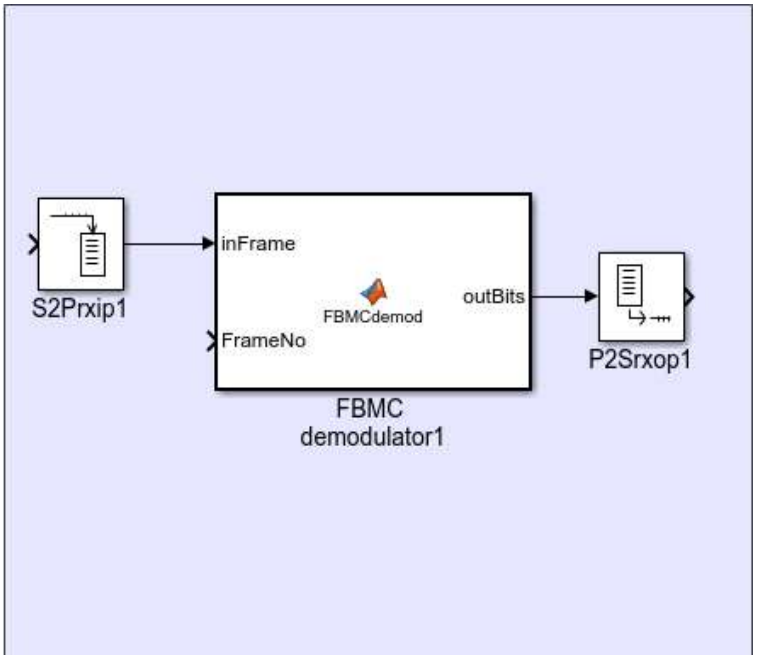


Figure III.12: La chaine de réception d'un système FBMC sur Simulink

- Les filtres polyphasés de la partie AFB sont représentés par la partie du banc du filtre identique avec la partie théorique par les étapes du sur-échantillonnage et le filtre après la reformation des données parallèle au serial P/S.
- Transformée de fourrier rapide pour se déplacer du domaine temporel au domaine fréquentiel.

a. Buffer :

Ce bloc est ajouté la reformation des données serial au parallèle S/P.

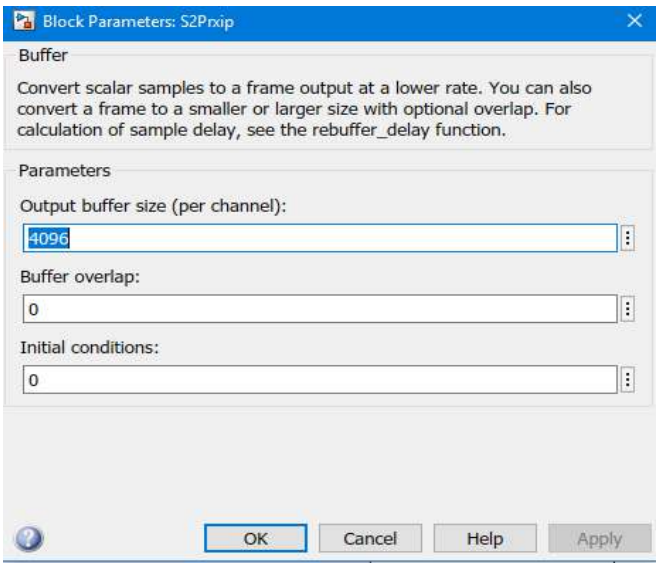


Figure III.13: Paramètres du bloc Buffer

b. FBMC démodulateur :

Ce programme démontre la démodulation du système FBMC

```
functionoutBits = FBMCdemod(inFrame,FrameNo)
numFFT = 1024;    % Number of FFT points
numGuards = 212;    % Guard bands on both sides
K = 4;    % Overlapping symbols, one of 2, 3, or 4
bitsPerSubCarrier = 2;    % 2: 4QAM, 4: 16QAM, 6: 64QAM, 8: 256QAM
% Prototype filter
HkOneSided = [0.971960 sqrt(2)/2 0.235147];
Hk = [fliplr(HkOneSided) 1 HkOneSided];
% QAM demodulator
qamDemod = comm.RectangularQAMDemodulator(...
'ModulationOrder', 2^bitsPerSubCarrier, ...
'BitOutput', true, ...
'NormalizationMethod', 'Average power');
% Perform FFT
rxf = fft(fftshift(inFrame));
% Matched filtering with prototype filter
rxfmf = filter(Hk, 1, rxf);
% Remove K-1 delay elements
rxfmf = [rxfmf(K:end); zeros(K-1,1)];
% Remove guards
rxfmfg = rxfmf(numGuards*K+1:end-numGuards*K);
% OQAM post-processing
%  Downsample by 2K, extract real and imaginary parts
if rem(FrameNo,2)==1
% Imaginary part is K samples after real one
    r1 = real(rxfmfg(1:2*K:end));
    r2 = imag(rxfmfg(K+1:2*K:end));
rcomb = complex(r1, r2);
else
% Real part is K samples after imaginary one
    r1 = imag(rxfmfg(1:2*K:end));
    r2 = real(rxfmfg(K+1:2*K:end));
rcomb = complex(r2, r1);
end
%  Normalize by the upsampling factor
rcomb = (1/K)*rcomb;
% Demapper: Perform hard decision
outBits = qamDemod(rcomb);
```

c. Unbuffer :

Ce bloc est ajouté la reformation des données parallèle au serial P/S.

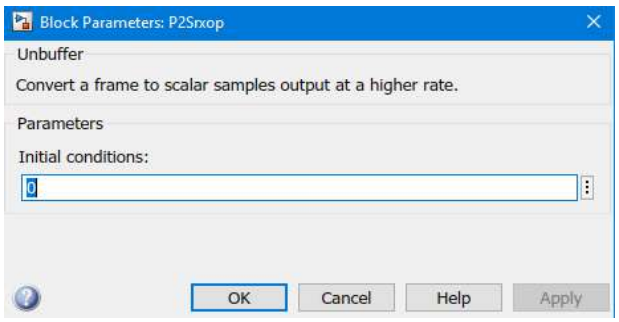


Figure III.14: Paramètres du bloc Unbuffer

III.6.4. Bloc de transformateur

La démodulation au niveau de la réception de la modulation OQAM et caractériser par la réception de l'image après reformation des bits set décoder au décimale et extraction de notre image, ensuite calcule du BER de notre chaine de transmission.

a. Delay :

Bloc pour retarder le signal d'entrée.

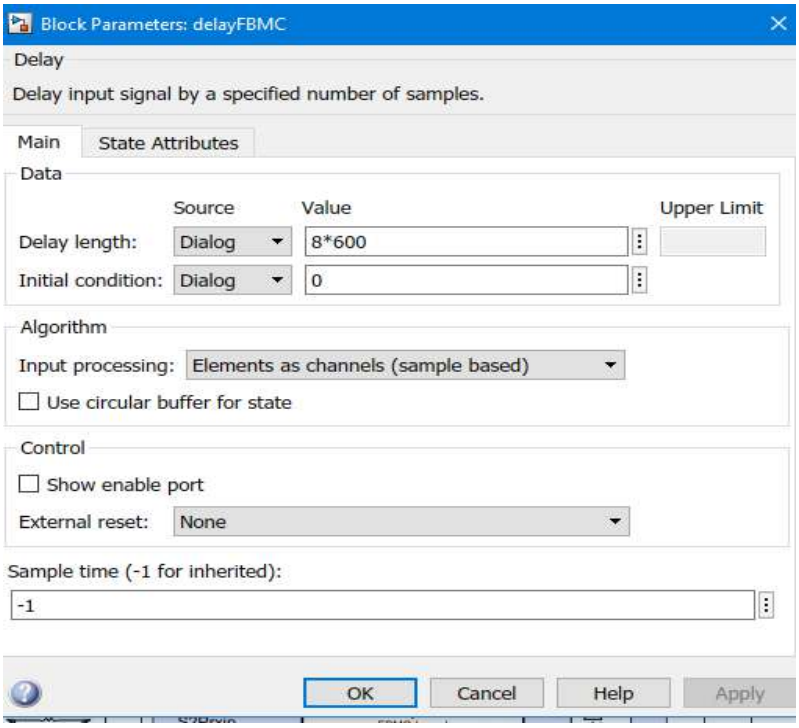


Figure III.15: Paramètres du bloc Delay

b. Error rate calculation (mask) (link):

Le bloc de calcul du taux d'erreur compare les données d'entrée d'un émetteur avec les données d'entrée d'un récepteur. Il calcule le taux d'erreur comme une statistique courante, en divisant le nombre total de paires inégales d'éléments de données par le nombre total d'éléments de données d'entrée d'une source. Si les entrées sont des bits, le bloc calcule le taux d'erreur sur les bits. Si les entrées sont des symboles, alors il calcule le taux d'erreur de symbole.

On a utilisé les paramètres suivant :

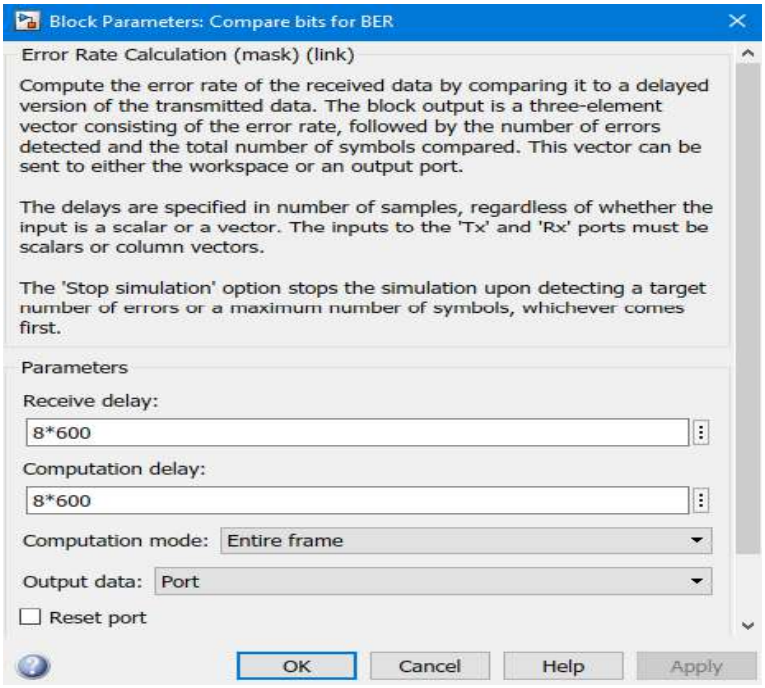


Figure III.16: Paramètres du bloc Error Rate Calculation

c. To workspace

Ce bloc permet d'écrire l'entrée dans une série temporelle, un tableau ou une structure spécifiée dans un espace de travail. Pour la simulation basée sur des menus, les données sont écrites dans l'espace de travail de base MATLAB. Les données ne sont pas disponibles tant que la simulation n'est pas arrêtée ou mise en pause.

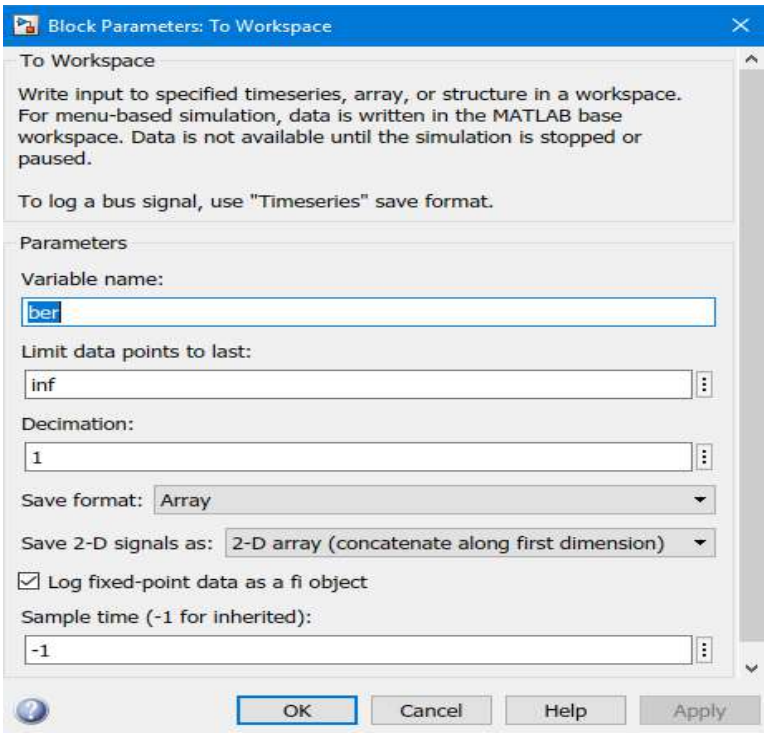


Figure III.17: Paramètres du bloc To workspace.

d. Compare bits :

Ce bloc permet d'afficher les signaux générés pendant la simulation.

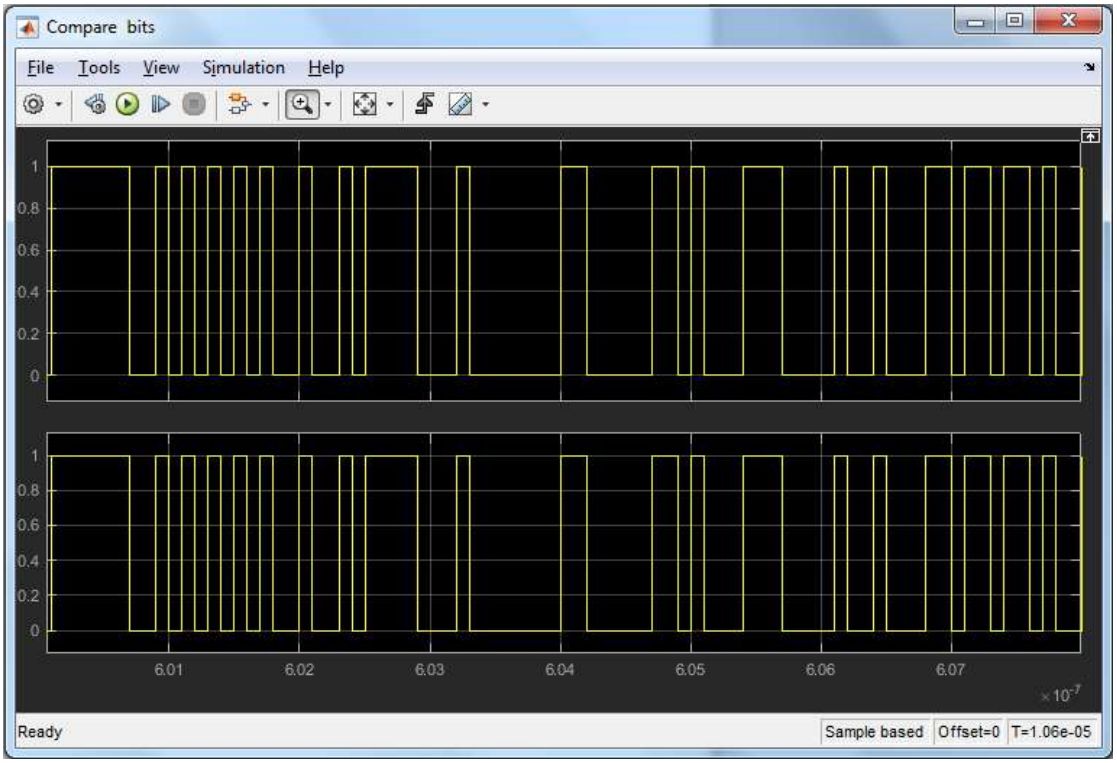


Figure III.18: Résultat de la simulation

Nous pouvons remarquer que le signal de sortie est identique au signal de sortie pour une source binaire.

III.7. Résultats de simulation pour les performances BER

Les résultats de simulation montrent que lorsque le SNR augmente, le BER se diminue, Comme le montre les tableaux III.1.

Tableau III.1: BER en fonction de SNR.

SNR (dB)	BER
0	**0.4847**
5	**0.4796**
10	**0.4598**
15	**0.4299**
20	**03787**
25	**0.2892**
30	**0.1596**

35	**0.03977**
40	**0.0008296**

La figure suivante représente le BER en fonction SNR

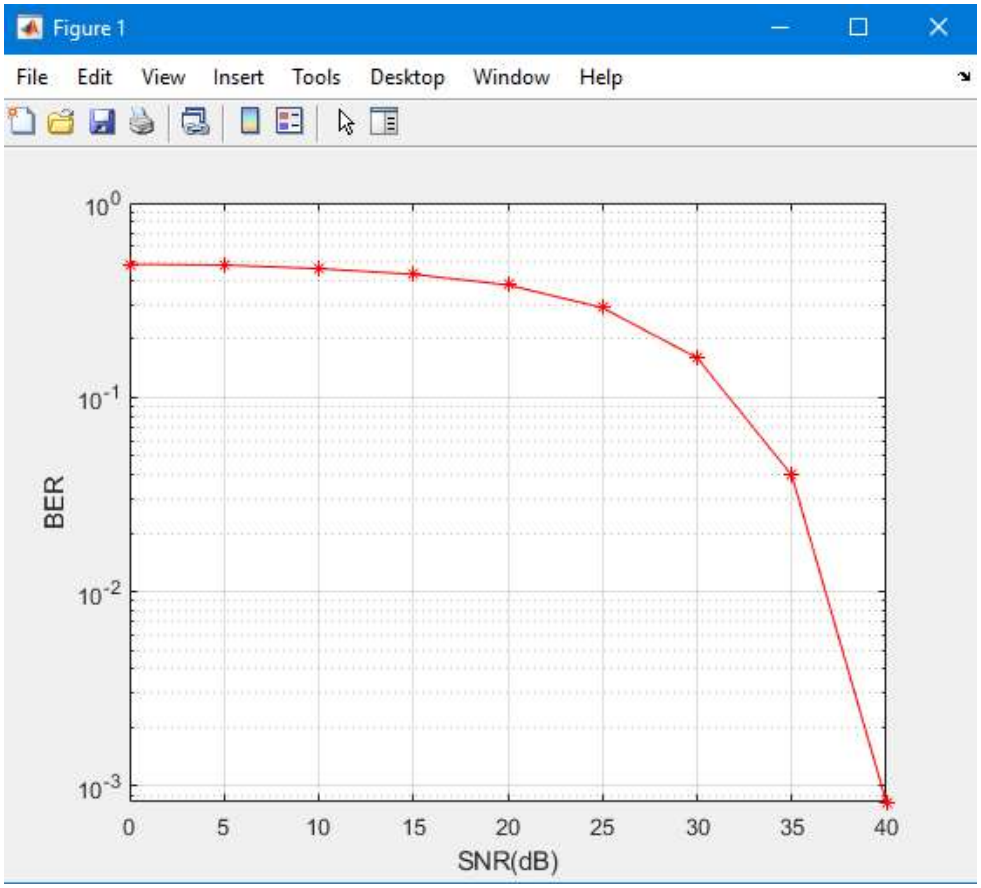


Figure III.19: Le BER en fonction de SNR

III.8. Réalisation du filtre prototype PHYDYAS

Nous avons obtenu à partir d'un programme MATLAB la réponse impulsionnelle du filtre prototype PHYDYAS avec M=16 sous porteuses sous-porteuses et un facteur du chevauchement K=4 est représentée à la Figure ci-dessous :

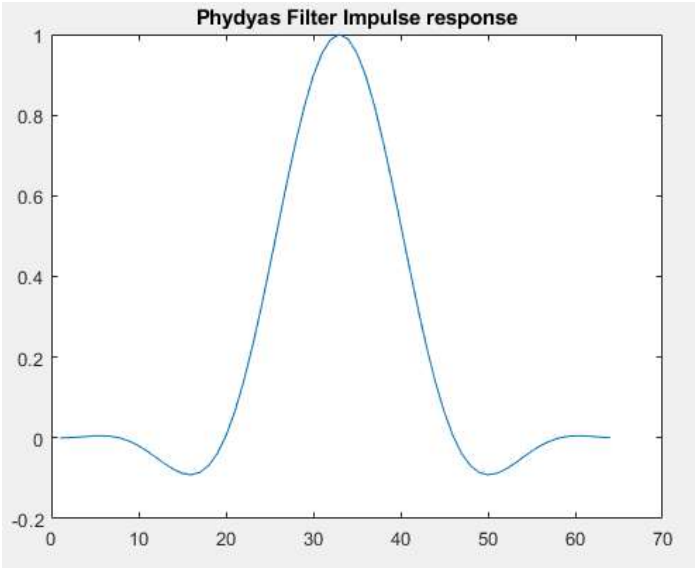


Figure III.20: Réponse dans le domaine temporel du filtre PHYDYAS.

Pour le passage de domaine temporelle vers le domaine fréquentiel on utilise la transformation de Fourier directe FFT est on obtient la figure ci-dessous pour un M=16 et un facteur du chevauchement k=4 :

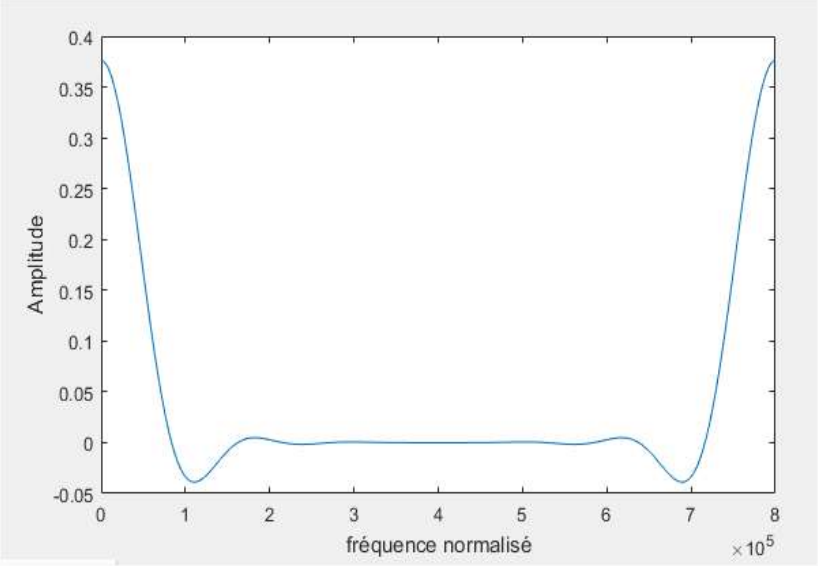


Figure III.21: Réponse dans le domaine fréquentiel du filtre PHYDYAS.

III.9. Comparaison entre les filtres utilisés

III.9.1. Comparaison de BER de FBMC en variation de l'ordre du filtre K

Ce tableau représente les résultats de la simulation montrant les performances du FBMC en modifiant l'ordre du filtre prototype. Nous exprimons ces performances en termes de BER en fonction du SNR.

Tableau III.2: Comparaison du BER pour différent valeurs de K (FBMC)

K	2	3	4
SNR	BER		
0	0.4864	0.4876	0.4847
5	0.4823	0.4773	0.4796
10	0.4625	0.458	0.4598
15	0.4304	0.4303	0.4299
20	0.3763	0.3758	0.3787
25	0.2891	0.288	0.2892
30	0.1612	0.1577	0.1596
35	0.03914	0.03946	0.03977
40	0.0009071	0.0006305	0.0008296

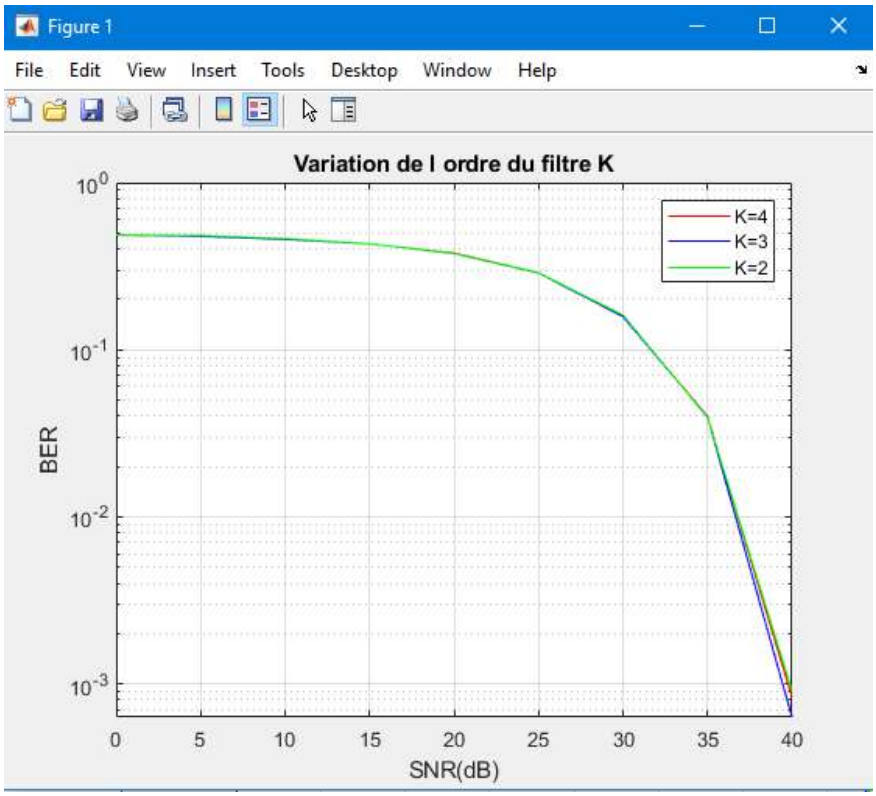


Figure III.22: Comparaison du BER pour différent valeurs de K (FBMC)

Les résultats ci-dessus nous permettent de conclure que le taux d'erreur binaire diminue en augmentant l'ordre du filtre prototype et le meilleur résultat est obtenu pour (K = 3). A chaque fois que l'ordre du filtre prototype augmente les ondulations de la réponse impulsionnelle du filtre diminue et par conséquence les interférences inter symboles diminuent jusqu'à ou elles disparaissent

III.9.2. Réponses Magnitude de filtre prototype de la FBMC

Nous avons utilisé pour le but de cette comparaison trois facteurs du chevauchement K=2,3 et 4. Le même paramètre avec le filtre en orange représente le filtre prototype de facteur du chevauchement k=2, le filtre en rouge représente le filtre prototype de facteur du chevauchement k=3 et le filtre en bleu représente le filtre prototype du facteur du chevauchement k=4.

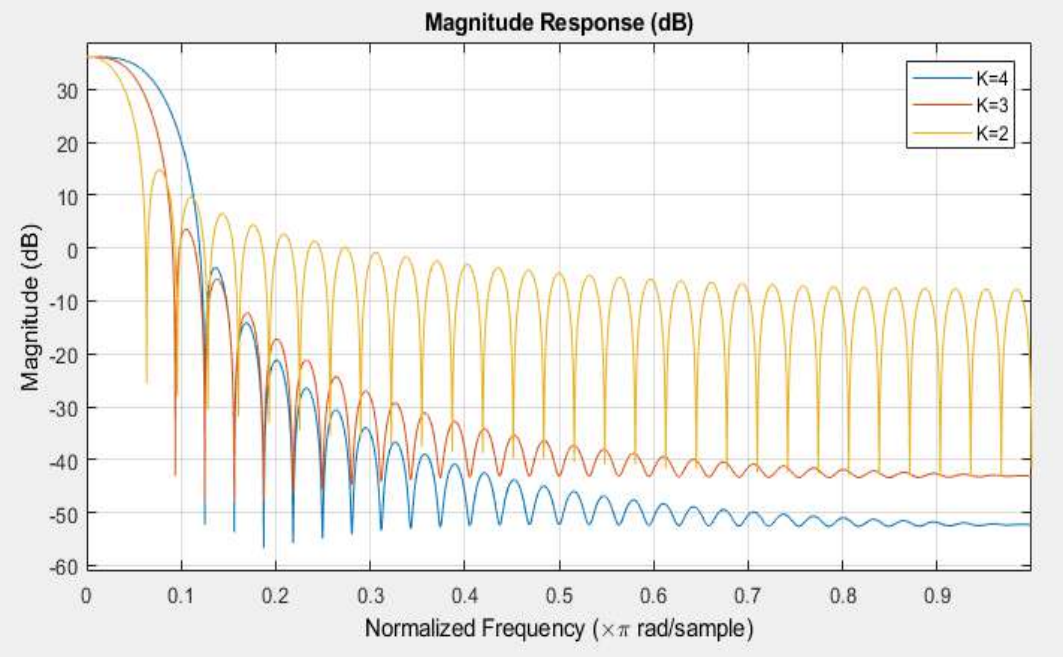


Figure III.23: Réponses Magnitude de filtre prototype de la FBMC pour k=2, k=3, k=4 dans le domaine fréquentiel

Nous remarquons que le filtre le plus efficace qui s'atténue pour un k =4 car les lobes secondaires sont très petit par rapport au lobe principale est comme résultat on aura un gain sur la bande de transmission ce qui signifie une efficacité spectrale très élevée.

III.10. Variation de NFFT

Dans ce qui suit nous allons varier le nombre de sous porteuse NFFT et nous gardons l'ordre du filtre prototype (K) fixe afin de déterminer l'influence du NFFT sur les performances du système. Pour : K = 4 et nFFT = 2048,1024, 512.

Tableau III.3: Comparaison du BER pour différent valeurs de nFFT (FBMC)

NFFT	512	1024	2048
SNR	BER		
0	0.4895	0.4847	0.4846
5	0.4801	0.4796	0.4776
10	0.46	0.4598	0.4616
15	0.4305	0.4299	0.427
20	0.3769	0.3787	0.3776
25	0.2908	0.2892	0.2889
30	0.1604	0.1596	0.1603
35	0.03971	0.03977	0.0391
40	0.0009734	0.0008296	0.0008407

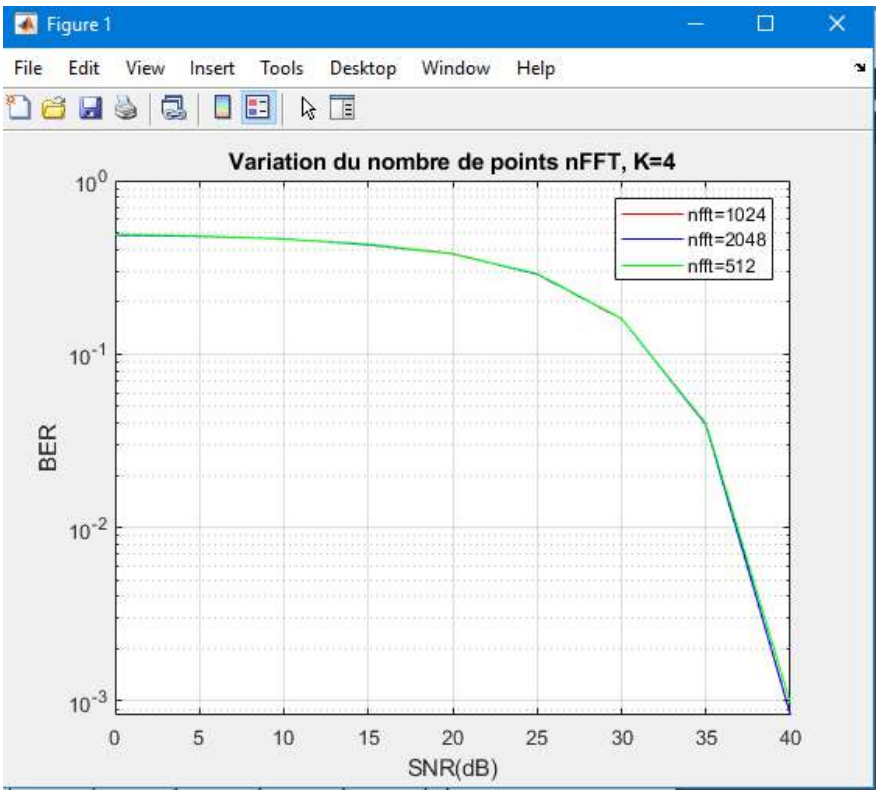


Figure III.24: Comparaison du BER pour différent valeurs de nFFT (FBMC)

La figure III.24 représente l'influence du nombre de sous porteuses sur les performances du système FBMC. Nous remarquons que les meilleures performances sont obtenues pour nFFT = 1024. Si le nombre de sous-porteuses augmente le débit augmente et la qualité de transmission diminue.

III.11.Comparaison des réponses en amplitude des filtres prototypes entre FBMC et OFDM.

L'une des différences entre les modulations OFDM et FBMC réside dans la propriété de la fuite spectrale, comme il est indiqué dans la figure III.25 Ou l'OFDM représenté par la réponse de filtre en Rouge et Le FBMC représenté par la réponse de filtre en Bleu. Il peut être observé que la modulation OFDM possède des lobes latéraux importants, qui imposent des contraintes d'orthogonalité stricte pour toutes les sous-porteuses. Au contraire, la modulation FBMC a des lobes latéraux négligeables dans le domaine fréquentiel. Avec une fuite spectrale très limité, une analyse spectrale de haute résolution et de faibles interférences sur les bandes de fréquences adjacentes peut être atteinte.

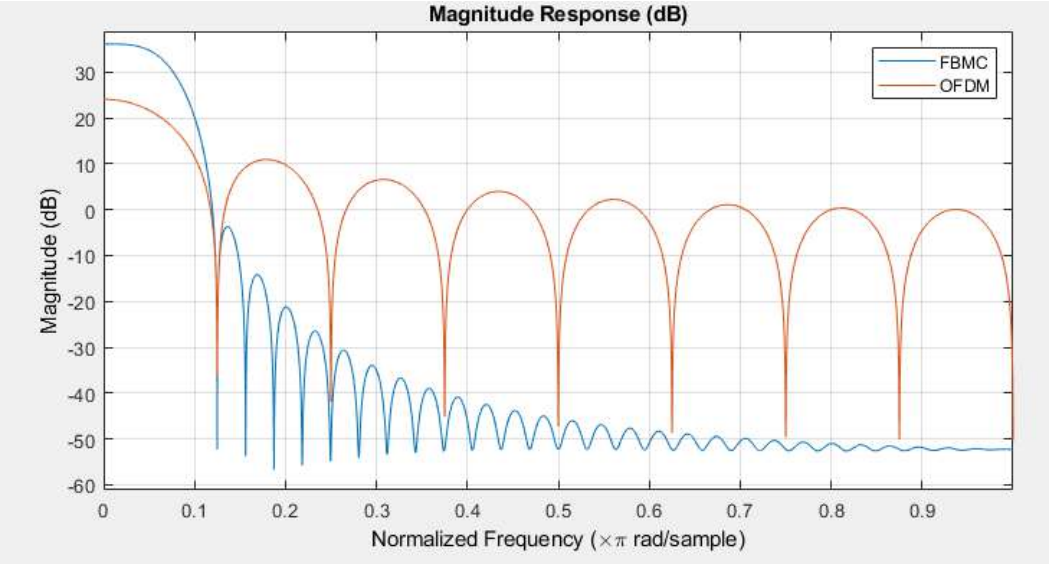


Figure III.25: Comparaison des réponses en amplitude des filtres prototypes de FBMC et OFDM

Sur cette figure, on peut voir clairement la meilleure localisation du spectre du filtre prototype par rapport à celui de la forme d'onde rectangulaire. Pour cette dernière, les lobes secondaires de la réponse fréquentielle ont une amplitude non négligeable

comparée à celle du lobe principal. Ceci a pour effet de créer des interférences pour les sous-canaux adjacents.

III.12. Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons présenté la conception de la technique FBMC où nous avons désigné, nommée et configurer les différents blocs de synthèse, d'analyse et le canal de transmission, et nous avons utilisés un banc de filtre prototype de type PHYDYAS. Ensuite, on a calculé le BER en fonction du SNR en utilisant un canal de transmission AWGN

La forme classique multi-porteuse de type OFDM n'était pas la mieux adaptée en raison de la mauvaise localisation fréquentielle, de lobes secondaires trop élevés et aussi à cause de préfixe cyclique. C'est pourquoi la technique a banque de filtre FBMC (Filter Bank Multi-Carrier) a été choisie.

Conclusion Général

Conclusion générale

Le monde de communication se développe rapidement et continuellement, se la soulève de nombre des services et applications sans fil, aussi le nombre des utilisateurs, ce qui génère un problème en terme de débit. Les modulations multi-porteuses OFDM et FBMC sont considéré comme une solution au problème.

Grace au travail que nous avons fait dans ce mémoire, nous avons réussi à approfondir nos connaissances dans le domaine de modulation multi-porteuses qui est venu dans le but d'annuler le phénomène de la sélectivité en fréquence causé par les canaux à trajets multiples.

Notre étude souligne l'importance de la technique FBMC en vue de leur application pour la transmission des signaux de stimulation cochléaire. La principale différence entre OFDM et FBMC est qu'au lieu d'utiliser une fenêtre rectangulaire, nous avons utilisé un filtre prototype plus avancé.

Afin de préciser le contexte dans lequel ces travaux ont été réalisés, le premier chapitre a consisté en 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 système de communication sans fil.

Pour comprendre le contexte de ce mémoire, nous avons effectué dans le second chapitre une étude de la technique FBMC et ses performances, puis nous avons présenté un récapitulatif sur les notions élémentaires sur la modulation FBMC-OQAM qui a surmonté les limites de l'OFDM. Pour un petit nombre de sous porteuses, FBMC devient beaucoup plus efficace que l'OFDM, en particulier si la bande de transmission est partagée entre différents cas d'utilisation.

La simulation du programme Matlab que nous avons réalisé au troisième chapitre a permis de mettre en relief les intérêts d'une modulation FBMC d'un point de vue des paramètres de la chaîne de transmission à ajuster en fonction du canal et des données à transmettre, L'évaluation des performances de notre système se fait par le biais du taux d'erreur binaire (BER) en fonction de rapport signal sur bruit (SNR).

Références Bibliographiques

Bibliographie

[1] Gallet P, Cours sur l'anatomie, D.E Audioprothèse 1ère année, Faculté de Pharmacie, Nancy 2010 .

[2] Luis Godinho et Laura Jan, "le système auditif", Centre d'audition Godinho, 19 rue d'Odessa - 75014 Paris, 2019.

[3] Rémy Pujol , "Voyage Au Centre De L'audition", disponible sur :http://www.cochlea.eu/oreille-generalites, dernière modification 18/11/2016.

[4] Albert Mudry, "*L'oreille interne"*, Otologie, disponible sur : https://www.oreillemudry.ch/66/, dernière modification 16.11.2015.

[5] Albert Mudry, "Les voies auditives centrales", Otologie, disponible sur :https://www.oreillemudry.ch/les-voies-auditives-centrales/, dernière modification 16.11.2015.

[6] Albert Mudry, " Physiologie de l'audition", Otologie, disponible sur : https://www.oreillemudry.ch/physiologie-de-l%e2%80%99audition/, dernière modification 16.11.2015.

[7] BlausenMedical, "La surdité et les causes de la perte auditive", disponible sur : https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/perte-acuite-auditive/definition-causes, dernière modification14 novembre 2019.

[8] U. DE Sidi Mohammed Ben Abdellah Faculte Medecine and D. Pharmacie Fes Universite Sidi Mohammed Ben Abdellah Fes, "Session Mai," 2017.

[9] MED-EL Medical Electronics Fürstenweg 77a 6020 Innsbruck, Austria "Comprendre les implants cochléaires," pp. 1–8, dernière modification : 01/2014.

[10] CharlèneBatrel et Benjamin Chaix, "Voyage Au Centre De L'audition", disponible sur:http://www.cochlea.eu/rehabilitation/implants-cochleaires/traitement-du-signal, dernière modification 24/07/2019

[11] 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.

[12] Satwinder Kaur, Lavish Kansal, Gurjot Singh Gaba, Nuru Safarov , Survey of Filter Bank Multicarrier (FBMC) as an efficient waveform for 5G , School of Electronics and Electrical Engineering, Lovely Professional University, Punjab, India; march .2018.

[13] DAOUD, K. Simulation Comparative Des Techniques FBMC et OFDM Pour Les Réseaux 5G Doctoral dissertation, jui-2016.

[14] V.Selvakumar, S.Nemalladinne, et P.Arumugam, “Analysis of LTE Radio Frame by eliminating Cyclic Prefix in OFDM and comparison of QAM and Offset-QAM”.2012.
[15] BENYAHIA, H. I., & Cherifi, W. Etude des techniques MIMO à base de FBMC pour la 5G, Doctoral dissertation, 13-jui-2017.
[16] Parnika Kansal, Ashok Kumar Shankhwar -FBMC vs OFDM Waveform Contenders for 5G. Wireless Communication System- Department of Electronics, School of Engineering, Harcourt Butler Technical University (HBTU), Kanpur, India -Wireless Engineering and Technology, 2017.
[17] T. Karp and N. J. Fliege, “Modified DFT filter banks with perfect recon- struction,” IEEE Trans. Circuits Syst. II, vol. 46, pp. 1404–1414, Nov. 1999.
[18] HarikaVelamala “Filter Bank Multicarrier Modulation for Spectrally Agile Waveform”, Worcester Polytechnic Institute, 2013-04-25.
[19] DALI, A., & BOUAFIA, Z. Étude énergétique de la forme d’ondes multi porteuses à base de banc de filtres Doctoral dissertation, 19 juin 2017.
[20] M. FUHRWERK, J. PEISSIG, AND M. SCHELLMANN, On the design of an FBMC based air interface enabling channel adaptive pulse shaping per sub-band, in IEEE Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2015.
[21] TAO JIANG, DA CHEN, CHUNXING NI, DAIMING QU, OQAM/FBMC FOR FUTURE WIRELESS COMMUNICATIONS Principales, Technologies and Applications, Elsevier Ltd, 2018.
[22] BEKKOUCHE HOUCINE. Synthése de banc de filtres adaptés, application a la compression des images. Thèse de doctorat spécialité : automatique et traitement du signal. Université de paris-sud, 2007.
[23] P. Siohan, C. Siclet, and N. Lacaille, “Analysis and design of OFDM/OQAM systemsbased on filterbanktheory ,”Signal Processing, IEEE Transactions on, vol. 50, no. 5,pp. 1170 –1183, may 2002.
[24] Viholainen, A.; Bellanger, M.; Huchard, M.; "PHYDAS - PHYsical layer for Dynamic AccesS and cognitive radio", Report D5.1, January 2009.
[25] Hanen BOUHADDA - Impacts des non-linéarités dans les systèmes multi-porteuses de type FBMC/OQAM, Centre d'étude et de recherche en informatique et communications, Laboratoire Innov'Com -22 Mars 2016.
[26] M. Bellanger, “Digital Signal Processing – Theory and Practice”. Wiley, Chichester, NY, USA, 1999.

[27] T. W. PARKS AND C. S. BURRUS, “Digital filter design”, Wiley-Interscience, New York, NY, USA, 1987.
[28] ARI VIHOLAINEN, TEROIHALAINEN, TOBIAS HIDALGO STITZ, MARKKU RENFORS, and MAURICE BELLANGER, “Prototype filter design for filter bank based multicarrier transmission,” in 17th European Signal Processing Conference (EUSIPCO 2009), pp. 1359–1363, August 2009.
[29] R. HAAS AND J.-C. BELFIORE, “A time-frequency well-localized pulse for multiple carrier transmission,” Wireless Personal Communications, vol. 5, no. 1, pp. 1–18, 1997.
[30] T.JIANGANDY.WU, “An overview: peak-to-average power ratio reduction techniques for OFDM signals,” IEEE Transactions on Broadcasting, vol.54, no.2, pp.257–268, 2008.
[31] Campbell, Karen, “The 5G Economy : How 5G Technology will Contribute to the Global Economy”, IHS Markit, JANUARY 2017.
[32] H. F. Harmuth, “Transmission of Information by Orthogonal Functions”, First Edition. Springer, 1969.
[33] H. F. Harmuth, “A Generalized Concept of Frequency and Some Applications” . IEEE Transactions on Information Theory, vol. IT-14, no3, pages 375– 382, Mai 1968.
[34] Gerald F. Ross et Kenneth W. Robbins, “Baseband radiation and reception system” . U.S. Patent No 3,739,392, Juin 1973.
[35] R.M. Morey, “Geophysical surveying system employing electromagnetic impulses” . U.S. Patent No 3,806,795, 1974.
[36] T.W. Barrett, “History of Ultra WideBand (UWB) Radar & Communications: Pioneers and Innovators” . In Progress In Electromagnetics Symposium 2000 (PIERS 2000), Cambridge, USA, Juillet 2000.
[37] “Radio Frequency Devices” . Rapport, Federal Communication Commission - Office of Engineering and Technology, Oct 26, 2015.
[38] M. AYYACH, « Étude d'un Système d'Acquisition Rapide de Signaux UWB à Très Large Bande en Milieu Minier Souterrain » , Mémoire présenté comme exigence partielle de la maitrise en ingénierie, UNIVERSITÉ DU QUÉBEC EN ABITIBI-TÉMISCAMINGUE, MAI 2013.
[39] I. Oppermann, M. Hamalainen and J. Iinatti, “UWB Theory and Applications”, John Wiley & Sons, Ltd, 2004.