UNIVERSITE DE MOHAMED BOUDIAF

FACULTE DE TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

MEMOIRE DE MASTER

DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIE

OPTION : Contrôle Industriel

Thème

Etude comparative entre la DCT et la DWT pour la compression des signaux ECG

Présenté par :

DJAIDJA Ilyas

Encadré par :

Dr. BOUKHENNOUFA Nabil

Promotion : Juin 2015

Etude comparative entre la DCT et la DWT pour la compression des signaux ECG

Résumé

Les exigences technologiques conduisent les utilisateurs à exploiter des quantités de données très importantes. Le problème de l'exploitation optimale des voies de communication et des capacités de stockage est toujours resté un sujet d'actualité. De multiples études ont été menées sur les algorithmes de compression, dans le but de mettre les données sous un format tel qu'elles occupent moins de volume, surtout dans le domaine biomédical où les signaux ECG occupent un grand espace de stockage. Notre travail consiste à effectuer la compression des signaux ECG utilisant deux transformées (DCT et DWT). Ceci dans le but de tirer conclusion de la meilleure transformation utilisée dans le domaine de la compression.

Mots clés: Compression des signaux, ECG, DCT, DWT, codage arithmétique.

ملخص

تلزم الاحتياجات التكنولوجية للمستخدمين تشغيل كميات كبيرة جدا من البيانات.مشكلة الاستخدام الأمثل للقنوات و قدرات الاتصال والتخزين تعتبر دائما موضوع الساعة. وقد أجريت دراسات متعددة على خوارزميات الضغط من أجل وضع البيانات في شكل بحيث تشغل أقل حجما، خصوصا في مجال الطب الحيوي حيث تحتل إشارات ECG مساحة تخزين كبيرة. مهمتنا في هذه الأطروحةهي ضغط إشارات ECG باستخدام نوعين من التحويلات (DCT وDWT). و هذا من أجل استخلاص استنتاجات عن أفضل التحويلات المستخدمة في مجال الضغط.

كلمات مفتاحية: تقليص الاشارة،. اشارة نبض القلب ،DCT ،DWT، الترميز الحسابي.

Abstract

The technological requirements lead users to operate very large amounts of data. The problem of the optimal use of channels of communication and storage capacities has always been a hot topic. Multiple studies have been conducted on the compression algorithms in order to put the data in a format such that they occupy less volume especially in the biomedical field where ECG signals occupy a large storage space. Our job is to perform the compression of ECG signals using two transforms (DCT and DWT). This in order to draw conclusions for the best transformation used in the field of compression.

Keywords : Signals compression, ECG, DCT, DWT, arithmetic coder.

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier ***Dieu*** *le tout puissant qui m'a toujours aidé dans ma vie et qui m'a donné la bonne santé, la volonté et la patience pour faire ce travail.*

Je remercie également mon encadreur ***Dr. BOUKHENNOUFA Nabil*** *pour son aide, ses conseils précieux, son soutien et sa patience. Je tiens à lui exprimer mon grand respect.*

Je tiens à remercier aussi le président et les membres du jury pour avoir bien voulu accepter de juger ce travail.

Enfin, je souhaite exprimer toute ma gratitude à tous ceux qui ont contribué par leurs conseils ou leurs encouragements à l'aboutissement de ce modeste travail.

Dédicaces

Je dédie ce travail:

- ✓ *A ceux qui sont les plus chers au monde, mon père et ma mère.*
- ✓ *A tous les membres de ma grande et petite famille.*
- ✓ *A tous les enseignants qui m'ont aidé de proche ou de loin.*
- ✓ *A tous les étudiants de la faculté en électronique surtout les étudiants de la 2^{éme} année master promotion 2015/2016.*
- ✓ *A ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail et enfin à tous mes fidè*

DJAIDJA Ilyas

SOMMAIRE

Introduction générale **1**

Chapitre I

Théorie de l'information et généralités sur la compression

I.1. Introduction **4**

I.2. Définition et Objectif de la compression **4**

I.2.1. Définition **4**

I.2.2. Objectif de la compression **5**

I.3. Théorie de l'information **5**

I.3.1. Présentation **5**

I.3.2. Concepts généraux **6**

I.3.2.1. Définition d'un signal **6**

I.3.2.2. Quantité d'information **7**

I.3.3. Entropie **7**

I.4. Classification des algorithmes de compression **8**

I.4.1. Compression symétrique et asymétrique **8**

I.4.2. Compression physique et logique **8**

I.4.3. Compression statistique et numérique **8**

I.4.4. Compression sans et avec perte **9**

I.4.4.1. Compression sans perte **9**

I.4.4.2. Compression avec perte **13**

I.5. Techniques de compression des signaux ECG **15**

I.5.1. Méthodes temporelles de compression des signaux ECG **15**

I.5.*2.* Méthodes par extraction des paramètres **15**

I.5.3. Compression de l'ECG par transformation du signal **16**

I.6. Evaluation de la compression **16**

I.6.1. Taux de compression **16**

I.6.2. Mesure de la fidélité de la reconstruction **16**

I.7. Conclusion **17**

Chapitre II

Transformées DCT et ondelettes

II.1. Introduction..... **18**

II.2. Transformée en Cosinus Discrète (DCT)..... **18**

II.3. Transformée en ondelettes..... **19**

II.3.1. Historique..... **19**

II.3.2. Notions générales des transformées en ondelettes..... **20**

II.3.3. Propriétés d'une ondelette..... **21**

II.3.4. Transformée en ondelettes discrète..... **21**

II.3.5. Familles d'ondelettes..... **22**

II.3.5.1. Ondelette de Haar..... **23**

II.3.5.2. Ondelette de Daubechies..... **24**

II.3.6. Applications des ondelettes..... **24**

II.4. Conclusion..... **27**

Chapitre III

Electrocardiogramme

III.1. Introduction..... **28**

III.2. Système cardiovasculaire..... **28**

III.2.1. Circulation artérielle et veineuse..... **28**

III.2.2. Cœur..... **29**

III.2.2.1. Cellules myocardiques..... **30**

III.2.2.2. Electrophysiologie cellulaire..... **30**

III.3. Electrocardiographie..... **31**

III.3.1.Historique de l'électrocardiographie..... **31**

III.3.2. Principe de l'électrocardiographie..... **33**

III.3.3. Caractéristiques Electrocardiographiques..... **33**

III.4. Electrocardiogramme..... **34**

III.4.1. Définition de L'électrocardiogramme..... **34**

III.4.2. Dérivations électrocardiographiques..... **34**
III.4.2.1. Dérivations périphériques..... **35**
III.4.2.2. Dérivations précordiales..... **36**
III.5. Caractéristique du signal ECG..... **37**
III.6. Description de la base de données MIT-BIH..... **38**
III.6.1. Fichier de données (*.dat)..... **39**
III.6.2. Fichier header (*.hea)..... **39**
III.6.3. Fichier annotation (*.atr)..... **39**
III.7. Conclusion..... **39**

Chapitre IV
Simulation et Résultats

IV.1. Introduction..... **40**
IV.2. Base de donnée Arrhythmia (MIT/BIH)..... **40**
IV.3. Utilisation de la DCT..... **41**
IV.3.1. Choix de l'algorithme de codage..... **41**
IV.3.2. Rapidité d'exécution utilisant la compression totale et partielle..... **42**
IV.3.3. Influence du seuillage et de la quantification sur le CR et le PRD..... **43**
IV.4. Utilisation de la DWT..... **47**
IV.4.1. Choix du type d'ondelette..... **47**
IV.4.2. Seuillage et Quantification..... **49**
IV.5. Comparaison entre les transformées DCT et ondelettes..... **52**
IV.6. Conclusion..... **53**

Conclusion générale..... **54**

Bibliographie..... **56**

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1: Schéma fonctionnel d'un système de communication..... **6**

Figure I.2: Compression de type symétrique..... **8**

Figure I.3: Une vision simplifiée de la compression sans perte..... **9**

Figure I.4: L'arbre de Huffman après construction..... **10**

Chapitre II

Figure II.1: Ondelette mère..... **21**

Figure II.2: Ondelette de Haar..... **24**

Figure II.3: Ondelette de Daubechies..... **24**

Chapitre III

Figure III.1: Schéma de la circulation..... **29**

Figure III.2: Aspect du potentiel d'action cardiaque enregistré par une microélectrode intracellulaire..... **31**

Figure III.3: Les douze dérivations..... **34**

Figure III.4: Dérivations bipolaires des membres..... **35**

Figure III.5: Dérivations unipolaires des membres..... **36**

Figure III.6: Emplacement des électrodes pour les dérivations précordiales..... **36**

Figure III.7: ECG Normal..... **37**

Chapitre IV

Figure IV.1: Signal ECG original 103..... **40**

Figure IV.2: Signal ECG original 119..... **40**

Figure IV.3: Système de compression/décompression. par DCT..... **41**

Figure IV.4: Signal ECG 103. (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour la

résolution 12 bits et TH = 40, (c) Signal reconstruit pour la résolution 12 bits et TH = 60, (d) Signal reconstruit pour la résolution 12 bits et TH=100..... **45**

Figure IV.5: Signal ECG 119. (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 40, (c) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 60, (d) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 100..... **46**

Figure IV.6: Processus de compression/décompression par la transformée en ondelettes DWT..... **47**

Figure IV.7: Signal ECG 103 (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour une résolution 9 bits et TH = 100, (c) Signal reconstruit pour une résolution 10 bits et TH = 100, (d) Signal reconstruit pour une résolution 12 bits et TH = 100..... **50**

Figure IV.8: Signal ECG 119 (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour une résolution 9 bits et TH = 100, (c) Signal reconstruit pour une résolution 10 bits et TH = 100, (d) Signal reconstruit pour une résolution 12 bits et TH = 100..... **51**

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I.1: Probabilités des symboles de la source considérée..... **9**

Tableau I.2: Code des symboles..... **10**

Tableau I.3: Exemple de Codage de Shannon-Fano..... **11**

Tableau I.4: Séquence initiale et Séquence compressée..... **12**

Chapitre II

Tableau II.1: Familles d'ondelettes..... **22**

Tableau II.2: Les propriétés principales des ondelettes..... **23**

Chapitre IV

Tableau IV.1: Comparaisons entre les codeurs RLE et arithmétique..... **42**

Tableau IV.2: Temps d'exécution pour la compression totale et partielle..... **43**

Tableau IV.3: Résultat obtenus par DCT..... **44**

Tableau IV.4: Résultats de compression pour différentes ondelettes..... **48**

Tableau IV.5: Résultat obtenus par DWT..... **49**

Tableau IV.6: Comparaison entre les deux transformées en termes de CR et PRD... **52**

Abréviations utilisées

ECG : Electrocardiogramme

DCT: Discrete Cosine Transform

DWT: Discrete Wavelet Transform

RLE : Run Length Encoding

CR : Compression Ratio

PRD : Percent Root square Difference

Introduction générale

Introduction générale

Les développements technologiques et les exigences des utilisateurs conduisent à des quantités de données toujours plus importantes ; ainsi, depuis les débuts des technologies de l'information, le problème de l'exploitation optimale des voies de communication et des capacités de stockage est toujours resté un sujet d'actualité.

De multiples études ont été menées sur les algorithmes de compression, dans le but de mettre les données sous un format tel qu'elles occupent moins de volume. Une fois compressées, les données ne sont plus directement accessibles, il est nécessaire de les décompresser pour qu'elles redeviennent intelligibles. La grande variété des domaines d'exploitation, chacun ayant ses contraintes spécifiques (nature des données, capacités de traitement), conduit aujourd'hui à un très grand nombre de procédés de compression.

La compression est souvent effectuée sans pertes aux services médicaux car elle constitue le seul type de compression toléré par les médecins. En effet, la compression sans pertes permet d'éviter les erreurs de diagnostic. Toutefois, ce type de compression n'offre pas de réduction significative du volume de ces données. Dans ce contexte, la compression "avec pertes" maîtrisée peut être la réponse la plus appropriée, à condition bien entendu que les pertes n'affectent pas la qualité des images pour l'usage régulier des praticiens. L'idée d'une compression avec pertes semble aujourd'hui de mieux en mieux acceptée par les médecins. L'ACR (American College of Radiology) estime que les techniques de compression avec pertes peuvent être utilisées à des taux raisonnables, sous la direction d'un praticien qualifié [NER]. Le Comité PACS/Téléradiologie de l'Association Canadienne des Radiologistes a accepté le principe de compression avec pertes pour le diagnostic primaire et l'archivage [WIK]. L'un des principaux enjeux de ce travail de master est de proposer une procédure de compression des signaux biomédicaux (ECG). Le choix de ces signaux a été basé sur leur ample utilisation dans le diagnostic et la surveillance des patients, en milieu hospitalier ou en ambulatoire. La compression efficace utilisé est de type avec pertes, elle permet récupérer une qualité visuelle acceptable dans le domaine médical pour aider les médecins dans leurs analyses.

Dans la plupart des systèmes d'acquisition des signaux ECG (Electro-Cardio-Gramme), le signal est enregistré à des fréquences allant de 250 Hz à 500 Hz pour l'ECG classique et à une fréquence de 1 KHz pour l'ECG à haute résolution. A titre d'exemple, Dans le cas de l'ECG haute résolution, un enregistrement par jour à une résolution de 12 bits/échantillon nécessite en moyenne plus de 100 Méga bits d'espace mémoire. Ces chiffres dépassent largement les capacités des systèmes conventionnels de stockage et de transmission. La compression de l'ECG est donc désirable sinon nécessaire pour l'archivage ou la transmission en vue d'une analyse ultérieure. Cette technique connaît un regain d'intérêt avec l'avènement de la télécardiologie basée sur la technologie de communication mobile avec des capacités vidéo. En effet, la compression demeure un outil très utile pour l'enregistrement et la transmission mobile d'un ECG ou d'une partie d'un ECG [LEP, MAA].

L'objectif de ce mémoire consiste à étudier les performances des techniques de compression avec pertes à base de transformations dans le domaine des signaux médicaux. Deux méthodes de transformation seront considérées : la transformée en cosinus discrète DCT et la transformée en ondelettes discrète (DWT), associées avec les méthodes de codage : RLE et arithmétique, en vue de réduire au maximum possible la taille de signal tout en conservant le mieux possible la qualité du signal reconstruit.

Le présent manuscrit comporte quatre chapitres. Il est structuré comme suit:

- Le premier chapitre est consacré à une description générale de la théorie de l'information et les différentes méthodes de compression, en particulier les techniques de compression du signal ECG, ainsi que les critères utilisés pour l'évaluation des performances des algorithmes de compression.

- Le deuxième chapitre présente deux méthodes de compression du signal ECG, la transformée DCT et la transformée en ondelettes.

- Le troisième chapitre présente le fonctionnement général du système cardiovasculaire, ainsi que le principe de l'ECG et ses propriétés.

- Le quatrième chapitre est réservé à l'implémentation et l'évaluation de ces deux méthodes de compression des signaux ECG. Des comparaisons entre les deux transformations seront effectués dans le but de tirer conclusion de la meilleure transformation.

- Enfin, le manuscrit est clôturé par une conclusion générale qui résume et commente le travail effectué.

Chapitre I

Théorie de l'information et généralités sur la compression

Chapitre I

Théorie de l'information et généralités sur la compression

I.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons introduire quelques concepts fondamentaux de la théorie de l'information et de la compression. Cette théorie, proposée en 1948 par Claude E. Shannon, peut être vue comme une discipline mathématique. La théorie de l'information apporte des réponses sur deux questions fondamentales de la théorie de communication. La première est reliée à la limite ultime de la compression des données (l'entropie de la source de l'information). La seconde est le débit maximal de transmission sur un canal bruité (la capacité du canal de transmission). Cette dernière définit les conditions pour un code de chiffrement sûr. Pour cette raison, certains considèrent la théorie de l'information comme étant un sous ensemble de la théorie de communication.

Dans la dernière partie de ce chapitre, nous allons ouvrir un champ de réflexion en indiquant tout d'abord quelles sont les méthodes générales utilisées aujourd'hui pour la compression sans perte des données (codage de Huffman, codage de Shannon, codage arithmétique et l'algorithme RLE). Dans un second temps, nous allons présenter deux méthodes très utilisées dans la compression des données avec perte, la quantification scalaire et la quantification vectorielle. Enfin, on va présenter les techniques de compression des signaux ECG, qui sont habituellement classées en trois grandes catégories à savoir, les méthodes directes, les méthodes utilisant des transformées et les méthodes fondées sur le principe d'extraction des paramètres caractéristiques.

I.2. Définition et Objectif de la compression

I.2.1. Définition

La compression consiste à réduire la taille physique des blocs d'informations. Elle est très utile pour plusieurs applications informatiques. Les différents algorithmes de compression sont basés sur trois critères : le taux de compression, la qualité de compression et la vitesse de compression et de décompression.

Un compresseur utilise un algorithme qui sert à optimiser les données en fonction du type de données à compresser. Un décompresseur est donc nécessaire pour reconstruire les données grâce à l'algorithme dual de celui utilisé pour la compression [LEP].

I.2.2. Objectif de la compression

La compression est l'action utilisée pour réduire la taille physique d'un bloc d'information. En compressant des données, on peut placer plus d'informations dans le même espace de stockage, ou utiliser moins de temps pour le transfert à travers d'un réseau téléinformatique. Le fait que généralement les données requièrent une place importante, la compression est devenue une part intégrante des données. Presque tous les formats de fichiers utilisent l'une ou l'autre méthode de compression [MAA].

I.3. Théorie de l'information

I.3.1. Présentation

La théorie de l'information a été introduite par Shannon. Elle a été conçue essentiellement pour les besoins des systèmes de communication, mais ces contributions vont bien au delà. En effet, on peut citer ses apports fondamentaux en physique statique (thermodynamique), en informatique (complexité de Kolmogorov), en probabilités et statistiques (théorie des grandes déviations), etc. La théorie de l'information a pour objectif principal d'évaluer les performances optimales des systèmes de communication en présence du bruit.

En général, un système de communication permet de transmettre une information depuis une source jusqu'à une ou plusieurs destinations. Le dit système, connu sous le non paradigme de Shannon, est représenté dans la figure I.1. La source est typiquement un signal électromagnétique ou une séquence de symboles binaires. Le codage source représente l'ensemble des opérations effectuées pour coder la source avec le moins de symboles possibles. Elles ont pour but de rendre la sortie de la source compatible avec le canal. Pour le codage de la source sans perte, on peut citer le codage de Huffman et le codage arithmétique. Alors que pour le codage de la source avec perte, on peut citer la quantification vectorielle.

Le canal de transmission peut être une fibre optique, une liaison radio, un support magnétique, etc. Il est généralement perturbé par un bruit qui dépendra de la nature du canal et de l'environnement. Pour cela, le codage canal est nécessaire : il consiste à ajouter des informations redondantes qui seront exploitées au décodeur pour compenser le bruit sur le canal. Enfin, les décodeurs devront pouvoir restituer de façon acceptable l'information fournie par la source [NER].

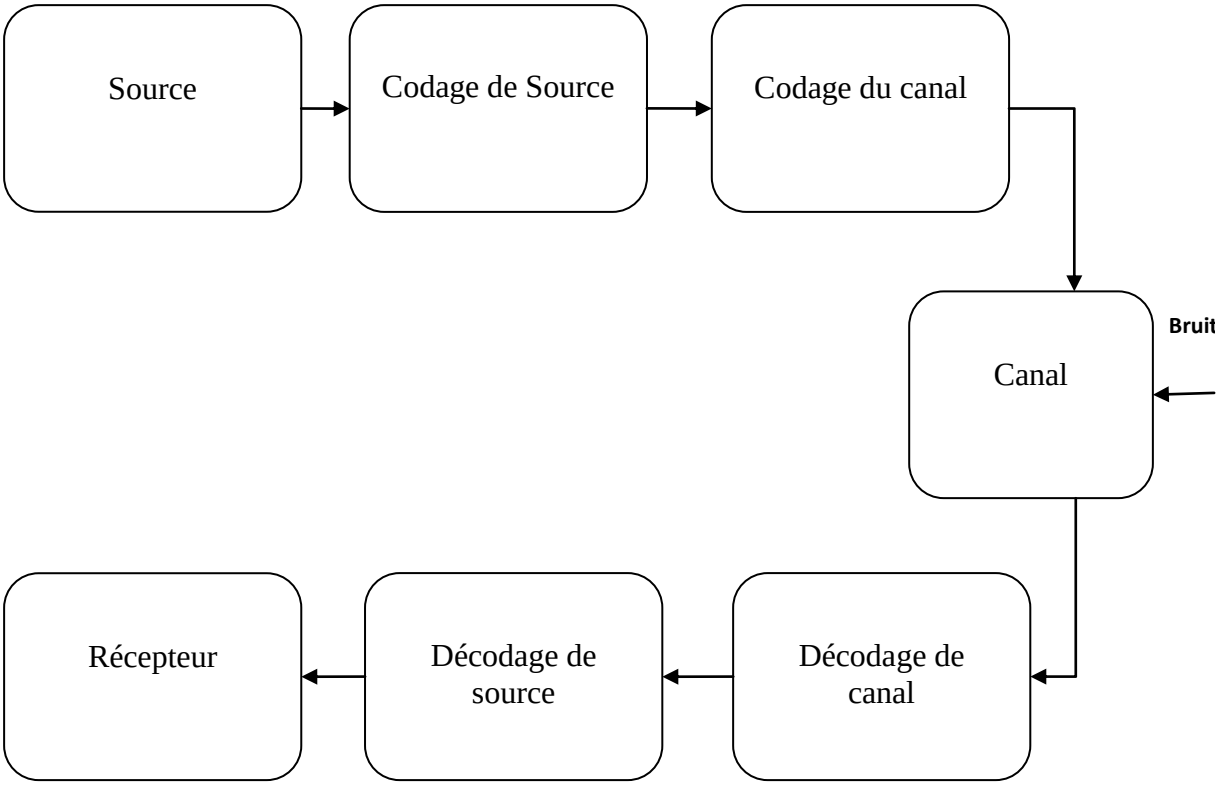


Figure I.1 : Schéma fonctionnel d'un système de communication

I.3.2. Concepts généraux

I.3.2.1. Définition d'un signal

Quelques mots de vocabulaire :

- **Source ou signal** : Il s'agit d'une suite d'événements, ce sont les données qu'on essaie de compresser.

Les sources sont classées selon l'indépendance de leurs événements :

- **Source constante :** C'est un signal qui ne contient qu'un seul type de symbole.
- **Source aléatoire :** C'est un signal dont les événements sont complètement indépendants, sans aucune relation entre eux, que ce soit entre les voisins ou entre des événements distants. On l'appelle aussi SDSM : Source Discrète Sans Mémoire. Il y en a assez peu dans le monde réel car en général, il y a toujours des corrélations entre les événements.

- **Evénement** : C'est l'un des éléments du signal, par exemple l'une des lettres du texte à compresser, cet événement appartient à l'alphabet utilisé.
- **Symbole** : C'est l'unité d'information d'un signal, par exemple un nombre 8 bits ou un triplet RVB sur 24 bits. Les symboles doivent appartenir à l'alphabet.

- **Alphabet** C'est l'ensemble des symboles possibles pour un événement, par exemple tous les codes ASCII pour coder un texte international. On pourra raisonner sur la longueur de l'alphabet: le nombre de symboles connus.

I.3.2.2. Quantité d'information

On définit la quantité d'information H_i véhiculée par un message i d'une source discrète par rapport à la probabilité d'apparition de chaque symbole dans ce message. L'unité est le Shannon (dimension fictive).

On définit la quantité d'information par :

$$H_i=-log_2 p_i \tag{I.1}$$

I.3.3. Entropie

L'entropie est définie comme étant la mesure de l'incertitude d'une variable aléatoire sur les événements successifs d'un signal (ou la corrélation entre événements consécutifs) : l'entropie est nulle dans un signal constant et maximale dans un signal aléatoire. En d'autre terme, elle représente la somme pondérée de la quantité d'information de chaque symbole x_i délivré par la source. Soit X une variable aléatoire discrète avec un alphabet $X=\{x_1,x_2,\ldots,x_N\}$ et une fonction de densité de probabilité $px_i=Pr(X=x_i)$ avec $i = 1,2,\ldots, N$. On définit l'entropie $H(X)$ de la variable aléatoire discrète [JAT, DUM].

$$H(X) = -\sum_{i=1}^{N} px_i \log_2(px_i) \tag{I.2}$$

Cette définition est utilisée en électronique numérique pour numériser une source en utilisant le minimum possible de bits sans perte d'information.

Enfin, elle sert à connaître sur combien de bits au minimum on peut coder un fichier, ce qui est très utile pour savoir les limites qui peuvent atteindre les algorithmes de compression qui ne perdent pas l'information (types Zip, LZW ou encore RLE, et non pas JPEG ou MP3). Il existe des algorithmes dits optimaux, c'est-à-dire qui compressent le fichier en un fichier d'entropie minimale [WIK].

I.4. Classification des algorithmes de compression

I.4.1. Compression symétrique et asymétrique

Dans le cas de la compression symétrique, la même méthode est utilisée pour compresser et décompresser l'information, il faut donc la même quantité de travail pour chacune de ces opérations. C'est ce type de compression qui est généralement utilisée dans les transmissions de données [BENAB].

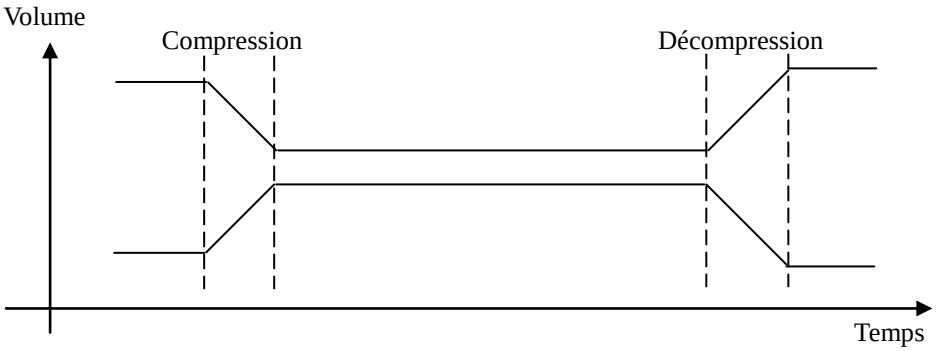


Figure I.2 : Compression de type symétrique [LEP]

La compression asymétrique demande plus de travail pour l'une des deux opérations, on recherche souvent des algorithmes pour lesquels la compression est plus lente que la décompression. Des algorithmes plus rapides en compression qu'en décompression peuvent être nécessaires lorsque l'on archive des données auxquelles on n'accède pas souvent (pour des raisons de sécurité par exemple), car cela crée des fichiers compacts [BENAB].

I.4.2. Compression physique et logique

La compression physique agit directement sur les données, il s'agit ainsi de regarder les données redondantes d'un train de bits à un autre. La compression logique par contre est effectuée par un raisonnement logique en substituant une information par une information équivalente [BENAB].

I.4.3. Compression statistique et numérique

On peut encore distinguer les algorithmes qui travaillent au niveau statistique et ceux qui opèrent au niveau numérique. Pour les premiers, la valeur des motifs ne compte pas. Ce sont les probabilités qui comptent, et le résultat est inchangé par substitution des motifs tandis que pour les seconds, les valeurs des motifs influent sur la compression, et les substitutions sont interdites [LEP].

I.4.4. Compression sans et avec perte

I.4.4.1. Compression sans perte

Les algorithmes de compression sans perte (connus aussi sous le nom de non destructible, réversible, ou conservative) sont des techniques permettant une reconstitution exacte de l'information après le cycle de compression / décompression (Figure I.3).

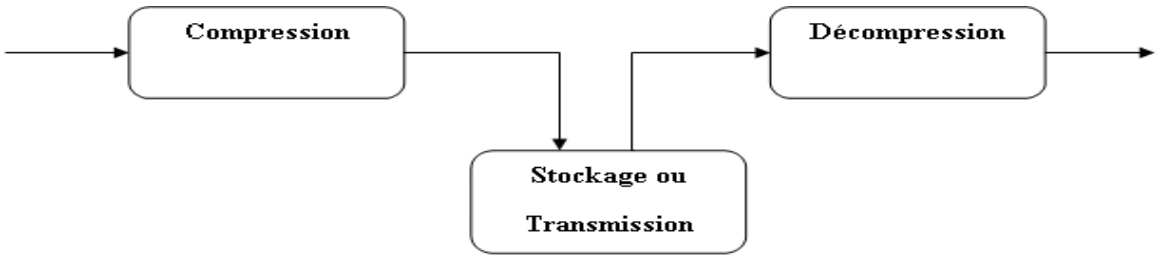


Figure I.3 : Vision simplifiée de la compression sans perte

a. Codage de Huffman

Introduit en 1952 par David A. Huffman. C'est un code optimal au niveau symbole. De nombreuses améliorations ont été proposées après sa publication, notamment le codage adaptatif, qui permet de ré-estimer les probabilités à la volée. Ceci permet d'effectuer le codage et le décodage sans disposer de la totalité des statistiques de la source.

L'algorithme de codage de Huffman s'applique sur les symboles de la source ordonnés par ordre de probabilités décroissantes. Sur cet ensemble on procède à des réductions successives jusqu'à obtenir un groupe de deux symboles. Une réduction consiste à faire la somme p_n des probabilités des deux derniers symboles de la liste et à réordonner les *n-2* symboles restants avec p_n. Le codage consiste à attribuer l'état 0 ou 1 à chacun des deux derniers symboles de la dernière liste établie et ainsi de suite en remontant de la dernière réduction à la première [DUB].

*** Exemple de code de Huffman**

Soit la source ayant un alphabet de 8 symboles avec les probabilités ci-dessous :

Symbole	A	B	C	D	E	F	G	H
Probabilité	0.01	0.02	0.05	0.09	0.18	0.19	0.21	0.25

Tableau I.1 : Probabilités des symboles de la source considérée

L'arbre de Huffman est alors donné par la figure I.4 et le Codage des symboles est alors donné par le tableau I.2.

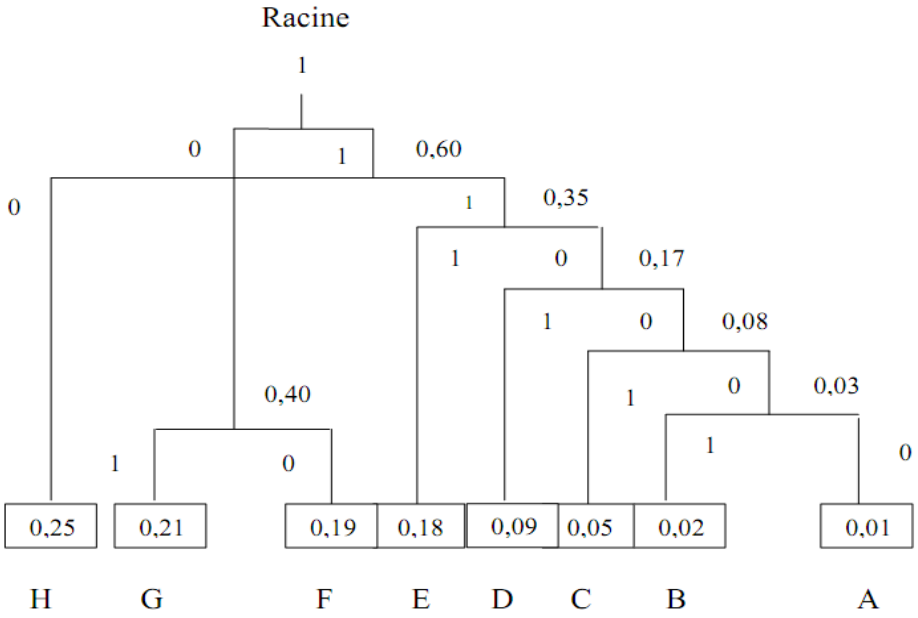


Figure I.4 : Arbre de Huffman après construction

Symbole	A	B	C	D	E	F	G	H
Codes	11000 0	110001	1100 1	1101	111	00	0 1	10

Tableau I.2 : Code des symboles

b. Codage de Shannon-Fano

En même temps que Shannon, Fano poursuivi des recherches similaires. Dans la méthode connue sous le nom de Shannon-Fano, l'idée est de répartir les symboles en deux groupes de valeur à peu près équivalente [JAT].

• Algorithme

1- Construire une table des fréquences d'apparition des symboles triée par ordre décroissant.

2- Diviser cette table en deux parties. Celles-ci doivent avoir une somme de fréquences égale à celle de l'autre.

3- Affecter le chiffre binaire 0 à la moitié inférieure, la moitié supérieure prenant la valeur 1.

4- Répéter les opérations 2 et 3 aux deux parties, jusqu'à ce que chaque symbole ne représente plus qu'une partie de la table [DUM].

• Mise en œuvre

Probabilité						**Etat final**
0.25	1	1				11
0.20	1	0				10
0.15	0	1	1			011
0.15	0	1	0			010
0.10	0	0		1		001
0.10	0	0		0	1	0001
0.05	0	0		0	0	0000

Tableau I.3 : Exemple de Codage de Shannon-Fano

c. Codage arithmétique

L'idée appliquée dans cet algorithme est très originale, et réussit à sortir de la contrainte imposée par le code de Huffman (et par d'autres techniques utilisant des mots de codes à longueur variable), notamment que la longueur d'un mot de code de probabilité *p* ne peut pas être la longueur idéale $-log_2(p)$ puisque cette valeur est rarement entière. Au fur et à mesure du codage arithmétique, un intervalle initialisé par l'intervalle d'unité – est divisé en sous intervalles. Chacun d'eux appartient à un symbole possible, et leur longueur est proportionnelle à la probabilité du symbole associé. C'est l'intervalle appartenant à la valeur suivante du signal qui est retenu et divisé par la suite. Finalement, les données comprimées consistent en la partie fractionnaire du plus court nombre binaire qui se trouve dans l'intervalle final.

Le codage arithmétique produit souvent des données comprimées entre 20 et 30% plus compactes que l'algorithme de Huffman, et le débit approche très bien à l'entropie – si les probabilités sont correctement estimées. Le principal inconvénient de l'algorithme – outre le fait qu'il est breveté – réside dans sa complexité d'implémentation. Néanmoins, cette complexité n'augmente pas dans les algorithmes adaptatifs, où les distributions de probabilité changent, tandis que les arbres de code d'Huffman doivent être reconstruits à chaque mise à jour.

Nous décrivons brièvement ci dessous la procédure de codage arithmétique dans le but d'en illustrer le principe, sachant que le décodage opère de manière inverse.

1. Calculer la probabilité associée à chaque symbole dans la chaine à coder,
2. Associer à chaque symbole un sous intervalle proportionnel à sa probabilité dans l'intervalle [0,1[(l'ordre de rangement des intervalles sera mémorisé car nécessaire au décodeur),
3. Initialiser la limite inférieure de l'intervalle de travail à la valeur 0 et la limite supérieure à la valeur 1.
4. Tant qu'il reste un symbole dans la chaine à coder :

   largeur = limite supérieure - limite inférieure

   limite inférieure = limite inférieure + largeur x (limite basse du sous intervalle du symbole)

   limite supérieure = limite inférieure + largeur x (limite haute du sous intervalle du symbole)

   La limite inférieure code la chaine de manière unique.

On remarque que le premier symbole de la chaine fixe le premier chiffre après la virgule du code final [CZI, DAV].

d. Run Length Encoding (RLE)

Run Length Encoding est la technique avec mémoire la plus simple ("avec mémoire" signifie qu'elle code les valeurs d'entrée en prenant en compte les valeurs précédentes). Il peut aboutir à des taux de compression plus élevés, correspondant à un débit inférieur à l'entropie. Son principe est de supprimer toutes les séquences longues de caractères (ou octets) identiques en réduisant leur taille. A partir d'un certain seuil de répétition (4, 5…), on transmet le caractère répété suivi d'un caractère spécial et du nombre de répétitions. Les taux de compression dépendront donc de la structure de la chaîne des valeurs d'entrée.

Séquence initiale	**Séquence compressée**
AAAAAAAAAAAAAAA	Ax15
15 Octets	4 Octets

Tableau I.4: Séquence initiale et Séquence compressée

Exemple : Soit la portion d'image en niveaux de gris suivante : 32, 32, 32, 32, 32, 34, 34, 36, 36, 36,32, 32, 30, 30, 30, 30

Son codage en RLE donne : <32,5>, <34,2>, <36,3>, <32,2>, <30,4> [MAG].

I.4.4.2. Compression avec perte

La compression est dite avec perte lorsqu'il y a permission d'altérer les données lors de la compression. Cette perte d'information permet, entre autres, de compresser davantage les données. La compression de données avec perte est plus appropriée aux données comme l'image, car il est rarement nécessaire de conserver toute l'information disponible à la source [BAT].

Les principales méthodes de compression avec perte sont les méthodes de quantification scalaire et les méthodes de quantification vectorielle. Ces méthodes commencent par décomposer le signal d'intérêt en sous bandes.

a. Seuillage

Le seuillage consiste à augmenter l'efficacité de la compression. Si les valeurs absolues des coefficients de la DCT (Discrete Cosine Transform) ou DWT (Discrete Wavelet Transform) obtenus sont non nuls et inférieurs à un certain seuil donné, ces coefficients seront mis à zéro et éliminés (mise à zéro) [YUN].

b. Quantification

La quantification désigne, dans sa forme la plus simple, le nombre de bits nécessaires pour stocker une image. C'est une application surjective ce qui veut dire que plusieurs points possèdent la même image (niveau quantifié) et c'est cet aspect qui la rend non réversible. La quantification peut être appliquée sur un seul élément (quantification scalaire), ou sur un groupe (Vecteur) d'éléments (c'est la quantification vectorielle) [CHE]. Mathématiquement la quantification peut être formulée ainsi :

Soit «*E*» un espace vectoriel où «*d*» est la dimension de «*E*» et *R* une relation équivalence sur *E*.

Soit $A= \{y_1,y_2,\ldots,y_{N-1}\}$ un ensemble de tous les représentants y_i des classes d'équivalence *Si* de *E/R* .

On distingue deux types de quantification : la quantification scalaire et la quantification vectorielle.

*** Quantification scalaire (QS)**

C'est le cas où «*d*» définie précédemment est égal à «1» d'où *Q(x)* est appelée quantification scalaire où *QS* et y_i sont appelées niveaux de quantification et les '*Si*' sont appelées intervalles de quantification. La Quantification scalaire consiste à quantifier les niveaux de gris des pixels de l'image les uns après les autres. Le principe de construction du dictionnaire est comme suit :

Le dictionnaire est construit et optimisé par l'algorithme de Llyod; on le définit par :

- La forme et les dimensions de pixels.
- La taille du dictionnaire.

Le principe du codage est d'attribuer à chaque amplitude d'entrée la plus proche valeur du dictionnaire scalaire. L'importance de la quantification scalaire (QS), du point de vue compression, tient à plusieurs raisons parmi lesquelles on peut citer :

- L'intérêt général de la quantification, dont une application particulière est la conversion analogique numérique.
- La simplicité qui permet des traitements en temps réel des applications difficiles.
- La QS est généralement à la base d'autres méthodes [CHE].

b. Quantification vectorielle (QV)

C'est le cas où «*d*» défini précédemment est (*d*>1) d'où *Q(x)* est appelé quantification vectorielle où '*QV*' et *yi* sont appelées représentants et les *Si* sont appelées zones ou régions.

Quantifier un phénomène physique consiste à le remplacer par un autre de même nature. La QV consiste à remplacer un bloc complet de pixels par la représentation binaire du numéro du bloc le plus ressemblant établi appelé dictionnaire.

Ce qui sera stockée ou transférée est la liste des étiquettes. Le bloc déclaré le plus ressemblant au bloc original est celui qui, parmi tous les blocs du dictionnaire, conduit à la plus petite erreur.

La quantification vectorielle se décompose en deux applications : codeur, décodeur.

*** Codeur**

Le rôle du codeur consiste, pour tout vecteur x du signal en entrée à rechercher dans le dictionnaire Y le code vecteur y_j ainsi sélectionnée qui sera transmise ou stocké. C'est à ce niveau donc que s'effectue la compression.

*** Décodeur**

Il dispose d'une réplique du dictionnaire et consulte celui-ci pour fournir le code vecteur d'indice correspondant à l'adresse reçue. Le décodeur réalise l'opération de décompression.

I.5. Techniques de compression des signaux ECG

La compression du signal ECG demeure une urgence scientifique puisqu'on en a besoin, aussi bien pour la réduction du temps et du coût de transmission des signaux à travers les systèmes de télécommunication numériques en télémédecine que pour le stockage des données en vue de l'analyse ultérieure. On distingue trois grandes catégories d'algorithmes de compression du signal ECG : Les méthodes directes, les méthodes par transformées et les méthodes par extraction de paramètres.

I.5.1. Méthodes temporelles de compression des signaux ECG

Les méthodes directes considèrent le signal ECG comme une succession de segments ou de courbes. La recherche des pentes, des débuts et des fins de ces segments, relève des estimateurs, de l'extrapolation et de l'interpolation. D'autres points caractéristiques des signaux tels que les extrema et les points d'inflexion doivent aussi être déterminés. Une étude exhaustive et comparative des méthodes directes de compression de l'ECG a été effectuée par *Jallaledinne et al* dans l'article [JAL] où les plus citées telles que *AZTEC, CORTES, FAN, TURNING POINT* et *SAPA* sont analysées. Les méthodes directes ont l'avantage d'utiliser des algorithmes rapides, se prêtant mieux aux implémentations temps réel [JAL].

I.5.*2.* Méthodes par extraction des paramètres

Les méthodes d'extraction de paramètre extraient un ensemble de paramètres à partir du signal original qui sont employés dans le processus de reconstruction. L'idée est de quantifier un petit ensemble de dispositifs extraits du signal, assez finement pour rendre une déformation presque imperceptible. Parmi les méthodes qui peuvent être classifiées dans ce groupe sont: méthodes *peak-peaking*, algorithmes *cycle-piscine-cycle-pool-based compression* (CPBC) et approches de prédiction linéaires [BAR].

I.5.3. Compression de l'ECG par transformation du signal

Les méthodes par transformation ramènent les échantillons corrélés du signal ECG dans un espace où les données sont moins corrélées, ceci à travers la décomposition dans une base de fonctions orthogonales adéquates. Plusieurs transformées ont été utilisées dans cette méthode, on peut citer : Transformation de Karhunen-Loève (KLT), transformée de Fourier discrète (DFT), transformée de Walsh (WT), transformée de Legendre (LT), transformée en ondelettes (WT) et transformée en cosinus discrète (DCT). Cependant, ces techniques, qui sont relativement insensibles au bruit, reposent généralement sur une détection précise du complexe QRS [BAR, TCH].

I.6. Evaluation de la compression

Deux critères sont généralement retenus pour l'évaluation des algorithmes de compression : le taux de compression et la distorsion.

I.6.1. Taux de compression

Le taux de compression est défini comme étant le rapport du débit du signal compressé (en terme de bits/seconde) au débit du signal original, ou bien il est basé sur la comparaison du nombre d'échantillons du signal original au nombre d'échantillons résultants du processus de compression [OUL] :

$$CR = \frac{Nbre\ d'\ échantillons\ du\ signal\ original}{Nbre\ d'\ échantillons\ resultants\ du\ processus\ de\ compression} \qquad (I.3)$$

I.6.2. Mesure de la fidélité de la reconstruction

Le premier critère d'évaluation du signal ECG reconstruit après compression est l'inspection visuelle. Le cardiologue qui est le principal utilisateur des électrocardiogrammes n'a que ses yeux pour apprécier le signal lors d'un diagnostic. Cette validation visuelle du signal compressé et reconstruit est donc soumise à beaucoup de subjectivité. Il existe tout de même des formules théoriques de calcul des distorsions du signal reconstruit [TCH].

- **PRD (Percent Root square Difference)**

C'est une mesure de la distorsion (ou bien la distance relative entre le signal original et le signal reconstruit après le processus de décompression),

La formule de PRD est donnée par :

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N}(x(i)-y(i))^2}{\sum_{i=1}^{N}x(i)^2}}.100 \quad \text{(I.4)}$$

X : Etant le signal original.

Y : Etant le signal reconstruit après le processus de compression.

N : Longueur du signal [VEL].

I.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les outils nécessaires pour la compression. Notamment, la compression basée sur les transformées, le codage de Huffman, le codage RLE et les critères d'évaluation des méthodes de compression, qui seront utilisés dans le dernier chapitre.

Chapitre II

Transformées DCT et DWT

Chapitre II

Transformées DCT et ondelettes

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter quelques notions de base des deux transformées les plus utilisées dans le domaine de la compression : Transformée en Cosinus Discrète (DCT) et Transformée en ondelettes (DWT).

II.2. Transformée en Cosinus Discrète (DCT)

La transformée DCT a été inventée par N. Ahmed et al. en 1974 [COU]. C'est une transformation mathématique qui transforme un ensemble de donnée du domaine spatial au domaine fréquentiel. Utilisant la IDCT (DCT inverse) on représente le signal dans le domaine temporel à partir du domaine fréquentiel. **[**CHA].

La DCT est utilisée en traitement des signaux unidimensionnels tels que les signaux de la parole et les signaux physiologiques.

La DCT unidimensionnelle de taille N est définie comme

$$X(k) = \alpha(k) \sum_{i=0}^{N-1} x(i) \cos \frac{\pi(2i+1)k}{2N} \qquad (II.1)$$

Avec k=0, 1,2,…*N*-1 .

De même, la DCT inverse est définie par :

$$x(i) = \sum_{k=0}^{N-1} \alpha(k) X(k) \cos \frac{\pi(2i+1)k}{2N} \qquad (II.2)$$

Avec i=0, 1,2,…N-1.

Tel α(k) est défini comme suit :

$$\alpha(k) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{N}} & k = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & k \neq 0 \end{cases} \qquad (II.3)$$

Il est clair d'après l'équation (II.1) que pour k=0,

$$X(k=0) = \sqrt{\frac{1}{N}} \sum_{i=0}^{N-1} x(i) \qquad (II.4)$$

Ainsi, le premier coefficient de la transformée est la valeur moyenne de la séquence d'échantillons. En littérature, cette valeur est désignée sous le nom du coefficient DC (Direct Component). Tous les autres coefficients de la transformée sont appelés les coefficients AC (Alternative Component).

Nous allons souligner quelques propriétés de la DCT et en particulier celles qui sont importantes pour la compression des signaux.

La DCT est une transformée orthogonale, car elle vérifie la relation suivante [COU]:

$$\mathbf{C_N} \times \boldsymbol{C_N^T} = N\mathbf{I_N} \tag{II.5}$$

Où $\mathbf{C_N}$ est la matrice DCT d'ordre *N*, $\mathbf{C_N^T}$ est la transposée de $\mathbf{C_N}$ et $\mathbf{I_N}$ est la matrice identité.

La DCT est capable de concentrer l'énergie du signal dans les premiers coefficients DCT donc dans les basses fréquences. Ceci permet au quantificateur d'éliminer les coefficients de hautes fréquences et à faible amplitude sans ou en introduisant de très faible distorsion lors de la reconstruction de signal.

L'avantage principal de la transformation du signal est de minimiser la redondance des informations, ceci revient à minimiser la corrélation des coefficients du signal.

II.3. Transformée en ondelettes

II.3.1. Historique

Avant le début des années 1980, les techniques préfigurant la théorie des ondelettes avaient déjà été introduites au sein de certaines communautés scientifiques. En dépit d'une perspective scientifique commune, chacun avait imaginé et développé le concept des ondelettes pour ses propres besoins, selon une technique particulière.

Ce n'est qu'en 1985 que Stéphane MALLAT relie les communautés entre elles, puisqu'il découvre les relations étroites entre les filtres miroirs en quadrature, les algorithmes pyramidaux utilisés en traitement numérique de l'image et les bases orthonormées d'ondelettes. Ce rapprochement des communautés a dès lors relancé des travaux de recherche très actifs sur la théorie des ondelettes accompagnés de toutes sortes d'applications.

Les premières utilisations de l'ondelette comme outil d'analyse ou de codage sont ensuite arrivées très rapidement, ce qui montre l'intérêt de cette technique pour l'industrie.

Le premier usage industriel qui en a été fait, fut l'archivage des empreintes digitales de la population américaine par le FBI. Un taux de compression de 90% sur les coefficients en ondelettes a été atteint autorisant un archivage qui restitue des images visuellement quasi sans pertes.

Cette importante application d'archivage des années 80 a ouvert la voie à l'élaboration d'un projet de standard en 1996 pour la compression d'images. Un circuit intégré de compression vidéo par les ondelettes a également vu le jour en 1997.

Cette technique a donc vécu un passage de la recherche vers les applications industrielles particulièrement rapide. Un cours avancé sur ces nouvelles techniques prépare les ingénieurs formés aux développements d'applications futures [RAV].

II.3.2. Notions générales des transformées en ondelettes

Une ondelette est une petite onde de durée limitée admissible et possédant une énergie concentrée vers les hautes fréquences et à valeur moyenne nulle vérifié la condition générale:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) d^n t = 0 \qquad \text{(II.6)}$$

Avec n la dimension de l'espace, les dimensions les plus courantes étant la dimension 1 pour les signaux sonores et de télécommunication, la dimension 2 pour l'imagerie et la dimension 3 pour l'imagerie volumique et les vidéos. Si la fonction Ψ est admissible [MOU], elle est appelée ondelette mère donnée par la formule suivante :

$$\psi(\tau, s) = 1/\sqrt{s}\, \psi((t-\tau)/s) \qquad \text{(II.7)}$$

- τ Facteur de translation.
- s Facteur d'échelle (dilatation).
- $\psi(t)$ Ondelette mère (figure II.1).
- $\psi((t-\tau)/s)$ Ondelettes enfants.
- $\frac{1}{\sqrt{s}}$ Facteur de normalisation de l'énergie afin que le signal transformé ait la même énergie à toutes les échelles.

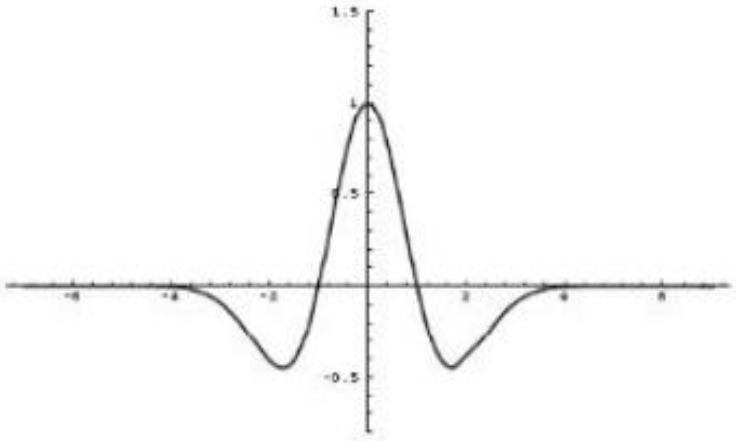


Figure II.1 : Ondelette mère [BOU].

II.3.3. Propriétés d'une ondelette

- ***Moments nuls:*** C'est la propriété la plus importante pour une ondelette. Une ondelette Ψ(t) a N moments nuls si:

$$M_K = \int_{-\infty}^{+\infty} t^k \psi(t) dt = 0 \quad 0 \leq t < N \tag{II.8}$$

D'après la dernière équation de M_k, toute ondelette doit d'avoir au moins un moment Nul (le cas où k=0).

- ***Support compact :*** Autant l'ondelette a moins de moments nuls autant son support est compact, et une analyse plus exacte des hautes fréquences est possible.

- ***Régularité :*** La régularité d'une ondelette est la propriété permettant de localiser les singularités dans un signal. On peut noter qu'il existe un lien entre la régularité et les moments nuls. Autant on a des moments nuls autant le signal est régulier.

- ***Symétrie:*** Avec des moments nuls, la symétrie de l'ondelette conditionne la régularité de celle-ci sur un intervalle.

- ***Orthogonalité:*** L'orthogonalité d'une ondelette est la propriété permettant d'éliminer la redondance d'informations.

II.3.4. Transformée en ondelettes discrète

On peut adapter la transformée en ondelettes dans le cas où l'on se trouve dans un ensemble discret, elle est alors appelée la transformée en ondelettes discrète. Cette technique est notamment utilisée dans la compression de données numériques. Elle

retourne un vecteur de données de même longueur que les données d'entrée. Généralement la plupart des valeurs de ce vecteur sont pratiquement nulles. Cela vient du fait qu'elle décompose le signal en un ensemble d'ondelettes orthogonales par translation et par homothétie. Ces ondelettes fournissent une représentation du signal sans redondance ce qui coûte moins cher en terme de mémoire si l'on veut comprimer l'information pour la transmettre, l'analyser ou la stocker. Cette transformée fournit une reconstruction exacte du signal initial, tout en évitant la redondance au cours de l'encodage.

En effet, au lieu d'utiliser la famille d'ondelettes, on se sert de la famille dénombrable d'ondelettes:

$$\psi_{p,n}(t) = a_0^{\frac{-p}{2}} \psi(a_0^{-p} t_0 - n b_0) \quad a_0 > 1, b_0 > 0 \text{ fixés et } p, n \in z \tag{II.9}$$

II.3.5. Familles d'ondelettes

Avant de détailler quelques familles d'ondelettes usuelles, nous dressons dans le tableau suivant (Tableau II.1) la liste de quelques unes de ces familles, avec les abréviations associés.

Nom des familles d'ondelettes	Abréviations
Ondelette de Haar	Haar
Ondelettes de Daubechies	Db
Ondelettes Symlets	Sym
Ondelettes Coiflets	Coif
Ondelettes biorthogonales	Bior
Ondelette de Meyer	Meyr
Ondelettes gaussiennes	Gaus
Ondelettes gaussiennes complexes	Cgau
Chapeau mexicain	Mexh
Ondelette de Morlet	Morl
Ondelette de Morlet complexe	Cmor
Ondelettes de Shannon complexes	Shan

Tableau II.1 : Familles d'ondelettes

Les familles d'ondelettes peuvent être caractérisées par quatre propriétés principales: Existence de filtres associés, orthogonalité ou biorthogonalité, support compact ou non, ondelettes réelles ou complexes. Le tableau II.2 résume ces diverses propriétés :

Ondelettes à filtres			**Ondelettes sans filtres**	
A support compact		**A support non compact**	**Réelles**	**Complexes**
Orthogonales	**Biorthogonales**	**Orthogonales**	gaus, mexh, morl	cgau, shan, cmor
Db, haar, sym, coif	Bior	Meyr		

Tableau II.2 : Propriétés principales des ondelettes

Les ondelettes à filtre sont associées à des analyses multirésolution orthogonales ou biorthogonales; la transformée discrète et les calculs rapides en utilisant l'algorithme de Mallat sont alors possibles [MAL]. Les ondelettes sans filtre, en revanche, sont utiles pour la transformée en ondelettes continues.

En général, les ondelettes à support compact n'ont pas de forme analytique, c'est-à dire on sait comment calculer la fonction, mais on ne peut pas l'exprimer avec une formule mathématique).

II.3.5.1. Ondelette de Haar

C'est une ondelette orthonormale à support compact, symétrique. Elle permet d'obtenir une reconstruction exacte du signal. Elle est utilisée à la fois pour les transformées continue et discrète.

Elle est définie par:

$$\begin{cases} \psi(x) = 1 \quad si \quad 0 < x < \frac{1}{2} \\ \psi(x) = -1 \; si \quad \frac{1}{2} < x < 1 \\ \psi(x) = 0 \qquad sinon \end{cases} \tag{II.10}$$

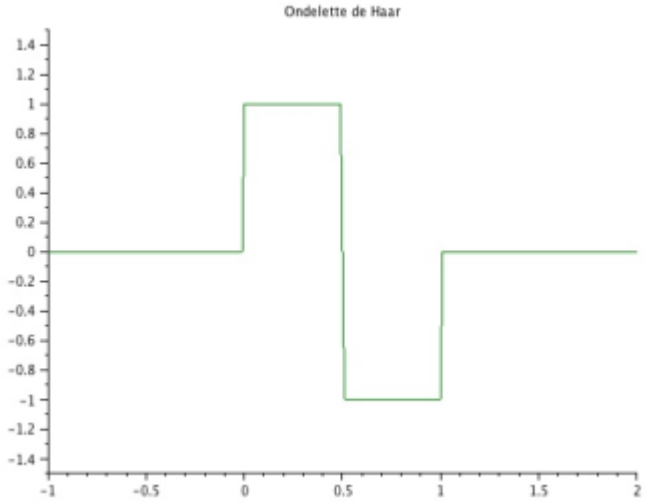


Figure II.2 : Ondelette Haar [LYO].

II.3.5.2. Ondelette de Daubechies

L'ondelette de Daubechies (figure II.3) est la famille la plus connue des ondelettes orthonormales. Ses ondelettes sont généralement dénommées par le nombre de coefficients a k non nuls, on parlera donc d'ondelettes Daubechies 4, Daubechies 6, etc.

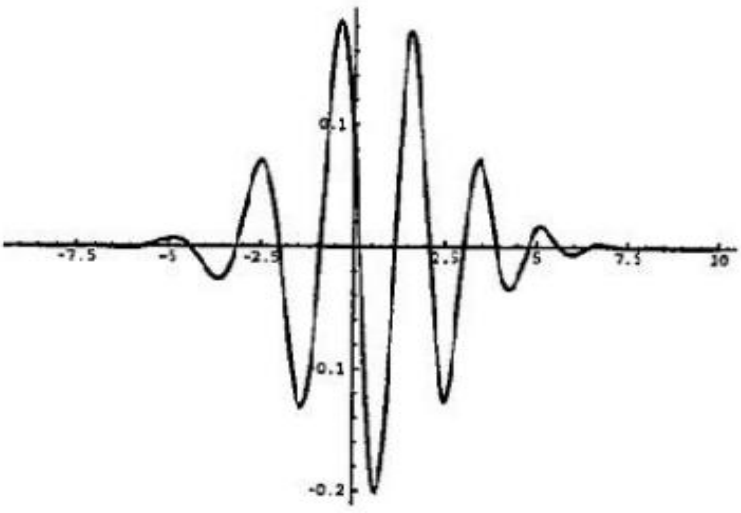


Figure II.3 : Ondelette de Daubechies [LYO].

II.3.6. Applications des ondelettes

Les ondelettes sont employées dans un grand nombre de domaines d'applications. On peut citer, entre autres, la géophysique, l'astrophysique, les signaux sonores en médecine, l'imagerie dans tous ses aspects et l'imagerie médicale en particulier, l'imagerie

satellitaire, le codage de signaux vidéo, la modélisation du trafic dans les réseaux de communication comme Internet, l'analyse de la turbulence atmosphérique ou celle de souffleries, et la liste est encore longue. La capacité des ondelettes à faire ressortir les variations d'un signal peut être exploitée de diverses manières.

- En géophysique, les chercheurs de l'Institut de Physique du Globe, à Paris, utilisent les ondelettes pour étudier le minuscule effet sur la vitesse de rotation de la Terre.
- En imagerie médicale, on exploite le fait que la présence d'erreurs dans une transformée en ondelettes n'altère pas toute la transformée. Le mathématicien Dennis Healy et le radiologue John Weaver à Dartmouth College, ont montré qu'avec les ondelettes, ces erreurs sont très réduites.
- En astronomie, les ondelettes servent à étudier la distribution de la matière à grande échelle dans l'Univers. Selon l'astrophysicien français Albert Bijaoui, une première tâche consiste à faire l'inventaire des galaxies de l'Univers. Puisque les ondelettes identifient les structures aux différentes échelles, elles sont capables de distinguer une étoile d'une galaxie, ce qui n'est pas toujours évident.
- En biométrie, on utilise les ondelettes dans un algorithme de reconnaissance du visage, en convolant certains points caractéristiques du visage (milieu des yeux, du nez, de la bouche, etc.) Avec de nombreuses ondelettes paramétrées afin d'extraire différents coefficients qui pourront ensuite être utilisés pour vérifier la ressemblance entre deux visages.
- En séismologie, on tente de détecter les séismes en identifiant de façon automatique, différentes composantes usuellement appelées P et S d'un signal de séisme, court et non stationnaire, en se servant des ondelettes comme outil de reconnaissance de forme.
- Dans le domaine des sciences biomédicales, les ondelettes entrent dans un processus visant à découvrir un dysfonctionnement, à comparer du normal à de l'anormal et à améliorer les informations recueillies pour assurer un travail plus clair. Mélanges de signaux localisés comme des pics en EEG (électroencéphalogramme) et de signaux diffus comme le bruit de fond cardiaque ou l'écoulement sanguin. Le signal cardiaque ECG se décompose en séquences dont la plus importante est appelée le complexe QRS. Le repérage de forme par ondelettes permet la discrimination de patterns normaux et anormaux.
- Concernant les nanotechnologies, et plus particulièrement dans le domaine de l'analyse d'hétéro structures en couches minces par réflectométrie et diffraction des rayons X

pour l'optoélectronique, les ondelettes permettaient d'effectuer une analyse non destructive de ces matériaux, donnant non seulement l'épaisseur des couches nanométriques mais aussi, dans certains cas, l'ordre d'empilement des couches.

- Passons maintenant au débruitage. Les ondelettes fournissent des moyens simples et efficaces d'estimer de façon non linéaire des signaux, en présence de bruit. La procédure est simple, on transforme le signal en ondelettes, on élimine, à toutes les résolutions, les coefficients supérieurs à une valeur seuil et on reconstruit le signal avec les coefficients qui restent grâce à une transformée inverse en ondelettes.
- L'énergie du bruit blanc est donc dispersée sur toute la transformée et donne des coefficients petits qu'on élimine. Précisons enfin que le débruitage par ondelettes est très performant pour des signaux constitués à la fois de parties lisses et de zones présentant des irrégularités et des variations brusques.
- En estimation, les vertus de localisation des ondelettes en font un instrument de choix pour certains problèmes d'estimation. L'estimation d'une fonction ou d'une densité sera remplacée par l'estimation de ses coefficients d'ondelettes à une certaine échelle comme le système RADAR.
- Terminons avec la compression. On le décompose d'abord sur une base orthogonale d'ondelettes au moyen de la transformée discrète. Ensuite, on sélectionne une partie des coefficients par seuillage, en conservant intact les coefficients d'approximation de niveau convenablement choisi. Enfin, à partir des coefficients souillés, on reconstruit le signal original en leur appliquant la transformée discrète inverse. Le nouveau standard à venir en compression d'image est le JPEG 2000 et qui est basé sur la transformée en ondelettes. Cette fois ci, l'image est analysée de manière globale et la qualité reste très bonne même à un taux de compression élevé. A titre d'exemple, si l'on considère une image originale de 512 x 512 pixels et d'une taille de 786 Ko, il est très difficile de voir la différence avec la même image compressée par ondelettes. Grâce au JPEG 2000, il est non seulement possible de prévoir la taille du fichier compressé [MOU].

II.4. Conclusion

Le chapitre deux a présenté brièvement les notions théoriques de processeur de la transformée DCT et la transformée DWT. Nous avons commencé par des aspects généraux des deux transformées. Nous avons défini les deux types de la transformée DCT et DWT, puis nous avons présenté quelques familles utilisées dans la transformée en ondelettes.

Enfin, nous avons effectuer une description des applications de la transformée en ondelettes dans divers domaines d'applications.

Dans le but d'effectuer des comparaisons entre ces deux transformées, le chapitre quatre donne une étude détaillée permettant de compresser les signaux biomédicaux ECG.

Chapitre III

Electrocardiogramme

Chapitre III

Electrocardiogramme

III.1. Introduction

L'électrocardiographie est aujourd'hui l'une des techniques de diagnostic médical les plus répandues. Elle consiste en l'enregistrement des signaux électrocardiogrammes traduisant les activités électriques du cœur. Le cœur joue au sein de l'organisme humain un rôle vital et de première importance. Le corps humain est en effet constitué d'un ensemble d'appareils (digestif, respiratoire, génital, urinaire et circulatoire) qui réalisent des fonctions de nutrition et de perpétuation de l'espèce.

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire, puis, de manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiogramme (ECG). Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension de notre travail.

III.2. Système cardiovasculaire

Le système cardio-vasculaire est constitué d'un vaste réseau circulatoire où le centre est une pompe dont le rôle est de fournir la pression nécessaire à la circulation sanguine. Le système cardio-vasculaire forme un circuit fermé, de tel sorte que le sang est continuellement pompé hors du cœur par un ensemble de vaisseaux et ramené au cœur par un autre ensemble de vaisseaux. Cet ensemble vasculaire est donc constitué de deux circuits totalement distincts, qui ont tous deux leur origine et leur fin dans le cœur. Le cœur lui-même est divisé longitudinalement en deux parties; le cœur droit et le cœur gauche.

- Le côté droit reçoit le sang désoxygéné provenant de l'organisme à basse pression et le pompe vers les poumons (circulation pulmonaire).
- Le côté gauche reçoit le sang oxygéné provenant des poumons et le pompe à haute pression vers tout l'organisme (circulation systémique).

III.2.1. Circulation artérielle et veineuse

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression; il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels, voir Figure III.1. Ce dernier niveau est constitué de

multiples petites ramifications qui facilitent le transfert de l'oxygène du sang aux organes. Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur par les veines, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons.

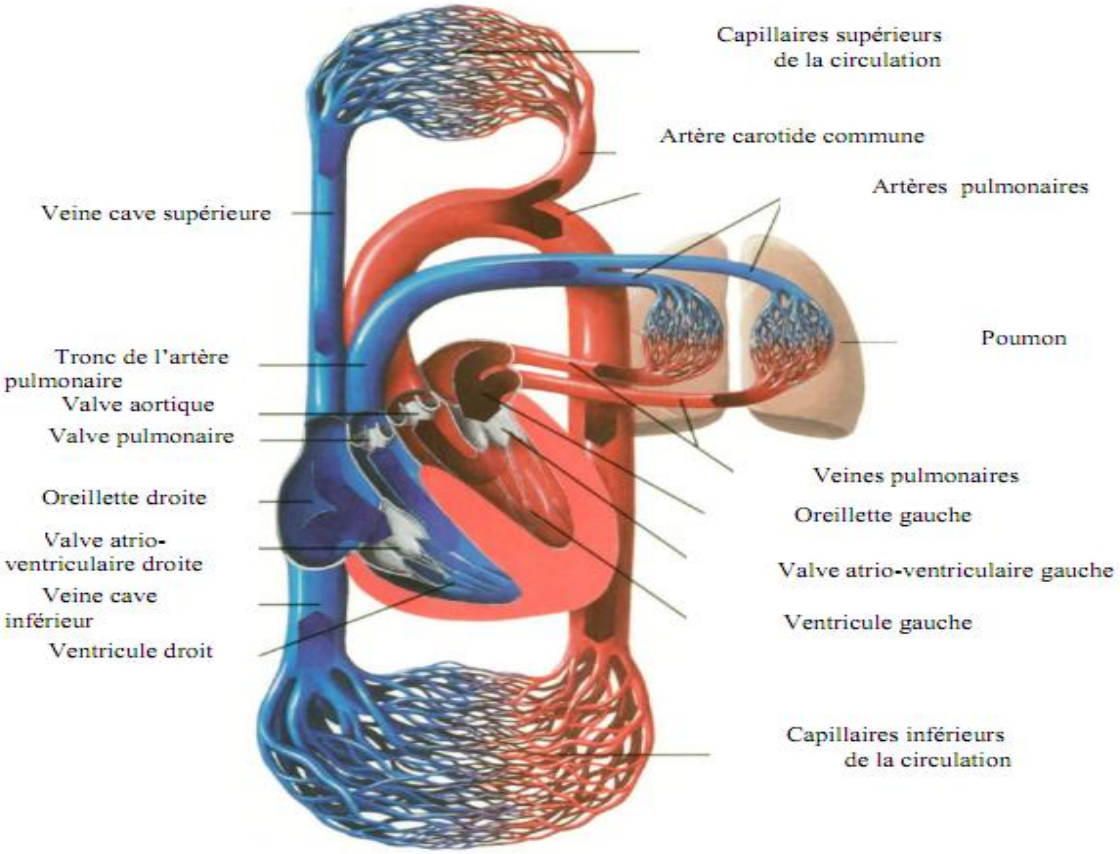


Figure III.1 : Schéma de la circulation

III.2.2. Cœur

Le cœur est un organe creux dont la paroi comprend trois couches de l'extérieur vers l'intérieur : le péricarde, véritable enveloppe protectrice, le myocarde, couche musculaire qui permet la contraction cardiaque, et enfin l'endocarde, qui assure un rôle mécanique en facilitant l'écoulement du sang. Il mesure de 14 à 16 cm et son diamètre est de 12 à 14 cm. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il consiste en deux parties le cœur droit et le cœur gauche, séparées par le septum et chacune d'elles est composée d'une oreillette et d'un ventricule. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel en évitant les reflux. Les parois des ventricules sont plus épaisses que celles des oreillettes et la force de contraction est plus importante car leur fonctionnement est nécessaire pour l'éjection de sang vers le corps ou vers les poumons [OUL].

III.2.2.1. Cellules myocardiques

Le travail du cœur est dû à la contraction des cellules cardiaques, qui sont des cellules musculaires striées hautement spécialisées. A l'opposé de ce qui se passe dans les muscles communs, l'excitation électrique conduisant à la contraction se propage de cellule en cellule, ce qui assure la coordination nécessaire à un pompage efficace. Cette excitation est liée à des échanges d'ions entre les parois interne et externe de la cellule. Ce sont les ions chlorure (Cl-), sodium (Na+), calcium (Ca++) et potassium (K+) qui sont impliqués dans les échanges membranaires, leurs molarités intracellulaires et extracellulaires présentent des valeurs de potentiel électrochimiques très différentes, spécifiques de chaque ion.

L'activité mécanique du cœur résulte des phénomènes électriques des cellules cardiaques. Les processus d'origine électrique sont créés par des ondes de polarisation/dépolarisation et se propageant à la surface des cellules.

III.2.2.2. Electrophysiologie cellulaire

Le processus d'activation électrique cardiaque prend naissance au niveau de la fibre myocardique. A l'état basal, une fibre myocardique est dite "polarisée": la face interne de la membrane cellulaire est tapissée de charges électriques négatives, sa face externe de charges électriques positives, de sorte qu'une microélectrode transperçant cette membrane recueille un potentiel négatif de l'ordre de -90 mV. Lorsque cette fibre myocardique est stimulée, des mouvements ioniques se produisent de part et d'autre de la membrane cellulaire.

Les charges négatives internes sont remplacées par des charges positives: le potentiel intracellulaire passe brusquement de -90mV à +20 mV, la cellule est dite "dépolarisée" et notre microélectrode enregistre cette montée rapide du voltage. Ensuite, des mouvements ioniques en sens inverse vont progressivement restaurer l'état de départ: c'est le processus de "repolarisation" qui va ramener le potentiel intracellulaire à sa valeur initiale. Au terme du processus, l'électrode exploratrice aura enregistré un "potentiel d'action", constitué de 4 phases successives: état de base, montée rapide, plateau et descente progressive [MEG].

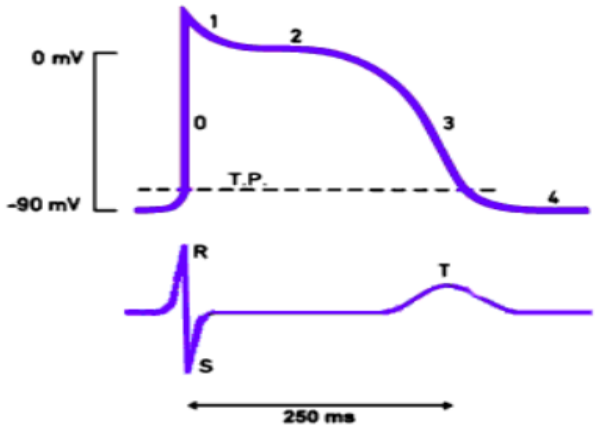


Figure III.2 : Aspect du potentiel d'action cardiaque enregistré par une microélectrode intracellulaire

III.3. Electrocardiographie

III.3.1.Historique de l'électrocardiographie

L'électrocardiographie est née en 1887 avec les travaux de Waller, révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes qui valut à son auteur, le Dr. Wilhem Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924. L'électrocardiographie est devenue une technique incontournable en pratique cardiologique.

L'électrocardiogramme est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps. Il y a plus d'un demi-siècle, une convention internationale a décidé de fournir cette représentation sous la forme immuable de l'ECG à 12 dérivations. Ce fut un des tout premiers efforts de standardisation à l'échelle mondiale d'un examen médico-technique.

Aujourd'hui, en ce début du XXIe siècle, l'ECG est un examen irremplaçable : de réalisation aisée au moyen d'un appareillage simple, il a grandement bénéficié des progrès récents de l'électronique et de l'informatique. Il est actuellement possible d'enregistrer un ECG avec un électrocardiographe portable ultraléger et même de transformer un micro-ordinateur personnel en électrocardiographe avec, dans les deux situations, possibilité d'une aide au diagnostic par interprétation automatisée. Procédure peu coûteuse et d'une innocuité totale. L'électrocardiographie fournit une foule de renseignements précieux concernant l'état structurel et fonctionnel de l'appareil cardiocirculatoire. Comment peut-on définir à l'heure actuelle l'utilité de l'électrocardiographie ? La réponse est donnée en 1995 par la ´Task Force on Clinical Privileges in Cardiology" réunissant "American College of Physicians", "American Collège of Cardiology" et "American Heart Association" : L'ECG peut constituer

un marqueur indépendant d'affection myocardique; il peut refléter des atteintes anatomiques, électrophysiologiques, métaboliques et hémodynamiques; il procure une information qui souvent s'avère essentielle pour le diagnostic et le traitement de diverses anomalies cardiaques; et il est sans égal pour le diagnostic des arythmies.

L'électrocardiographie est une procédure de premier choix chez des patients se plaignant de précordialgies, lipothymies ou syncopes, symptômes qui peuvent être annonciateurs d'infarctus myocardique ou de mort subite. Des anomalies électriques peuvent être les premiers signes indiquant l'existence d'effets secondaires potentiellement désastreux de certains médicaments, ou de sévères déséquilibres métaboliques ou électrolytiques, et parfois le seul signe d'atteinte myocardique, telle que l'infarctus "silencieux" chez le sujet âgé. Les auteurs de ce texte mettent bien en évidence le rôle spécifique de l'électrocardiographie par rapport aux autres techniques d'imagerie cardiaque. L'échocardiographie et la résonance magnétique nucléaire, par exemple, montrent directement la morphologie et la dynamique des structures anatomiques, domaines où l'électrocardiogramme est moins performant. Par contre, l'électrocardiogramme est le premier et parfois le seul témoin de modifications se produisant à l'étage moléculaire et cellulaire. Il peut de la sorte constituer un outil diagnostique essentiel, par exemple pour la détection de l'ischémie myocardique (pathologie fréquente), pour la reconnaissance des atteintes myocardiques précoces comme dans certaines myocardiopathies et certaines dystrophies musculaires (pathologies rares) où les tracés électrocardiographiques peuvent être perturbés avant que n'apparaissent les anomalies échocardiographiques. Enfin l'électrocardiogramme est le seul examen couramment utilisé dans l'étude des troubles de conduction et des troubles du rythme.

Tout ceci fait de l'électrocardiogramme, un "art du diagnostic" qui est difficile et qui nécessite une longue période de familiarisation et de pratique. Ne devient expert en électrocardiographie que celui qui a consacré d'inombrables heures à la lecture de milliers de tracés, et qui prend toujours soin de confronter son diagnostic avec la "vérité clinique". Mais une fois maîtrisée, la méthode apporte beaucoup de satisfactions intellectuelles à celui qui la pratique tout en procurant des informations très utiles dans la prise en charge de nos malades.

III.3.2. Principe de l'électrocardiographie

Depuis le premier appareil du début du siècle, l'électrocardiographe a évolué en adoptant au fur et à mesure les technologies d'actualité. Ainsi, le signal analogique entraînant une aiguille est devenu numérique, exploité par logiciel, et transmis sur papier par l'intermédiaire d'une imprimante [MEG].

L'électrocardiographe est constitué des éléments suivants:

- Un ensemble d'électrodes destinées à être appliquées en contact direct du patient.
- Un système d'amplification des signaux issus des électrodes.
- Un appareil enregistreur appelé galvanomètre.
- Un système d'enregistrement graphique.

L'électrocardiogramme (ECG) repose sur un certain nombre de conventions et de postulats :

- On admet que le corps humain constitue un milieu conducteur homogène.
- Le cœur dans sa totalité est constitué d'une infinité de cellules myocardiques élémentaires. On assimile le cœur dans sa globalité à une fibre musculaire unique, à condition que les électrodes d'enregistrement soient suffisamment éloignées.
- Les effets du processus d'action du cœur sur le champ électrique corporel peuvent être assimilés à ceux d'un dipôle électrique.
- Les électrodes de l'enregistrement sont placées loin du cœur. les variations du champ électrique produit à la surface du corps.

III.3.3. Caractéristiques Electrocardiographiques

- Aspect caractéristique de torsion de l'axe des ventriculogrammes autour de la ligne isoélectrique (inversion de l'axe de 180° tout les 4-5 complexes environ) avec modification progressive de la morphologie et de l'amplitude.
- Fréquence ventriculaire rapide aux alentours de 200-250/mn.
- Caractère le plus souvent non soutenu avec arrêt spontané et tendance récidivante, avec évolution possible vers une fibrillation ventriculaire.
- Couplage long de la première ESV démarrant la torsade (en général supérieure ou égale à 600ms), mais phénomène R/T compte tenu de l'allongement du QT.

- Troubles de la repolarisation sur l'électrocardiogramme en rythme sinusal avec aspect de QT long (QT supérieur à 440 ms) [CHA].

III.4. Electrocardiogramme

III.4.1. Définition de L'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme, c'est l'enregistrement sur support papier de l'activité du cœur sur un plan frontal (par les dérivations périphériques) et sur un plan horizontal (par les dérivations précordiale). L'abréviation usuelle utilisée pour parler de l'électrocardiogramme, c'est l'ECG [CEN].

III.4.2. Dérivations électrocardiographiques

L'ECG s'enregistre à partir de divers points (dérivations) donnant naissance à des courbes de morphologies différentes, toujours dans l'ordre: onde P, complexe QRS et onde T. La courbe électrocardiographique va présenter des morphologies différentes selon où est placée l'électrode qui enregistre. Les endroits où sont placées les électrodes correspondent aux différentes dérivations. Les courbes de l'ECG peuvent ainsi être positives (ondes R) ou négatives (QS). On utilise pour faire un ECG les 12 dérivations de base: 6 dérivations sur le plan frontal et 6 sur le plan horizontal (figure III.3) [MEG].

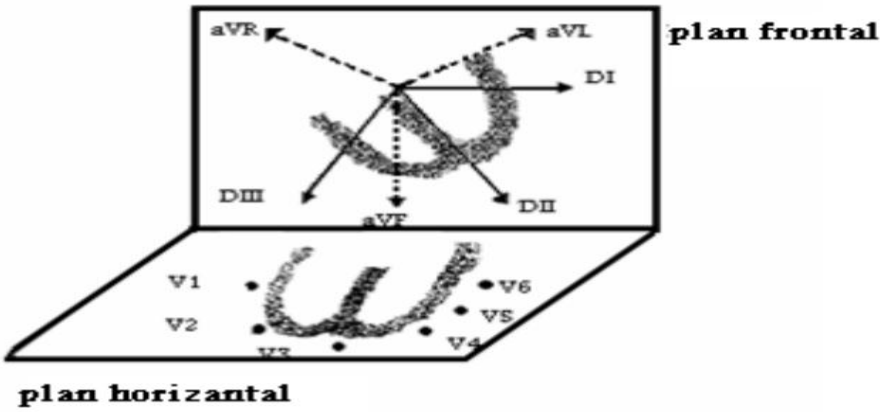


Figure III.3 : Les douze dérivations

III.4.2.1. Dérivations périphériques

Ces dérivations sont dites "périphériques" ou "éloignées" parce que les électrodes sont placées à distance de la surface épicardique. Elles sont obtenues au moyen de quatre électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques. Ces quatre électrodes permettent d'enregistrer dans le plan frontal 3 *dérivations standard ou bipolaires* (I, II, III) et *3 dérivations unipolaires* des membres (aVR, aVL, aVF).

*** Dérivations bipolaires de Einthoven I, II, et III** : sont constituées d'électrodes actives qui enregistrent la différence de potentiel entre les deux points où elles sont appliquées : Selon l'hypothèse de Einthoven, on admet arbitrairement que les lignes des dérivations I, II et III délimitent un triangle équilatéral frontal dont le centre correspond au centre de la masse cardiaque. Voir figure III.4.

I = connexion bras gauche-bras droit.

II = connexion bras droit-jambe gauche.

III = connexion bras gauche-jambe gauche.

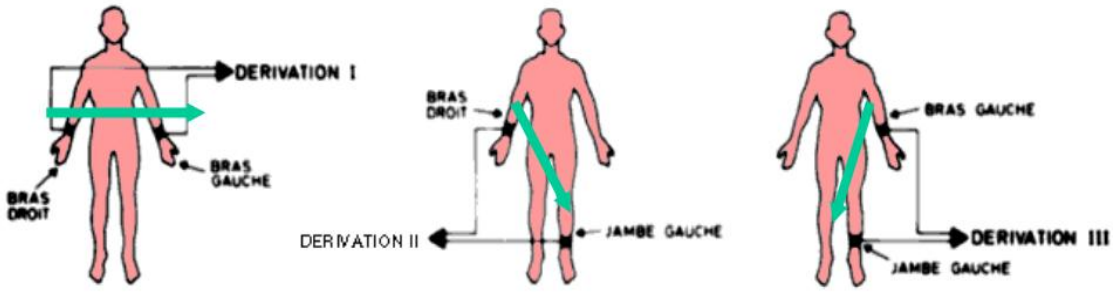


Figure III.4 : Dérivations bipolaires des membres

*** Dérivations unipolaires des membres aVR, aVL, et aVF** : sont obtenues par l'enregistrement des différences de potentiel entre une électrode active ou exploratrice (bras gauche, bras droit, jambe gauche) et une électrode neutre qui reste à un potentiel pratiquement constant. Cette électrode neutre est obtenue par l'artifice du "Central terminal" de Wilson, c'est-à-dire en joignant les électrodes du bras droit, du bras gauche et de la jambe gauche et en connectant cet ensemble, à travers une résistance de 50.000 ohms, au pôle négatif du galvanomètre. L'électrode positive, exploratrice, enregistre des variations de potentiel à l'endroit où elle est placée. Placée sur le bras droit, le bras gauche ou la jambe gauche, l'électrode active enregistre le potentiel de chacun de ces membres. La lettre V identifie une

dérivation unipolaire et les lettres r, l et f les membres respectifs (right, left, foot). En déconnectant le central terminal du membre où le potentiel est enregistré, l'amplitude qui est mesurée au niveau de ce membre est augmentée, d'où l'appellation "augmented unipolar leads": aVR, aVL, Avf (figure III.5) [OUL].

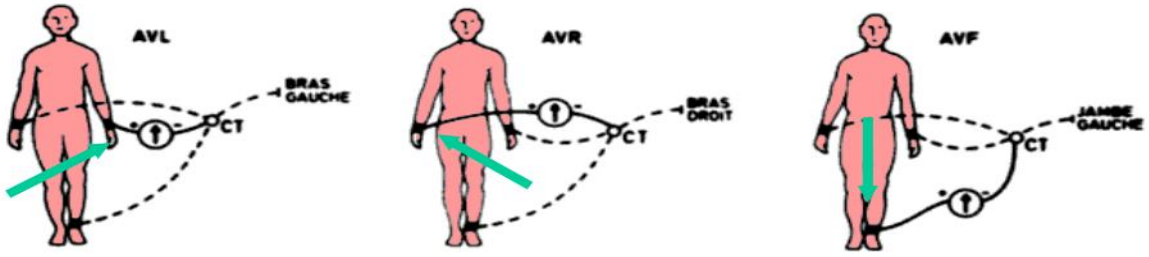


Figure III.5: Dérivations unipolaires des membres

III.4.2.2. Dérivations précordiales

Les dérivations précordiales sont des dérivations unipolaires thoraciques qui enregistrent l'activité selon un plan quasi horizontal. Leur localisation doit être précise afin de pouvoir comparer les ECG successifs. Elles sont au nombre de douze mais souvent seules les six premières sont mises en place [COU].

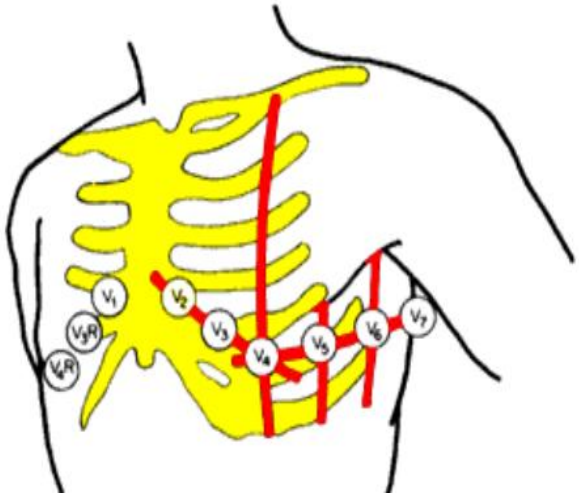


Figure III.6 : Emplacement des électrodes pour les dérivations précordiales

V1 : 4ème espace intercostal droit au bord droit du sternum.

V2 : 4ème espace intercostal gauche au bord gauche du sternum.

V 3 : à mi-distance entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche au niveau de la ligne médio-claviculaire gauche.

V5 : sur la ligne axillaire antérieure à la hauteur de V4.

Il existe d'autres dérivations précordiales : V3R, V4R, VE, V7, V8 et V9.

III.5. Caractéristique du signal ECG

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT (figure III.7). Ces composantes réunies forment le cycle cardiaque complet, elles sont définies comme suit :

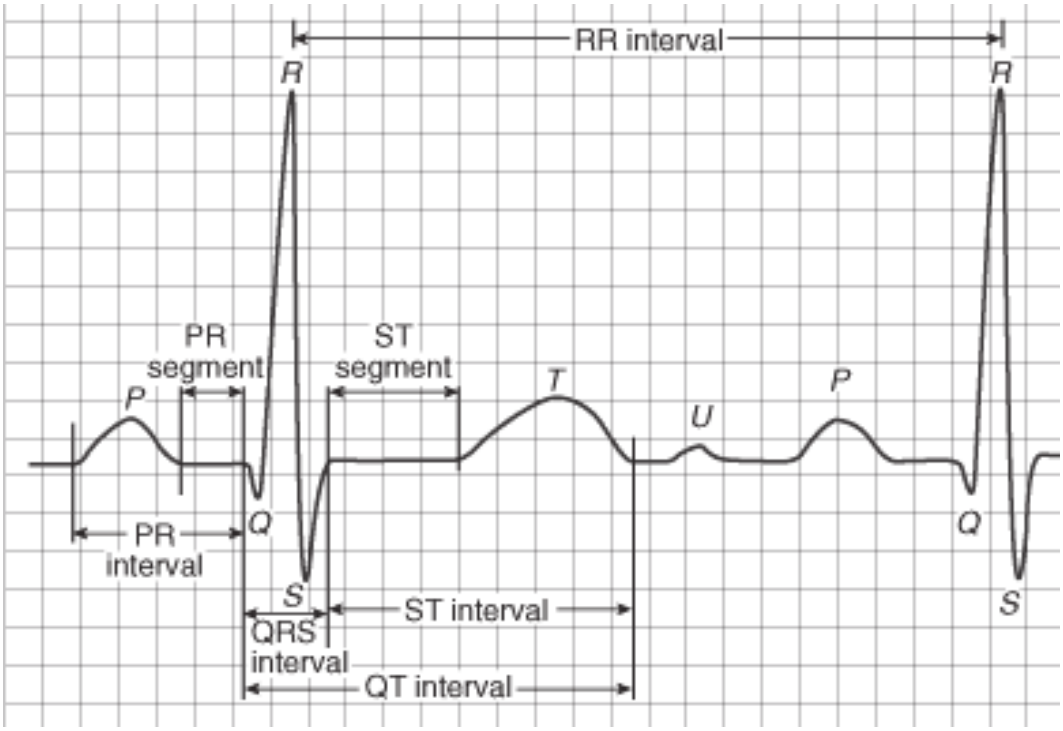


Figure III.7 : ECG Normal

- L'onde P : représente la dépolarisation née du nœud sinusal, qui se propage dans les oreillettes et provoque leur contraction. Sa durée est inférieure à 120 ms, son amplitude inférieure à 2 mm, elle est monophasique.
- L'onde Q : Quand elle existe, est la première déflexion négative qui suit l'onde P Souvent, il n'existe pas d'onde Q. Sa durée peut atteindre 0.2 sec.
- L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P.
- L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R. Le complexe QRS (appelé ainsi par extension, même s'il ne comprend pas toutes les ondes) correspond à

la dépolarisation des ventricules, et à leur contraction. Sa durée est inférieure à 100 ms.

- Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.
- L'onde T : suit le complexe QRS et correspond à la repolarisation des ventricules. Elle survient pendant la diastole, et ne témoigne d'aucun événement mécanique. C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables. Elle est habituellement dissymétrique.
- L'intervalle QT : Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires.
- L'onde U : est une déflexion positive de faible amplitude qui est parfois observée après l'onde T et presque uniquement visible dans les précordiales. Sa signification exacte reste discutée. [ENC].

III.6. Description de la base de données MIT-BIH

La base de données MIT-BIH est une base universelle qui contient 48 enregistrements d'une durée d'une demi-heure sur deux voies (DII et V5). Elle a été collectée par des chercheurs afin d'être utilisée comme une référence pour la validation et la comparaison des algorithmes sur le signal ECG.

Chaque enregistrement ECG est échantillonné à une fréquence de 360 Hz. L'avantage majeur de cette base est qu'elle contient un grand nombre de pathologies cardiaques, ce qui permet de valider les algorithmes sur un grand nombre de cas de signaux ECG.

Les enregistrements correspondent à des sujets qui sont 25 hommes âgés de 32 à 89 ans et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans.

Les signaux sont numérotés de 100 à 124 pour le premier groupe qui comporte une variété de formes d'ondes et de 200 à 234 pour le deuxième qui comporte une variété de cas pathologiques.

Chaque enregistrement a été annoté indépendamment par plusieurs cardiologues (deux au moins) ce qui permet d'avoir des études plus fiables. L'annotation correspond au l'instant d'apparition du pic R du complexe QRS et au type du QRS (N, PVC, etc.). [BENAL]

Pour chaque enregistrement de la base de données, il existe trois fichiers différents avec les extensions suivantes : dat, hea et atr.

III.6.1. Fichier de données (*.dat)

Il contient les données numérisées du signal ECG. Deux signaux différents correspondant aux deux dérivations sont stockés dans le même fichier, exemple : 100.dat.

III.6.2. Fichier header (*.hea)

C'est un fichier entête ; il contient les paramètres d'interprétation du fichier de données correspondant et qui permettent au programme de l'utiliser (fréquence d'échantillonnage, gain d'amplification, dérivations utilisées, nombre d'échantillons, pathologie, etc.).

III.6.3. Fichier annotation (*.atr)

Il comporte les positions ou les moments d'apparition des pics R du complexe QRS du signal données. Ces emplacements ont été marqués manuellement par plusieurs cardiologues. On trouve un nombre donnant l'ordre du pic R ainsi qu'une marque correspondant au type du QRS (normal ou anormal). [BENAL]

III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le principe de fonctionnement du système cardiovasculaire et l'électrocardiographie. Nous avons aussi discuté l'électrocardiogramme et ses caractéristiques en détail afin de les exploiter et faciliter la compression du signal ECG qui sera considérée dans le chapitre IV.

Chapitre IV

Simulation et Résultats

Chapitre IV

Simulation et Résultats

IV.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous implémentons les deux transformées dans le chapitre deux. Elles sont utilisées dans notre cas dans la compression des signaux ECG de la base de données « MIT BIH Arrhythmia Database » [ENC]. Notre simulation a été effectuée sous MATLAB afin d'effectuer des comparaisons expérimentales entre les performances en termes de CR et PRD des deux transformées DCT et ondelettes.

IV.2. Base de donnée Arrhythmia (MIT/BIH)

Les résultats obtenus suite à l'application de la DCT sur les 216.000 premiers échantillons (10 minutes) des signaux ECG 100, 101, 103, 109, 113, 117 et 119. Ces derniers sont représentés respectivement sur les figures IV.1 et IV.2. Ces signaux ECG ont été échantillonnés à 360 Hz avec une résolution de 12 bits/échantillon.

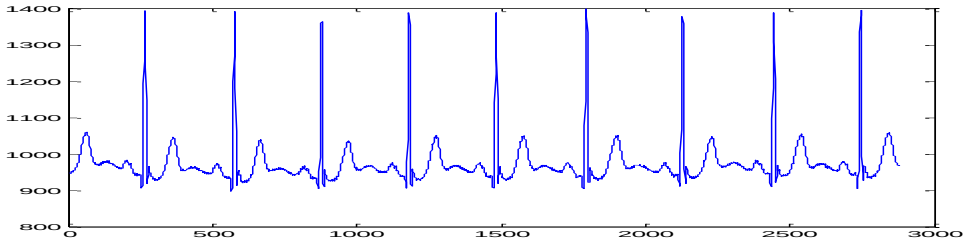


Figure IV.1 : Signal ECG original 103

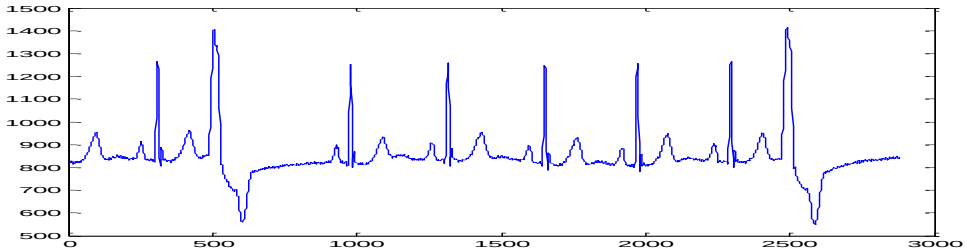


Figure IV.2 : Signal ECG original 119

IV.3. Utilisation de la DCT

En premier lieu la compression a été basée sur l'utilisation de la Transformée en Cosinus Discrète (DCT). Quatre étapes sont à considérer: la transformation du signal ECG dans le domaine fréquentiel, seuillage des coefficients obtenus, leurs quantification et leurs codage [GRI]. Ces étapes sont illustrées dans la figure (IV.3).

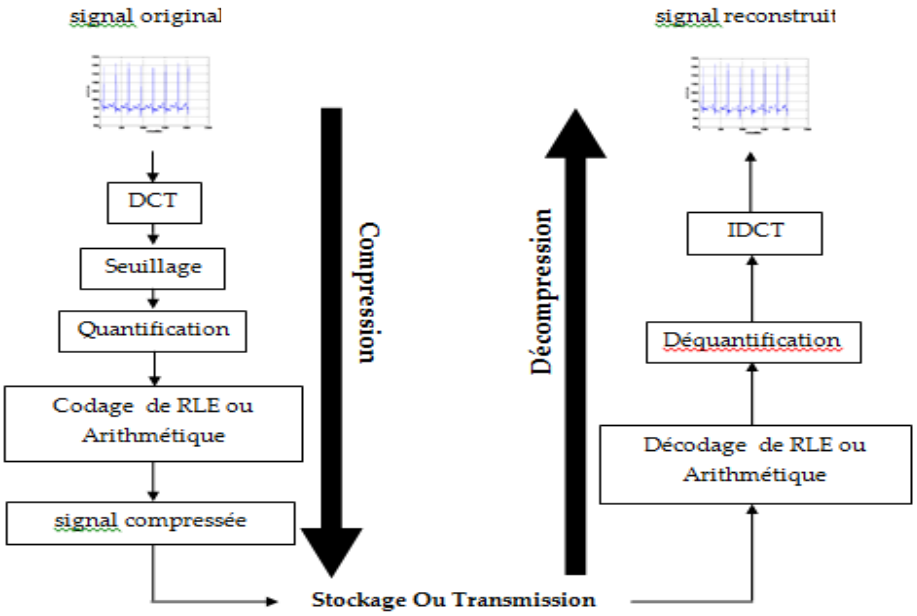


Figure IV.3 : Système de compression/décompression. par DCT

IV.3.1. Choix de l'algorithme de codage

L'étape de codage va permettre de générer le flot binaire à partir duquel l'algorithme de codage sera capable de reconstruire le signal et amélioré le taux de compression d'une manière confirmée. Dans ce cadre, on peut citer deux algorithmes de codage:

- ***L'algorithme RLE:*** Le RLE est probablement l'algorithme de compression de données le plus simple. Il ne fait que remplacer plusieurs apparitions d'une même valeur par une seule valeur. Le codage RLE demande la présence des séquences identiques pour être efficace.
- **Codage arithmétique:** Le codage arithmétique traite l'ensemble des valeurs quantifiées comme une seule entité. Il fonctionne par la représentation d'un nombre par

un intervalle de nombres réels compris entre 0 et 1, les valeurs quantifiées successives réduisent cet intervalle en concordance avec la probabilité d'apparition. Alors nous avons associé à chaque valeur quantifiée un domaine à l'intérieur de l'espace des probabilités compris entre 0 et 1.

Le tableau IV.1 résume les résultats obtenus ((taux de compression CR qui mesure le rapport entre le signal original et le signal compressé) et (PRD qui mesure la qualité de compression entre le signal original et le signal reconstitué)), par les deux algorithmes RLE et le codage arithmétique.

Enregistrement	CR (codage RLE)	CR (codage arithmétique)	PRD (%)
100	4.99	23.67	4.28
101	4.20	17.50	1.57
103	3.87	15.71	3.56
109	7.28	22.22	3.94
113	3.52	14.82	4.99
117	5.99	24.91	3.49
119	4.79	13.71	4.99
Moyenne	**4.94**	**18.93**	**3.83**

Tableau IV.1 *:* Comparaisons entre les codeurs RLE et arithmétique

A partir de ces résultats, nous notons que :

Le taux de compression CR moyen égal à 4.94 pour l'algorithme RLE contre 18.93 pour le codage arithmétique, alors le codage le plus efficace et le plus adapté à notre application est le codage arithmétique.

IV.3.2. Rapidité d'exécution utilisant la compression totale et partielle

En premier lieu, on a effectué la compression des signaux ECG sur les 216.000 échantillons utilisant la DCT et on a appliqué la même transformée pour les deux moitiés (108.000 échantillons pour chacune) en deuxième lieu. Ceci a pour objectif de déterminer la meilleure solution de compression en terme de rapidité d'exécution: découpage du signal en segments ou traitement du signal dans sa totalité. Le tableau IV.2 donne les résultats de comparaisons de ces deux cas.

Enregistrement	$T_{exéc}$ **(première 5 min)**	$T_{exéc}$ **(deuxième 5 min)**	$T_{exéc}$ **Total**	$T_{exéc}$ **(10 min à la fois)**
100	9.83	10.11	19.94	18.93
101	10.45	10.36	20.81	19.95
103	10.58	10.58	21.16	20.51
109	9.82	10.11	19.93	19.14
113	11.03	10.89	21.92	20.71
117	9.77	9.99	19.96	18.88
119	10.92	11.01	21.93	21.05
Moyenne	**10.34**	**10.43**	**20.80**	**19.88**

Tableau IV.2 : Temps d'exécution pour la compression totale et partielle

D’après ces résultats, on peut conclure que la compression totale est plus rapide que la compression partielle.

IV.3.3. Influence du seuillage et de la quantification sur le CR et le PRD

Le CR et le PRD dépendent fortement du seuil utilisé (TH : Threshold) et des pas de quantifications (résolution). Le tableau IV.3 résume les résultats de compression des signaux ECG pour différents seuils et différentes résolutions.

Les signaux illustrés dans les figures IV.4 et IV.5 représentent quelques résultats obtenus pour le signal ECG pour différents cas de résolution et de seuillage.

A partir des résultats obtenus, on a constaté que pour obtenir un signal reconstruit de bonne qualité et fidèle au signal original, il faut augmenter la résolution et diminuer le seuil TH.

On remarque que le taux de compression CR décroit avec l'augmentation de la résolution. Nous observons également une augmentation importante du PRD dans l’intervalle de TH entre 60 et 100 et faible pour TH variant entre 0 et 40.

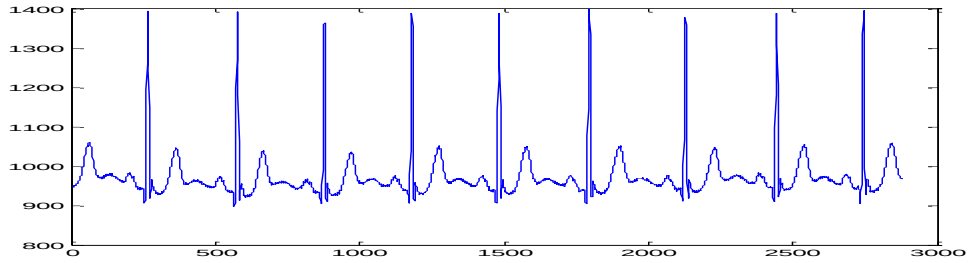
Le choix de TH est primordial pour réaliser un compromis entre le taux de compression CR et le PRD.

Nous avons obtenu un taux de compression CR de 47.37 pour une résolution de 9 bits et TH = 100 (voir tableau IV. 3). Toutefois cette augmentation de TH cause une dégradation de la qualité de signal (PRD = 28.79 pour TH = 100), Donc il est impossible d'atteindre des gains en compression élevés sans dégradation du signal original (voir les figures IV.5 et IV.6).

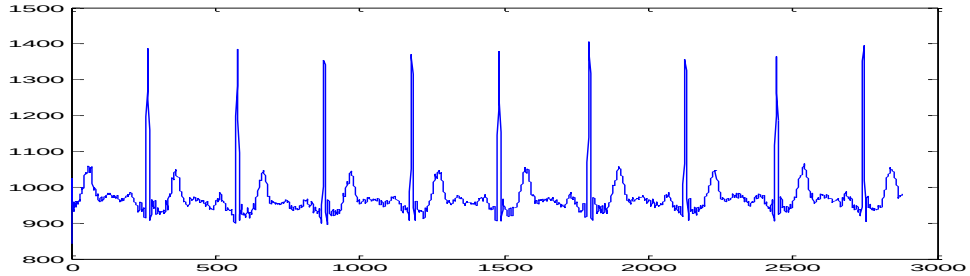
Finalement, on peut conclure que pour obtenir un signal reconstruite avec une très bonne qualité et fidèle au signal original ayant des taux de compression importants, il faut que le seuil TH varie entre 0 et 100 avec une résolution de 12 bits.

Résolution	**TH**	**CR**	**PRD (%)**
9	0	38.39	26.81
	20	38.39	26.81
	40	39.32	27.26
	60	42.14	27.89
	80	45.82	28.22
	100	47.37	28.79
10	0	30.29	18.42
	20	30.29	18.42
	40	31.33	18.44
	60	36.27	18.47
	80	41.62	18.55
	100	47.33	18.65
12	0	14.13	3.51
	20	14.13	3.51
	40	15.71	3.56
	60	17.10	3.68
	80	18.43	3.82
	100	20.50	3.99

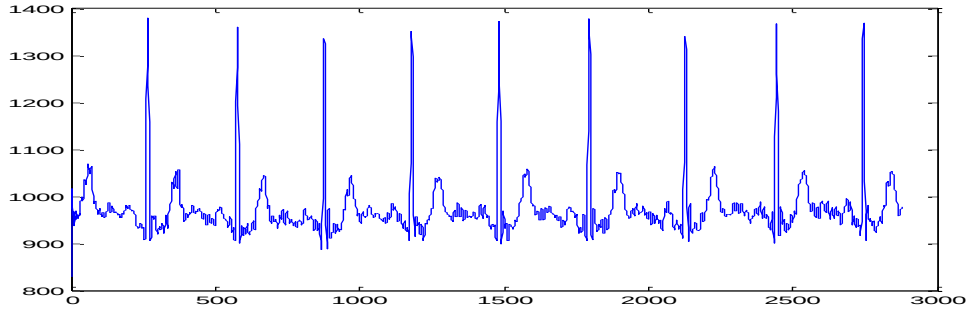
Tableau IV.3 : Résultats obtenus par DCT



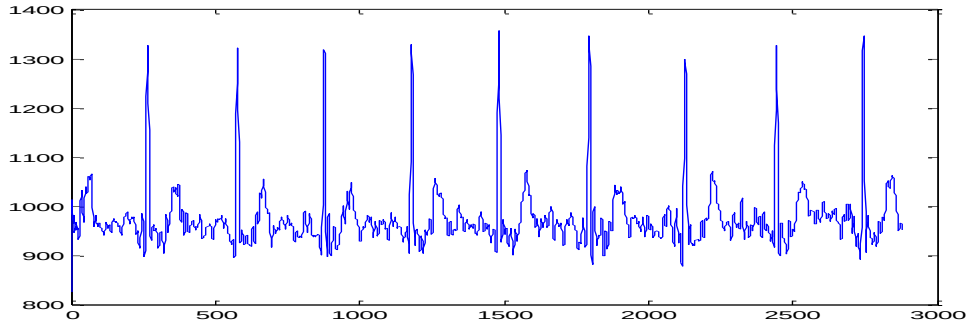
(a)



(b)

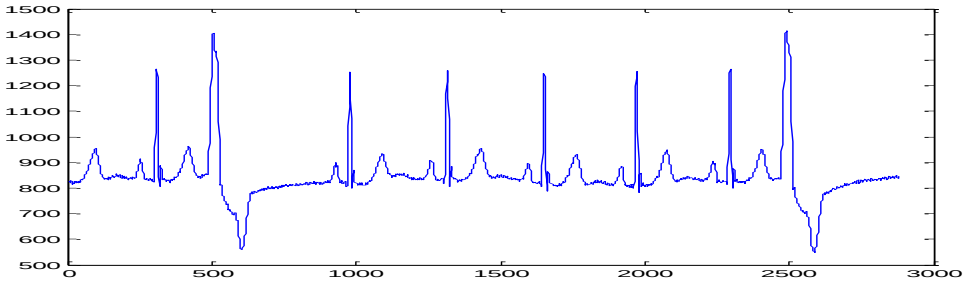


(c)

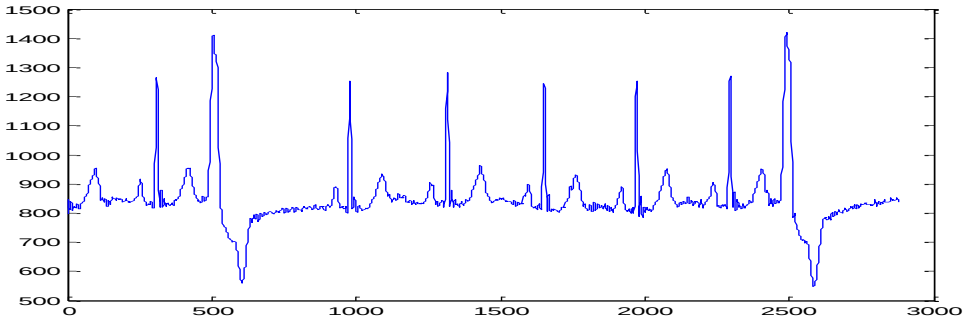


(d)

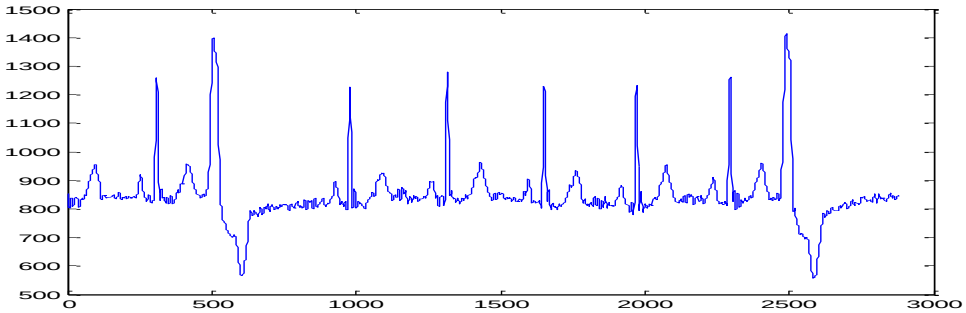
Figure IV.4 : Signal ECG 103. (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour la résolution 12 bits et TH = 40, (c) Signal reconstruit pour la résolution 12 bits et TH = 60, (d) Signal reconstruit pour la résolution 12 bits et TH=100.



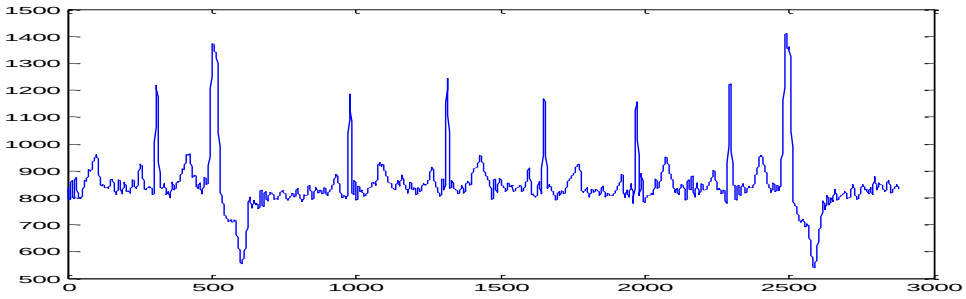
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure IV.5 : Signal ECG 119. (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 40, (c) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 60, (d) Signal reconstruit pour la résolution de 12 bits et TH = 100.

IV.4. Utilisation de la DWT

Les résultats obtenus suite à l'application de la DWT sur les 216.000 premiers échantillons du signal ECG 103. Ces signaux ECG ont été échantillonnés à 360 Hz avec une résolution de 12 bits/échantillon. Nous avons utilisé le codage le plus efficace (codage arithmétique).

Les étapes de compression et de décompression DWT sont illustrées dans la figure IV.6.

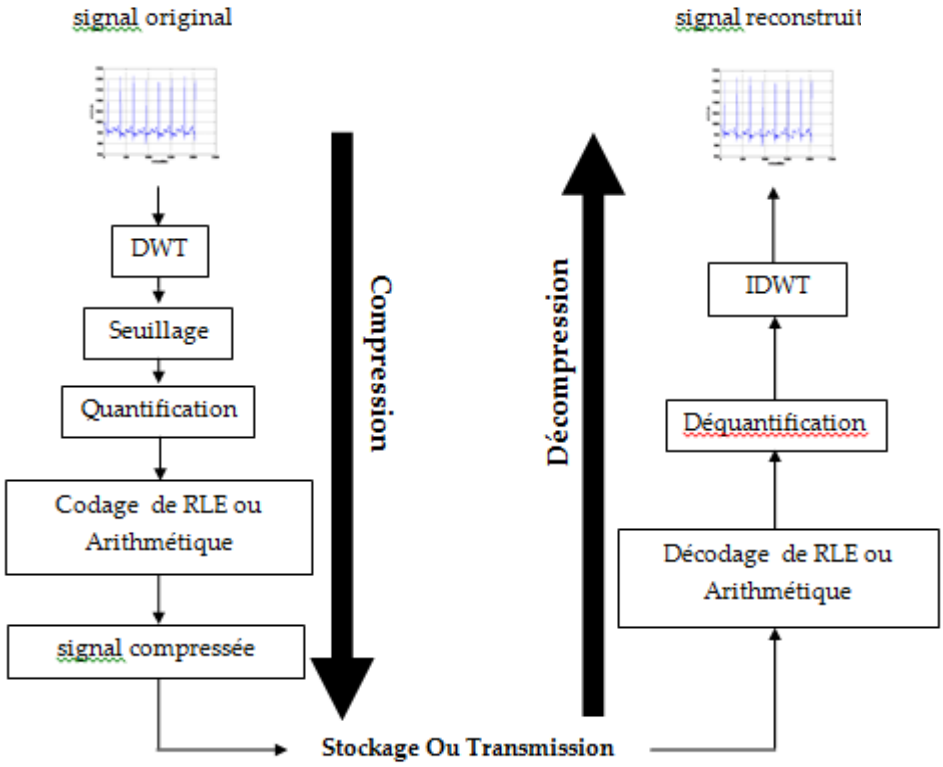


Figure IV.6 : Processus de compression/décompression par la transformée en ondelettes DWT.

IV.4.1. Choix du type d'ondelette

Le tableau IV.4 résume quelques résultats obtenus pour choisir le meilleur type d'ondelette. On a utilisé trois types d'ondelettes : bior4.4, Haar, et Db4 pour différents niveaux de décomposition (N): 1, 2, 3 jusqu'à 7 en fixant le seuil TH à 40 avec une résolution de 12 bits.

Ondelette	N	CR	PRD (%)
Bior4.4	1	2.27	0.10
	2	3.99	0.29
	3	6.51	0.34
	4	9.57	0.41
	5	11.77	0.49
	6	12.87	0.52
	7	13.59	0.53
Db4	1	2.27	0.11
	2	3.97	0.31
	3	6.40	0.38
	4	9.13	0.44
	5	10.66	0.51
	6	11.43	0.53
	7	12.12	0.53
Haar	1	2.30	0.31
	2	3.65	0.43
	3	5.71	0.55
	4	7.88	0.65
	5	9.29	0.71
	6	10.11	0.73
	7	10.74	0.73

Tableau IV.4 : Résultats de compression pour différentes ondelettes

A partir de ce tableau, on remarque que le valeur CR dans l'ondelette bior4.4 est plus grande par rapport aux autres, et le PRD dans l'ondelette bior.4.4 est petit par rapport aux autres types d'ondelettes. On peut dire que ce type d'ondelette donne de meilleures performances, il sera utilisé par la suite de notre simulation.

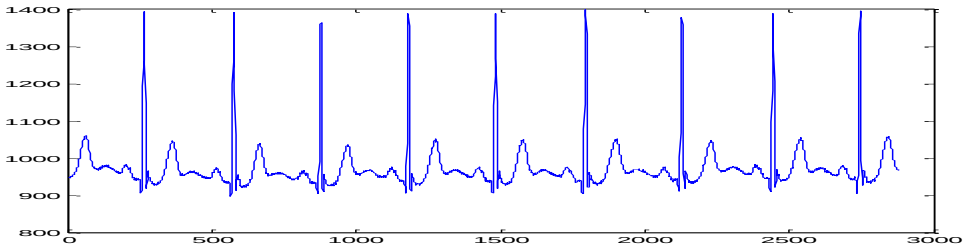
IV.4.2. Seuillage et Quantification

Le Tableau IV.5 résume quelques résultats obtenus par la compression du signal ECG 103 utilisant la transformation en ondelettes DWT suivi du seuillage et de la quantification avec le codage arithmétique. Nous avons utilisé l'ondelette Bior4.4 pour de quatre niveaux de décompositions. TH a été fixé sur 40 et la résolution égale à 12 bits.

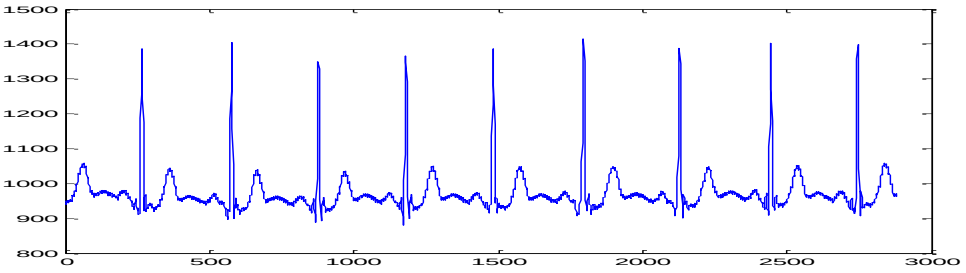
Résolution	**TH**	**CR**	**PRD**
9	0	5.90	0.43
	20	11.14	0.56
	40	12.17	0.64
	60	13.11	0.78
	80	13.72	0.90
	100	14.02	0.98
10	0	5.53	0.16
	20	10.24	0.31
	40	11.19	0.42
	60	12.05	0.60
	80	12.60	0.75
	100	12.88	0.84
12	0	3.06	0.04
	20	8.76	0.29
	40	9.57	0.41
	60	10.31	0.59
	80	10.78	0.74
	100	11.01	0.83

Tableau IV.5 : Résultats obtenus par DWT

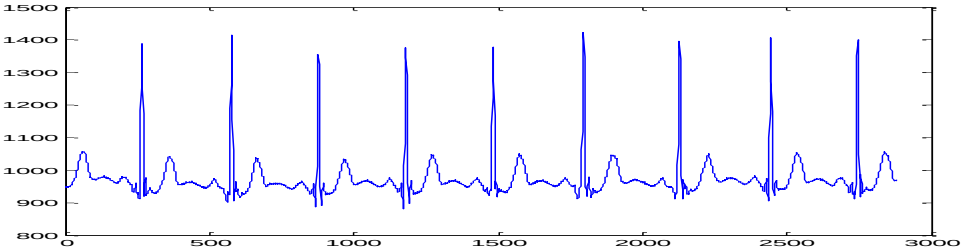
Les signaux illustrés dans les figures IV.7 et IV.8 représentent quelques résultats obtenus pour le signal ECG 103 et 119 respectivement pour différents cas.



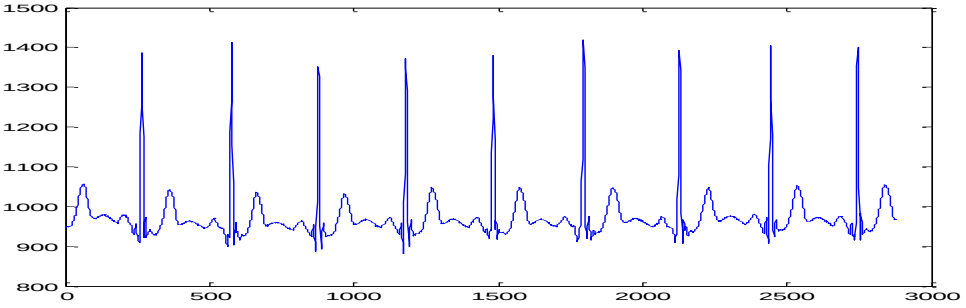
(a)



(b)

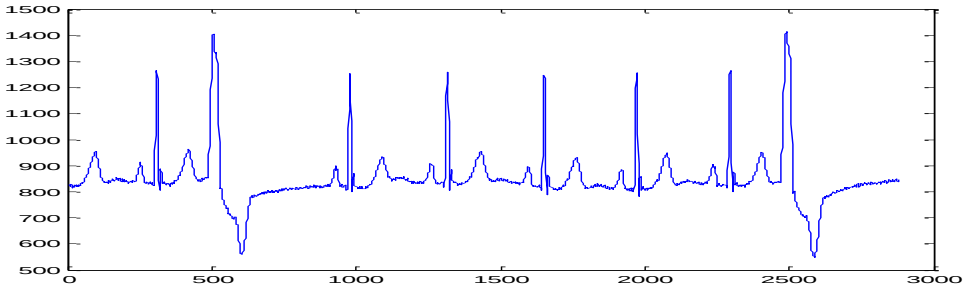


(c)

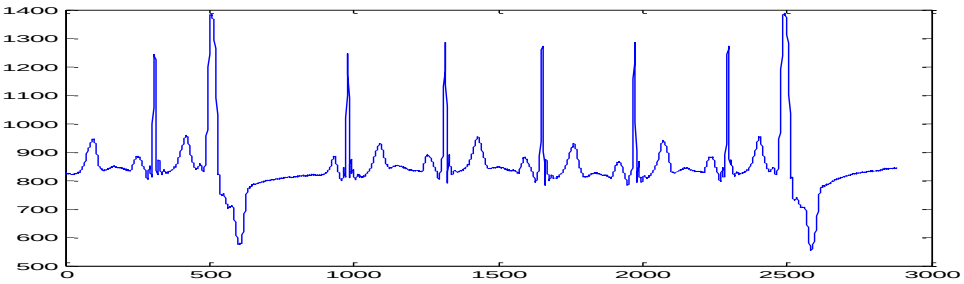


(d)

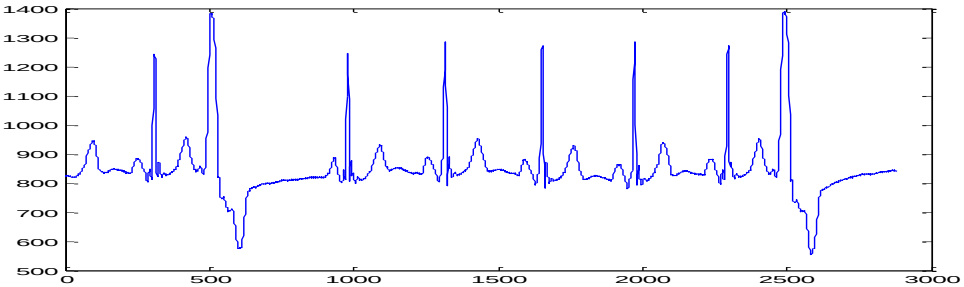
Figure IV.7 : Signal ECG 103 (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour une résolution 9 bits et TH = 100, (c) Signal reconstruit pour une résolution 10 bits et TH = 100, (d) Signal reconstruit pour une résolution 12 bits et TH = 100.



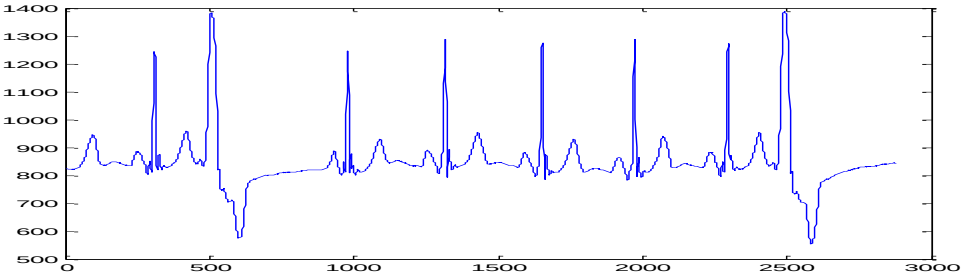
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure IV.8 : Signal ECG 119 (a) Signal original, (b) Signal reconstruit pour une résolution 9 bits et TH = 100, (c) Signal reconstruit pour une résolution 10 bits et TH = 100, (d) Signal reconstruit pour une résolution 12 bits et TH = 100.

D'après ce tableau, on remarque que le PRD augmente lorsque le taux de compression augmente. On remarque aussi que si les éléments du vecteur de quantification sont très élevés, alors la qualité du signal reconstruit est très satisfaisante, mais avec un taux de compression faible. Par contre, si ces éléments du vecteur de quantification sont très petits, alors la qualité du signal reconstruit est médiocre et le taux de compression correspondant est élevé.

Les résultats de PRD de ce tableau étaient très proches, mais les résultats de CR étaient éloignés, Nous concluons donc que le meilleur des cas est lorsque le quantification est faible et TH est élevé.

Finalement, on peut conclure que pour obtenir un signal reconstruit avec une très bonne qualité et fidèle à signal originale ayant des taux de compression importants, il faut que le seuil TH égal à 100 et que la résolution égale à 9 bits.

IV.5. Comparaison entre les transformées DCT et ondelettes

L'objectif de ce mémoire est de déterminer la procédure la plus efficace pour la compression de signal avec de très bonnes performances.

D'après le tableau IV.6, on remarque que la transformée en ondelettes présente des meilleurs résultats par rapport à la DCT. On a eu des rapports de compression élevés et des taux de distorsions plus faibles.

TH		0	20	40	60	80	100	120	**Moyenne**
CR	**DCT**	14.13	14.13	15.71	17.10	18.43	20.50	23.92	**17.70**
	DWT	3.06	8.76	9.57	10.31	10.78	11.01	11.12	**9.23**
PRD	**DCT**	3.51	3.51	3.56	3.68	3.82	3.99	4.19	**3.75**
	DWT	0.04	0.29	0.41	0.59	0.74	0.83	0.89	**0.54**

Tableau IV.6 : Comparaison entre les deux transformées en termes de CR et PRD.

IV.6. Conclusion

Les transformées utilisées dans notre travail pour la compression des signaux ECG sont pour sont la transformée DCT et la transformée en ondelettes (DWT).

Les résultats des tests effectués montrent la différence qui existe au niveau des performances de ces transformées. Ces performances peuvent être analysées selon deux axes principaux à tenir compte lors des implémentations pratiques:

- ✓ Taux de compression CR.
- ✓ Le taux de distorsion PRD.

L'analyse des résultats obtenus, après un test des performances des procédures de compression sur le signal montre que nous pouvons obtenir des taux de compression élevés tout en préservant la meilleure qualité lorsqu'on utilise la transformée DWT.

Conclusion générale

Conclusion générale

Le signal ECG est un signal de nature électro-physiologique qui procure une information essentielle dans le diagnostic des anomalies cardiaques. La compression des signaux ECG se justifie par la nécessité de réduire les coûts de stockage et de transmission de ces signaux pour des applications en télémédecine.

L'objectif de notre travail est de développer des méthodes efficaces pour la compression du signal ECG en utilisant principalement des méthodes avec pertes basées sur les transformées discrètes.

La compression présente un intérêt très évident pour le stockage ou la transmission des informations à travers les canaux de communication modernes. L'idée de base de la compression des informations est de réduire le nombre moyen de bits nécessaire à leur représentation. Il est possible dans une certaine limite de réduire ce nombre sans perte d'informations. Au-delà, il est nécessaire d'élaborer des algorithmes de compression irréversibles (avec pertes) induisant une distorsion pas ou peu visible dans les conditions normales d'observation des informations.

Dans ce travail, on a développé sur Matlab deux techniques à base des transformées DCT et ondelettes. Ces algorithmes ont été développés et testés sur quelques signaux ECG de la base de données arrythmia. On peut appliquer la compression pour n'importe quel signal ECG ou autre signal unidimensionnel.

Pour une optimisation des performances de la compression, deux méthodes de codage sans pertes ont été utilisées: le codage RLE et le codage arithmétique. Ce dernier a montré son efficacité par rapport au codage RLE.

En effet, l'étude comparative a montré clairement que la compression par la DWT combinée avec le codage arithmétique donne de meilleurs résultats par rapport à la DCT combinée avec le même codeur sans pertes.

Les perspectives envisagées dans le domaine de la compression, suite à ce travail peuvent être:

- ✓ Utilisation d'autres signaux unidimensionnels,
- ✓ Compression des images noirs et blancs,
- ✓ Compression des images couleurs,
- ✓ Compression d la vidéo,
- ✓ Utilisation des méthodes modernes de la compression EZW, SPIHT,...

Bibliographie

Bibliographie

[BAR] C. Barreras and J. Lorenzo-Ginori, " Mean-shape vector quantizer for ECG signal compression", IEEE Transactions . Biomedical Engineering 46,(1), pp.62–70, 1990.

[BAT] L. V. Batista, E. U. Melcher and L. C. Carvalho, "Compression of ECG signals by optimized quantization of discrete cosine transform coefficients", Medical Engineering & Physics 23, pp. 127–134, 2001.

[BENAB] M. Benabdellah, "Outils de compression et de crypto compression : Applications aux images fixes et vidéo", Thèse Doctorat en Télécommunications et Multimédia, Université de Mohammed Agdal, 2007.

[BENAL] R. Benali, "Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques, Université d'Abou BEKR BELKAID, 2003.

[BOU] P. Bourgeat, "Segmentation d'images de semi conducteurs appliquée à la détection de défauts", Thèse Doctorat en Instrumentation et Informatique de l'image, Université de Bourgogne, 2004.

[CHA] M. Chauvin, et A. Leenhardt, "Electrocardiogramme : indications et interprétation".

[CHE] I. Cheniti et M. Bouderouaz, «Les ondelettes dans la compression des images", Mémoire de fin d'études d'Ingeniorat en génie électronique, Université de M'sila, 2006.

[COU] J.P Couderc, "Analyse quantitative des composantes temps-échelle de l'ECG à haute résolution moyenne pour l'évaluation du risque de tachycardies ventriculaires et de la mort subite après un infarctus du myocarde", Thèse de Doctorat, Institut national des sciences appliquées ; Lyon; 1997.

[CZI] A. Cziho, "Quantification vectorielle et compression d'image. Application à l'imagerie médicale", Thèse de Doctorat de l'Université RENNES 1, 1999.

[DAV] F. Davoine, "Compression d'images par fractales base sur la triangulation de Delaunay", Thèse de Doctorat de l'Institut national Polytechnique de Grenoble, 1995.

[DUB] J. P. Dubus, "Compression d'images statiques et dynamiques", techniques de l'ingénieur.

[DUM] R. Dumont, "Support Compression et Stockage".

[ENC] "Encyclopedia Universalis", Vol. 8, pp. 141-147, 1996.

[GAU] Y. Gaudeau, "Contributions en compression d'images médicales 3D et d'images naturelles 2D", Thèse de Doctorat, Université Henri Poincaré, Nancy 1, 2006.

[GRI] R. Grisel et F. Astrade, "Compression d'images par modélisation des coefficients TCD en lois mélange et quantification adaptative dans l'environnement JPEG", TS. Traitement du signal, Vol. 14, No. 3, pp. 301-315, 1997.

[JAL] S. M. S. Jalaleddine, C. G. Hutchens, R. D. Stattan and W. A. Coberly, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach", IEEE Transactions. Biomedical Engineering, Vol. 37, N° 4, pp. 329-343, 1990.

[JAT] M. Jaton, "Compression de fichiers", IICT.

[KTA] S. Ktata et K. Ouni, "Comparaison des Méthodes de Compression Appliquées aux Electrocardiogrammes", Conférence International: Sciences of Electronic Technologies of Information and Télécommunications, CIGI 05, TUNISIA, 22-26 Mars 2009.

[KOF] D. Koff, P. Bak, P. Brownrigg, A. Kiss, L. Lepanto, T.Michalak et H. Shulman, "Peut-on utiliser la compression irréversible en imagerie médicale? Les conclusions d'une étude multicentrique canadienne", Elsevier Masson SAS, 2007.

[LEP] F. Leprette, V. Hacault et V. Péreira, "Compression de données", décembre 2004.

[LYO] A. Lyonnet et M. Gardey ,"Les ondelettes", Master 1 – Ingénierie Mathématique, 2014.

[MAA] S.Maadi, Y. Peneveyre et C. Lambercy, "Services de téléinformatique".

[MAG] Magazine gipsa-lab, "Modélisation et gestion de concepts, en particulier temporels, pour l'assistance la caractérisation de séquences d'images", 2007.

[MAL] S. Mallat,. "A wavelet tour of signal processing", Academic Press, second Edition, 1998.

[MEG] S. Meghriche, "Reconnaissance de Forme de Signaux Biologiques", Thèse de Doctorat d'état en Electronique, Université de Batna, 2008.

[MOU] R. Moukhtari, "Compression des signaux ECG volumétriques basée sur les transformées en ondelettes", Mémoire de Master en Electronique, Université de M'sila.

[NER] P. Nerzic, "Codage et compression d'images et de vidéo", 2007.

[OUL] A. Oulmane et A. Kherrab, "Compression du signal Electrocardiographique", Mémoire d'Ingénieur d'état en Electronique, Ecole Polytec Alger, 2007.

[RAV] P. Ravier, "L'enseignement des ondelettes : une ouverture sur l'industrie par la norme JPEG2000", LESI, Vol. 12, Orléans.

[SEN] J. SENDE, "Guide pratique de l'ECG", Paris. Estem, 2003.

[TCH] D. Tchiotsop, "Modélisation polynomiales des signaux ECG applications à la compression", Thèse de Doctorat en Polytechnique, Université de Lorraine, 2007.

[VEL] M. B. Velasco, F. C. Roldon, I.G. Llorent, J. B. Velsco, A. Aparico, L. Ferreras : "On the use of PRD and CR parameters for ECG compression", Medical Engineering and physics, No 27, pp. 798-802, 2005.

[WIK] http://fr.wikipedia.org/wiki/Th%C3%A9orie_de_l'information .

[YUN] Q. S. Yun and S. Huifang, "Image and video compression for multimedia engineering", Second Edition, Taylor & Francis Group, LLC CRC Press, 2008.

[ZHO] X. Zhou, "ECG compression algorithms comparisons among EZW: Modified EZW and wavelet based linear prediction", Thèse de doctorat es sciences, Université de Binghamton, 2004.