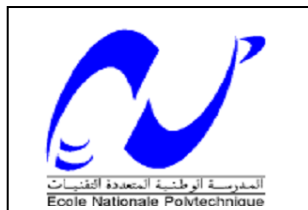


République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Ecole Nationale Supérieur Polytechnique



Département électronique

MEMOIRE DE MASTERE

En vue de l'obtention du diplôme de mastère en électronique

Thème

**Compression du signal
électrocardiographique par la méthode
des ondelettes.**

Dirigé par :

Mr. D.BERKANI

Mr. R.ZERGUI

Présenté par :

GUENNOUNI Noredine

Soutenu le 24 juin 2012 devant le jury composé de :

Mr. Z.TERRA	Président
Mr. R.ZERGUI	Rapporteur
Mr. D.BERKANI	Rapporteur
Mlle. A.MOUSSAOUI	Examinatrice

Promotion: Juin 2012

Ecole Nationale Polytechnique

10, Avenue Hacén Badi, El-Harrach, Alger.

Remerciements

Nous tenons, avant tout, à remercier notre DIEU, tout clément, tout puissant, de nous avoir donné la force de réaliser notre travail.

Nos remerciements vont exceptionnellement à Monsieur D.BERKANI et R.ZERGUI pour son aide, son suivi, ses conseils et directives et pour son dévouement et ainsi pour la confiance qu'ils nous ont toujours témoignée.

Nous tenons à remercier Monsieur Z.TERRA, d'avoir accepté de présider le jury.

Nos remerciements vont aussi à Mademoiselle A.MOUSSAOUI, d'avoir bien voulu accepter d'examiner notre travail.

Nous remercions tous les enseignants de l'Ecole Nationale Polytechnique d'Alger, spécialement ceux des départements des Sciences Fondamentales et d'Electronique, pour leur apport en savoir.

Nos remerciements, vont au personnel de l'Ecole et à toute personne dévouée au service de l'Ecole Nationale Polytechnique.

Enfin, nos remerciements vont à toute personne ayant contribué, de près ou de loin, à réaliser ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce mémoire, aux personnes qui me sont les plus chères :

**A mes parents qui m'ont énormément soutenu dans les moments les plus difficiles, partagé mes joies et mes peines, qui se sont toujours sacrifiés à mes dépends.*

**A mes frères: Mohamed, Abdelrahmen, Walid, Saleheddine , Ahmed et Amhamed.*

**Je dédie, aussi, ce travail à mes grands parents, et à toute ma famille pour leur soutien.*

**A Hafid, Madjid, Kada, Abelnour, Noredine, Choib,Oussama,hamza et abdellah.*

**Je dédie ce travail à tous mes amis pour leur soutien tout au long de mon parcours.*

**Enfin je dédie ce travail à ma chère et très spéciale promotion.*

Noredine

ملخص:

إن تقليص إشارات تخطيط القلب مهم جدا في تطوير الطب عن بعد كما أنه يقلل من تكاليف نقل المعلومات الطبية بشكل كبير. لقد تم الحصول على إشارات تخطيط القلب من قاعدة بيانات معهد ماساتشوستس للتكنولوجيا.

يتمثل عملنا هذا في دراسة طريقة من طرق تقليص إشارات تخطيط القلب ألا وهي طريقة الموجيات التي تعتبر طريقة تتم عن طريق التحويل. وفي الأخير يتم عمل مقارنة مبنية على معايير موضوعية (نسبة التقليص ونسبة الخطأ) مع طرق أخرى من طرق تقليص إشارات تخطيط القلب. والنتائج المحصل عليها تبين أن طريقة الموجيات تعطي نتائج حسنة في حالة الإشارة المشوشة.

كلمات مفتاحية: إشارة نبض القلب ، التقليص ، السبلان ، التحويل الجيبي.

Résumé :

La compression des signaux ECG trouve beaucoup d'importance avec le développement de la télémédecine, puisque elle permet de réduire considérablement les couts de la transmission des informations médicales. On a obtenue les signaux ECG de la base de données MIT/BIH Arrythmia.

Notre travail est d'appliquer une méthode de compression pour compresser le signal ECG, c'est la méthode d'ondelette. Puis une comparaison entre cette technique et d'autre technique de compression va être établi. Cette comparaison sera basé sur des critères objectifs (le rapport de compression -CR- et le pourcentage de la puissance d'erreur -PRD-) et le critère subjectif de vision.

Les résultats des tests montrent que la méthode d'ondelette est la mieux adaptée pour un signal bruité.

Mots clés : compression du signal, électrocardiogramme (ECG), méthode d'ondelette.

Abstract:

ECG signal compression is a paramount task term acquisition of physiological signals since it reduces considerably the costs of storage and eventually transmission. We obtained ECG signals from database MIT/BIH Arrythmia.

The subject of this paper is the application of irreversible compression method which is wavelet method. In the end, a comparison will be done between wavelet and other compression methods. This comparison will be based on objective criteria (compression ratio "CR" and Percentage of Root mean squared Difference "PRD") and the visual subjective criteria.

From the trial results it appears that wavelet method is the best appropriated for noisy signal.

Keys words: signal compression, electrocardiogram (ECG), wavelet method.

SOMMAIRE

Liste des figures	1
List des tableaux	2
Liste des abréviations	3
Introduction générale	4

Chapitre I : Généralité sur l'ECG

Introduction.....	7
I.1 Anatomie du cœur.....	7
I.2. Electrophysiologie cellulaire.....	8
I.3. Fonctionnement électrique (séquence d'activité cardiaque).....	10
I.4. Système de dérivations de l'ECG.....	11
I.4.1. Dérivations bipolaires.....	11
I.4.2. Les dérivations unipolaires des membres.....	12
I.4.3. Les dérivations unipolaires précordiales.....	13
I.5. Electrocardiographie.....	14
I.5.1. Historique.....	14
I.5.2. L'électrocardiographie et l'électrocardiogramme.....	15
I.5.3. Interprétation d'un ECG normale.....	16
Conclusion.....	18

Chapitre II : la théorie de l'information les techniques de compression

Introduction.....	20
II.1. La théorie de l'information.....	20
II.1.1. Historique.....	20
II.1.2. Système de communication.....	21
II.1.3. Entropie d'une source.....	23
II.1.4. Le quantificateur.....	23
II.1.5. Notion sur la distorsion.....	24
II.2. Les techniques de compression.....	25
II.2.1. Compression sans pertes.....	25
II.2.1.1. Codage de Huffman.....	25
II.2.1.2. Algorithme de Shanon-Fano.....	26
II.2.1.3. Méthode RLE (Run Length Encoding).....	26
II.2.1.4. méthode Lempel-Ziv- Welch (LZW).....	27
II.2.2. Compression avec perte.....	27
1. Méthodes directe.....	28
1.1. La prédiction linéaire.....	28
1.2 L'interpolation polynomiale.....	28
2. méthodes par transformée.....	29
2.1. Transformée de Karhunen Loève.....	29
2.2. Transformée spectrale.....	30
2.2.1. Transformée discrète de Fourier (TFD).....	30
2.2.2. Transformée discrète en cosinus (DCT).....	31
2.3. Transformation polynomiale.....	32
II.3. Quantification vectorielle.....	32

II.4. Critères de performance de la compression.....	33
II.4.1. Le taux de compression (CR).....	33
II.4.2. Le pourcentage de la puissance d'erreur (PRD).....	33
II.4.3. L'inspection visuelle.....	34
Conclusion.....	34

Chapitre III : La méthode des ondelettes

Introduction.....	36
III.1. Historique.....	36
III.2. La transformée en ondelette.....	37
III.2.1. Transformée en ondelette continue (CWT).....	37
III.2.2. Transformée en ondelette discrète (DWT).....	37
III.3. Choix d'ondelettes.....	38
III.4. Analyse multirésolution.....	38
III.5. Algorithme de MALLAT.....	41
III.6. Ondelette de Haar.....	43
III.7. Compression de l'ECG par l'ondelette.....	44
Conclusion.....	45

Chapitre IV: résultats et discussion

Introduction.....	47
IV.1. présentation de la base de données MIT/BIH.....	47
IV.2 Résultats.....	47
IV.2.1 Signal ECG sans bruit.....	48
IV.2.2. Signal ECG bruité.....	49
IV.2.2.1. ECG bruité.....	51
IV.2.2.2. ECG fortement bruité.....	52
IV.3. Comparaison avec d'autres méthodes de compression.....	53
IV.4. discussion.....	53
IV.4.1. La fonction CR/PRD.....	54
IV.4.2. Effet de bruit.....	54
IV.4.3. qualité du signal reconstruit.....	54
Conclusion générale.....	55
Bibliographie.....	56

LISTE DES FIGURES

Chapitre I : Généralité sur l'ECG

Figure 1.1. : Schéma fonctionnel du cœur.....	8
Figure 1.2. : Potentiel d'action d'une cellule myocarde.....	9
Figure 1.3. : Séquence d'activation cardiaque.....	10
Figure 1.4. : Dérivations bipolaires et triangle d'Einthoven.....	12
Figure 1.5. : Dérivations unipolaires augmentées.....	13
Figure I.6. : Dérivations précordiales (V1 à V6).....	14
Figure 1.7. : L'ECG normale.....	18

Chapitre II : La théorie de l'information et les techniques de compression

Figure 2.1. : Schéma fondamental d'un système de communications.	21
Figure 2.2. : Schéma moderne d'un système de communications.....	22
Figure 2.3. : Quantificateur type.....	24
Figure 2.4. la courbe R(D)	25
Figure 2.5. : La compression sans perte.....	25
Figure 2.6. : Compression avec perte.....	28
Figure 2.7. : Interpolation par spline.....	29
Figure 2.8. : Principe de la quantification vectorielle.....	33

Chapitre III : compression de l'ECG

Figure3.1. Bloc de traitement de la transformée en ondelette.....	39
Figure3.2. Structure de l'algorithme de la transformée en ondelette (analyse).....	40
Figure3.3. Bloc de traitement de la transformée en ondelette inverse.....	40
Figure3.4. Structure de la transformée en ondelette inverse (synthese).....	41
Figure 3.5. Algorithme de MALLAT unidimensionnelle.....	41
Figure 3.6. Algorithme de MALLAT bidimensionnel.....	43
Figure3.7. Coefficients en ondelette du signal ECG.....	44

Figure 3.8. Schéma bloc général d'un système de compression par ondelettes.....45

Chapitre IV : Résultats et discussions

Figure 4.1. Signal ECG normale.....48

Figure 4.2. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG normale.....49

Figure 4.4. Signal ECG fortement bruité.....50

Figure 4.5. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG bruité.....51

Figure 4.6. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG fortement bruité..52

Figure 4.7. Courbe représentant la fonction CR(PRD).53

LISTE DES TABLEAUX :

Tableau 4.1. Evaluation de techniques de compressions par critères objectifs.....53

Liste des abréviations

ECG: électrocardiogramme.

AV : Auriculo-Ventricule

DI: Dérivation I.

DII: Dérivation II.

DIII: Dérivation III.

WCT: Wilson Centrale Terminal.

LA: Left Arm.

LL: Left Leg.

RA: Right Arm.

aVF : augmented voltage foot.

aVL : augmented voltageleft arm.

aVR : augmented voltageright arm.

VLC: Variable Lenght Codes.

RLE: Run Lenght Encoding.

LZW: Lempel Ziv Welch.

ZOI : Interpolation d'ordre zéro.

FOI : interpolation d'ordre un.

KLT: Transformée de Karhunen Loèv.

TFD: transformée de Fourier Discrete.

STFT :Short Time Fourier Transform.

DCT: transformée discrète en cosinus.

CWT :Continuous Wavelets Transform.

DWT: Discrete Wavetels Transform.

CR : Compression Ratio.

PRD: Percentage of Root mean squared Difference.

Introduction générale

De nos jours une grande quantité de données sont produites. Il se pose alors non seulement le problème de mémoire pour le stockage de ces données, mais aussi celui du temps pour les traiter par le calculateur. La compression des données ou des signaux propose des solutions à ces problèmes en cherchant à réduire les redondances contenues dans les signaux ou messages. Les techniques de compression sont d'usage courant en traitement d'image, en traitement des signaux audio, des signaux vidéo et des signaux biomédicaux. Donc, la compression est un traitement sur une donnée qui a pour but de diminuer sa taille et donc de faciliter son stockage.

Tous les types de données peuvent être compressés, les signaux, les textes, les images, la vidéo, l'audio... La compression du signal fait l'objet de nombreuses études qui portent sur l'amélioration des algorithmes de compression ainsi que la mise au point de nouvelles techniques et formats de compression. Aujourd'hui, on distingue deux principaux types de compression qui semblent destinés à connaître un bel avenir et susceptibles de remplacer les formats actuels. Ces deux types de compression sont les Fractales et la compression par Ondelettes.

Le succès de ce dernier type de méthode « méthode d'ondelette » s'explique par le fait que la décomposition en ondelettes de la plupart des signaux ne fait apparaître des coefficients significatifs qu'à un petit nombre de positions dans le plan temps-échelle, c'est-à-dire que l'énergie est localisée préférentiellement à certaines fréquences et certaines positions. Cette caractéristique est utile pour la compression d'un signal car un petit nombre de coefficients suffisent à en reconstruire l'essentiel.

L'ECG est un signal de nature électrophysiologique dont le tracé matérialise les activités électriques du cœur. Depuis quatre décennies, la compression des signaux ECG a fait l'objet de nombreux travaux de recherche. La compression des signaux ECG trouve aujourd'hui un nouvel intérêt à cause de la télémédecine. En effet, il faut minimiser la durée et les coûts de transmission des signaux à travers les canaux de télécommunication. Donc, la compression des signaux et leur traitement numérique jouent un rôle important de nos jours, dans différents domaines, surtout si nous désirons transmettre des informations ou les stocker.

Dans ce travail, on va développer une techniques de compression des signaux ECG et nous sommes intéressés à appliquer la méthode d'ondelette qui est une méthode irréversible par

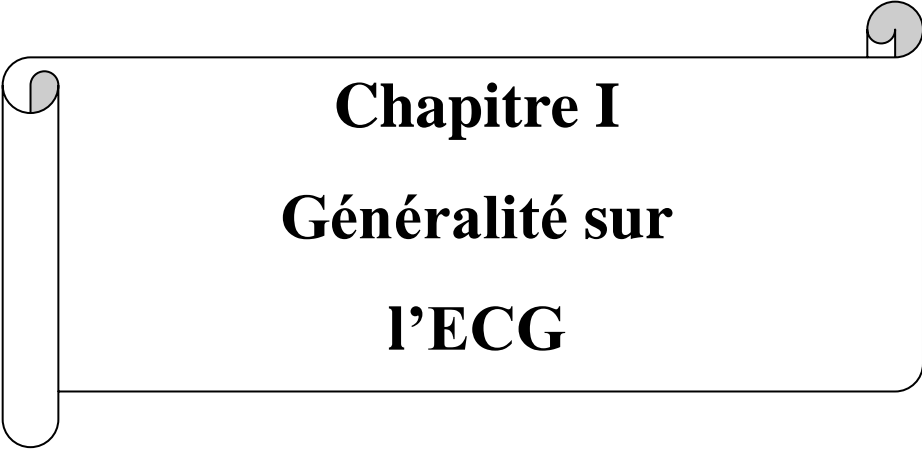
transformée. Enfin, une étude comparative des performances de cette technique sur l'électrocardiogramme (ECG) va être établie.

Dans le premier chapitre concerne l'anatomie du cœur et la séquence de l'activité cardiaque suivie des notions fondamentales de l'électrocardiographie qui sont nécessaires pour arriver à extraire le signal ECG et pouvoir l'interpréter correctement.

Le second chapitre contient les notions fondamentales de la théorie de l'information et de distorsion puis nous allons présenter les différentes techniques de compression d'un tel signal et on évaluera les critères d'évaluation de performance de ces techniques de compression qui vont nous permettre de les juger.

Dans le troisième chapitre, les notions de base sur la technique de compression par l'ondelette est données puis on va appliquer cette technique de compression au signal électrocardiographique ECG.

Enfin, le dernier chapitre nous allons montrer les résultats d'application de l'algorithme de compression par ondelette. Nous terminons par une comparaison des performances de cette technique avec d'autre de compression.



Chapitre I
Généralité sur
I'ECG

Introduction

Le traitement des signaux biomédicaux tels que l'électrocardiogramme est d'une nécessité primordiale dans plusieurs disciplines de la médecine. L'interprétation des signaux cardiaques ECG permet un bon diagnostic des patients dans le but de détecter certaines anomalies. Les bases théoriques et pratiques de l'enregistrement de l'activité électrique cardiaque ont été énoncées par Einthoven en 1901.

Dans ce chapitre nous allons présenter le fonctionnement général du système cardiovasculaire ainsi l'activité électrique du cœur et les différents systèmes de dérivation pour extraire le signal ECG. Enfin, on va voir les notions fondamentales de l'électrocardiographie qui permet d'obtenir une image de l'activité électrique cardiaque.

I.1. Anatomie du cœur

Le cœur humain pèse entre 200 et 400 grammes et il est un petit peu plus gros que le poing. Le cœur est situé entre les poumons derrière et légèrement à gauche du sternum. Une membrane constituée de deux couches appelée le péricarde entoure le cœur comme un sac. Le cœur est la pompe responsable du maintien d'une circulation adéquate du sang oxygéné dans le réseau vasculaire de l'organisme. Il s'agit d'une pompe à quatre chambres. [1]

- 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).

Les chambres supérieures du cœur sont appelées les oreillettes gauche et droite et les chambres inférieures sont appelées les ventricules gauche et droit. Une paroi musculaire appelée le septum sépare les oreillettes gauches et droites et les ventricules gauche et droit. Le ventricule gauche est la plus grosse et la plus puissante des chambres cardiaques. Les parois du ventricule gauche ne font qu'environ 1 cm d'épaisseur, mais elles sont suffisamment puissantes pour pousser le sang dans la valvule aortique.

Quatre types de valvules régulent le débit du sang circulant dans le cœur. La valvule tricuspide notamment régule le débit cardiaque entre l'oreillette droite et le ventricule droit. La valvule mitrale laisse passer le sang oxygéné par les poumons de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche. La valvule pulmonaire contrôle le débit sanguin entre le ventricule droit et les artères pulmonaires. La valvule aortique ouvre la voie au sang oxygéné afin que ce dernier puisse passer du ventricule gauche dans l'aorte.

Le cœur et le système circulatoire constituent le système cardiovasculaire. Le cœur fonctionne comme une pompe qui pousse le sang vers les organes, les tissus et les cellules de l'organisme. Le sang transporte l'oxygène et les nutriments vers chaque cellule du corps et élimine le dioxyde de carbone et les métabolites. Le sang est transporté du cœur vers le reste du corps au moyen d'un réseau complexe d'artères, d'artéioles et de capillaires. Le sang est ramené vers le cœur par l'intermédiaire des veines (figure 1.1). [2]

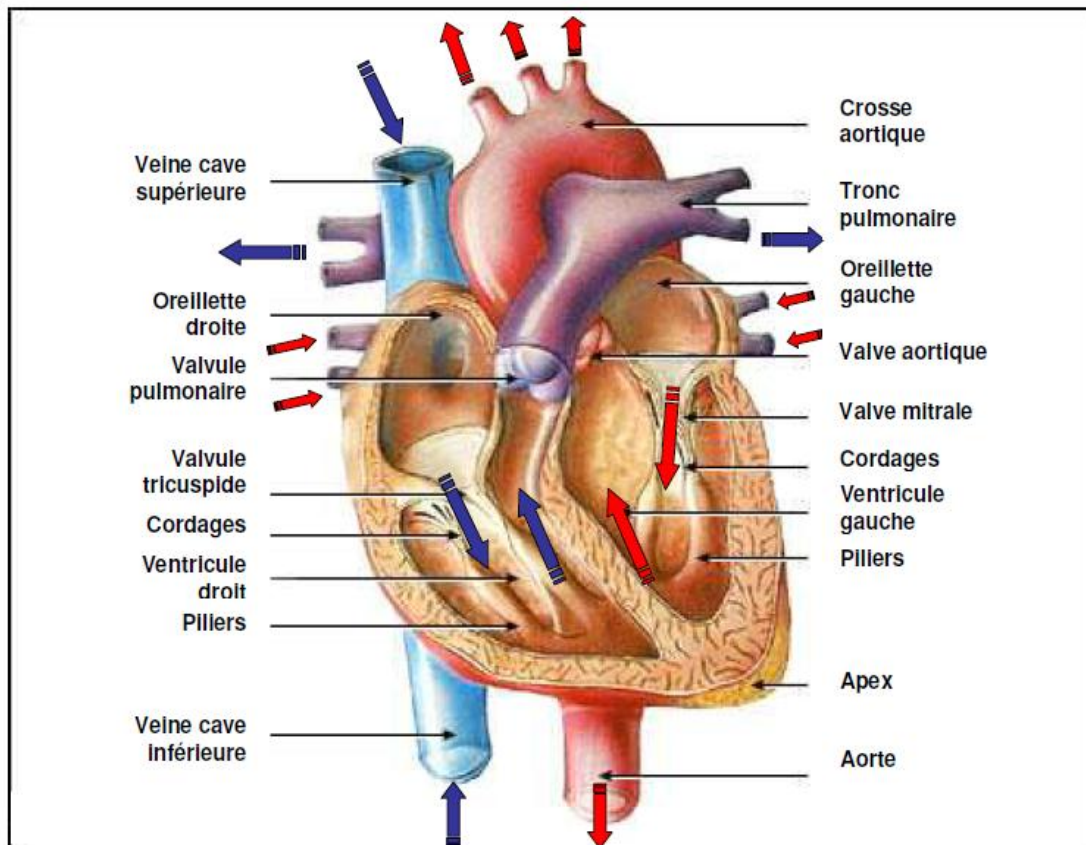


Figure 1.1. Schéma fonctionnel du cœur.

I.2. Electrophysiologie cellulaire

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane siège de mécanismes actifs de passage de différents ions aboutissant à des différences de concentration ionique de part et d'autre de la membrane cellulaire. Ainsi le sodium est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la cellule, la concentration intracellulaire de potassium est 30 fois supérieure à sa concentration extracellulaire, la concentration extracellulaire de calcium est très supérieure à sa concentration intracellulaire.

Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire. Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement et sa surface positivement réalisant une différence de potentiel de -90mV qui est le potentiel transmembranaire de repos.

Lorsque la cellule est excitée par un stimulus mécanique, chimique ou électrique alors la surface de la cellule par un jeu de mouvements ioniques (entrée de sodium et calcium, sortie de potassium) se négative : c'est la dépolarisation. Ce changement de polarité rapide (de l'ordre de la milliseconde) constitue la phase 0 du potentiel d'action à laquelle se succèdent :

- La phase 1 de repolarisation initiale.
- La phase 2 de dépolarisation maintenue ou plateau.
- La phase 3 de repolarisation où la cellule redevient positive à sa surface.
- La phase 4 de polarisation stable (sauf pour les cellules automatiques). [3]

L'ensemble de ces phases constituent le potentiel d'action permettant la contraction de la cellule ce potentiel est schématisée dans la figure 1.2.

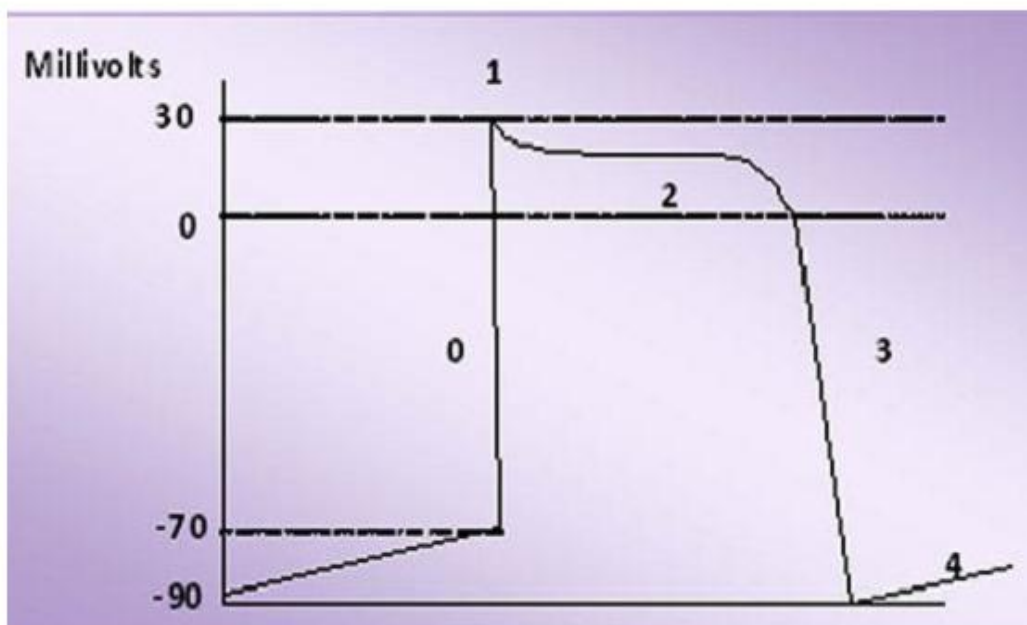


Figure 1.2. Potentiel d'action d'une cellule myocarde.

I.3. Fonctionnement électrique (séquence d'activité cardiaque)

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus) et se propage ensuite dans les oreillettes induisant la systole auriculaire qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule. Les fibres constituant ce faisceau complétées par les fibres de Purkinje grâce à leur conduction rapide propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang, cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle), les fibres musculaires se re-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial. Cette séquence est représentée dans la figure 1.3.

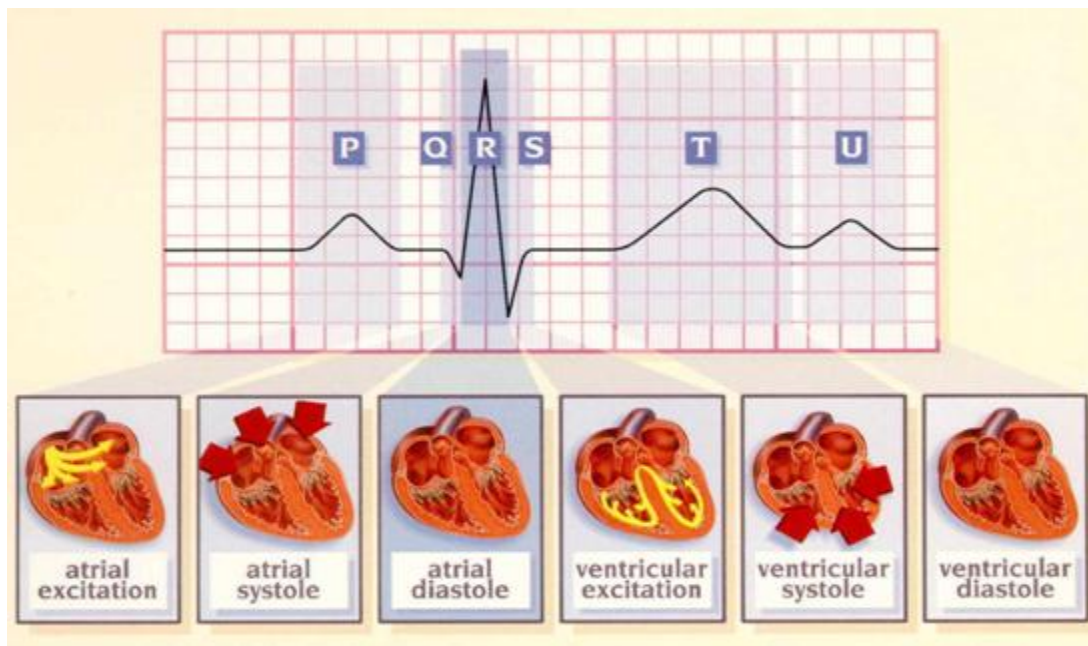


Figure 1.3. Séquence d'activation cardiaque.

I.4. Système de dérivations de l'ECG

Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels correspond à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le corps du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. [4]

Si on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, on ne sera pas en mesure de le caractériser entièrement. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En pratique, douze dérivations sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur. [4] On distingue :

I.4.1. Dérivations bipolaires (dérivations standard)

Einthoven a proposé trois dérivations appelées dérivations bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes : DI, DII et DIII. Elles sont obtenues à partir des potentiels du bras gauche (L), du bras droit (R) et de la jambe gauche (F) de la manière suivante :

$$DI = VL - VR \quad (1.1)$$

$$DII = VF - VR \quad (1.2)$$

$$DIII = VF - VL \quad (1.3)$$

Avec :
$$DI + DIII = DII \quad (1.4)$$

Où VR correspond au potentiel au bras droit, VL correspond au potentiel au bras gauche, et VF correspond au potentiel dans la jambe gauche. Ce système de référence est schématisé par un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven dont les sommets représentent les localisations des électrodes comme elle est montrée dans la figure 1.4. Ces dérivations explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal. [5]

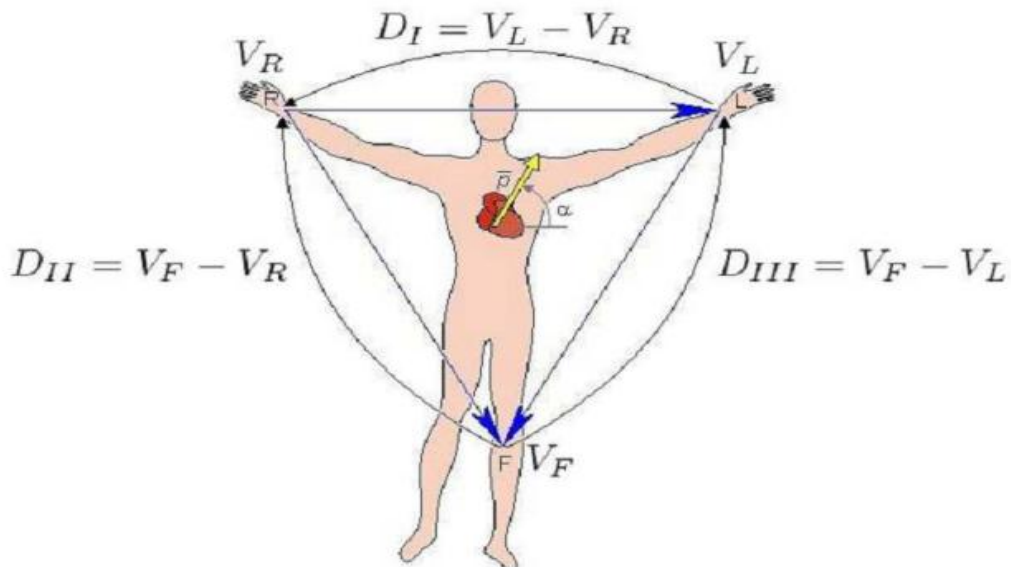


Figure 1.4. Dérivations bipolaires et triangle d'Einthoven.

I.4.2. Les dérivations unipolaires

Une électrode exploratrice est placée à la surface du corps, elle est reliée au pôle positif de l'électrocardiographe et le pôle négatif de l'électrocardiographe est relié à une électrode neutre ou indifférente (borne centrale de WILSON). donc la ligne de chacune de ces trois dérivations passe par un des sommets du triangle et son centre géométrique (figure 1.5).

- aVR = bras droit borne centrale
- aVL = bras gauche borne centrale
- aVF = jambe gauche borne centrale.

$$aVR = VR - \frac{VL - VF}{2} = 3 \times \frac{VR}{2} \quad (1.5)$$

$$aVL = VL - \frac{VF - VR}{2} = 3 \times \frac{VL}{2} \quad (1.6)$$

$$aVF = VF - \frac{VR - VL}{2} = 3 \times \frac{VF}{2} \quad (1.7)$$

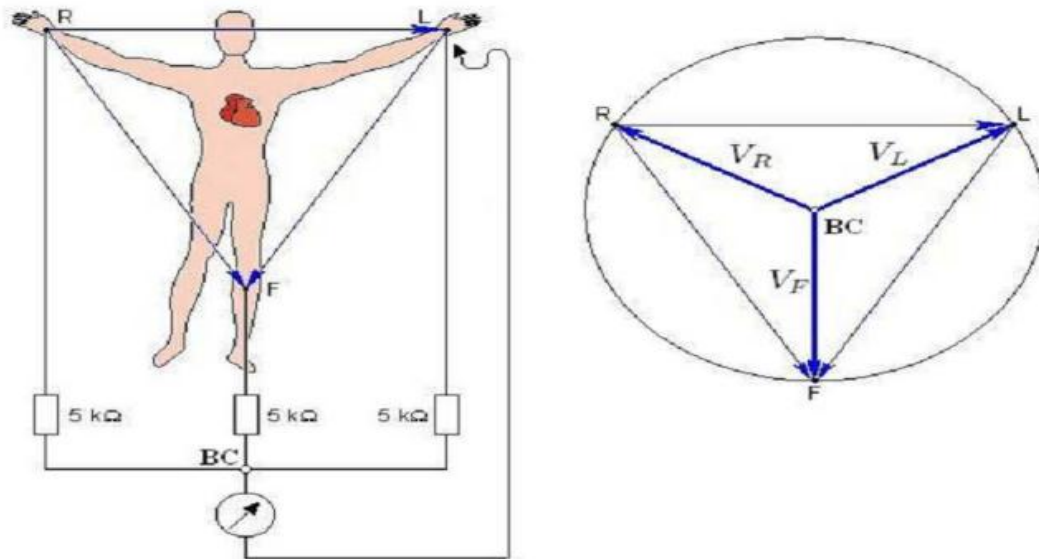


Figure 1.5 : Dérivations unipolaires augmentées.

I.4.3. Les dérivations unipolaires précordiales

Elles explorent l'activité électrique cardiaque dans un plan horizontal et correspondent aux mesures de différences de potentiel entre chaque électrode et la borne centrale de Wilson. Les électrodes sont situées en 12 points mais souvent seules les 6 premières sont mises en place. Elles sont repérées anatomiquement sur l'hémithorax gauche comme l'illustre comme elle est indiquée sur la figure 1.6.

- V1 : 4ème espace intercostal droit au bord droit du sternum
- V2 : 4ème espace intercostal gauche au bord gauche du sternum
- V3 : 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
- V6 : sur la ligne axillaire moyenne à la hauteur de V4

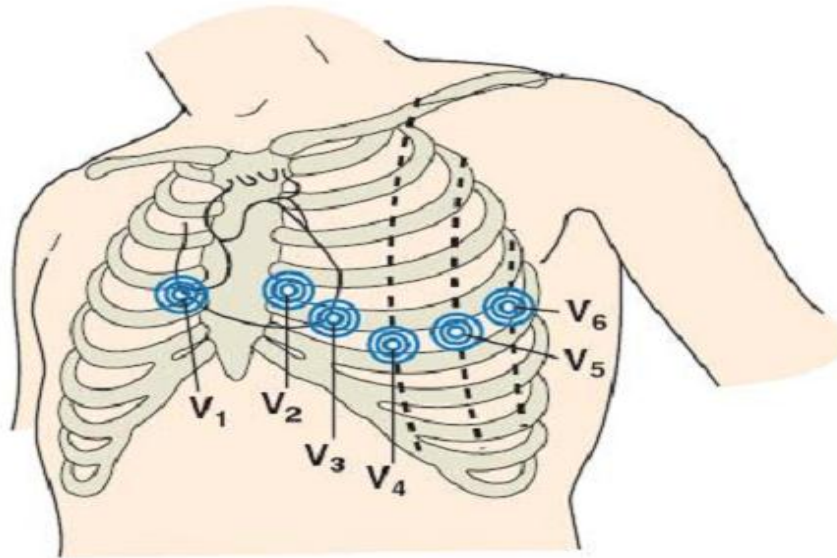


Figure 1.6. Dérivations précordiales (V1 à V6).

I.5. Electrocardiographie

I.5.1. Historique

1842 : 1er courant électrique d'origine cardiaque

Carlo Matteucci, physicien italien, montre qu'un courant électrique passe à chaque battement cardiaque.

1856 : 1er potentiel d'action d'origine cardiaque

Rudolph von Koelliker et Heqanrich Mueller enregistrent un potentiel d'action, l'enregistrement est fait en mettant en contact un nerf de patte de grenouille avec un cœur isolé, à chaque battement cardiaque on observe une contraction de la patte de grenouille.

1887 : 1er ECG humain

Augustus D. Waller, physiologiste anglais, publie le 1^{er} électrocardiogramme humain. En liant à un tube capillaire dans un champ magnétique une électrode posée sur le thorax d'un "cobaye " humain (T. Goswell, son technicien de laboratoire), on voyait varier le niveau liquide dans le tube à chaque battement de cœur.

1893 : " Electrocardiogramme " (presque) pour la 1ère fois

Willem Einthoven utilise le terme électrocardiogramme " pour la 1ère fois " à une réunion de la Deutsch Medical Association. (Il confiera plus tard que A.D. Waller l'avait utilisé avant lui.)

1895 : PQRST

W. Einthoven met en évidence 5 ondes sur le tracé électrocardiographique, ondes qu'il nomme respectivement P, Q, R, S, T.

1912 : Le triangle d'Einthoven

W. Einthoven présente pour la 1^{ère} fois devant une société savante, la Chelsea Clinical Society, le célèbre triangle équilatéral formé par les dérivations DI, DII et DIII.

1920 : L'onde de Pardee

Harold Pardee publie le 1^{er} ECG d'un infarctus aigu du myocarde chez un homme, avec la repolarisation caractéristique dite "*onde de Pardee*".

1924 : Einthoven Nobel

W. Einthoven reçoit le prix Nobel de physiologie et médecine pour la mise au point du 1^{er} électrocardiographe.

1938 : V1 à V6 : position officielle

La position des dérivations précordiales V1 à V6 est définie par convention par l'American Heart Association et la Cardiac Society of Great Britain.

1942 : aVR, aVL, aVF

E. Goldberger ajoute 3 dérivations périphériques aux 3 dérivations déjà décrites par Einthoven, à savoir aVR, aVL et aVF.

I.5.2. L'électrocardiographie et l'électrocardiogramme

Le cœur étant un muscle, il a besoin pour se contracter d'une stimulation électrique. Ces influx électriques sont en quelque sorte le reflet de sa bonne santé. C'est un très bon outil diagnostic de pathologies cardiaques rythmiques, musculaires et de problèmes extra cardiaques métaboliques, médicamenteux, hémodynamique,....

L'électrocardiographie est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur sous forme d'électrocardiogramme.

L'électrocardiogramme (ECG) c'est l'enregistrement sur un support papier standard de la stimulation électrique que le cœur reçoit pour pouvoir se contracter.

L'ECG n'est qu'un enregistrement de surface de l'activité électrique du cœur par des électrodes reliées à un électrocardiographe qui amplifie le signal électrique.

I.5.3. Interprétation d'un ECG normale

Chaque cycle de dépolarisation/repolarisation du cœur correspond au passage du courant électrique des oreillettes vers les ventricules qui se contractent dans le même ordre. Sur le plan électrocardiographique, cela se traduit par l'enregistrement toujours dans le même ordre des différentes ondes : P, Q, R, S, T, et U.

*** L'onde P :**

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante. [4]

*** Le complexe QRS :**

Il correspond à la dépolarisation des ventricules et de grande amplitude (signal de quelques millivolts) car la masse des ventricules est très supérieure à celle des oreillettes. Il est constitué de trois ondes consécutives : l'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative, Sa durée normale vaut entre 85 et 95 ms.

*** L'onde T :**

Elle correspond à la repolarisation des ventricules et d'amplitude normalement plus faible que le complexe QRS.

*** L'onde U**

Inconstante, qui traduirait la repolarisation du réseau de Purkinje.

L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles comme on peut voir sur la Figure (1.7):

*** L'intervalle RR:**

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

*** Le segment ST:**

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

*** L'intervalle PQ:**

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

*** L'intervalle QT:**

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine. [4]

Toutes ces ondes et ces intervalles sont représentés dans la figure 1.7.

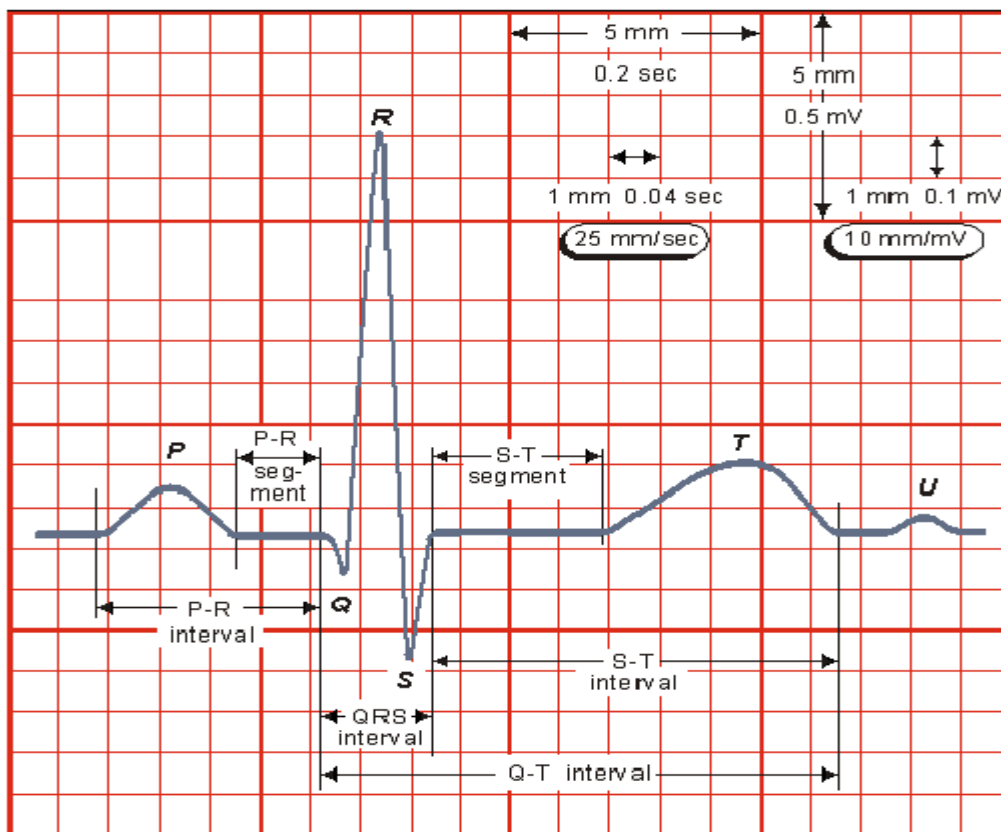


Figure 1.7. L'ECG normale.

Conclusion

Ce chapitre est une introduction aux éléments de base de l'électrophysiologie du cœur. Après une introduction sur l'anatomie du cœur humain, nous avons décrit brièvement l'activité électrique du cœur ainsi que le système de conduction électrique du cœur. Ces notions sont indispensables pour la bonne compréhension des problèmes étudiés par la suite.

Dans une deuxième partie de ce chapitre nous avons exposé les différentes notions de l'électrocardiographie puis les différentes ondes qui constituent le signal ECG. Toutes ces caractéristiques sont nécessaires pour faire une meilleure compression de l'ECG.



Chapitre II

La théorie de l'information les techniques de compression

Introduction

La compression est le procédé utilisé pour réduire la taille d'un bloc d'information. En compressant les données, on peut placer plus d'informations dans le même espace de stockage et utiliser moins de temps pour le transfert à travers un réseau téléinformatique. Généralement les signaux occupent une place importante et la compression est devenue parti intégrante des données. On rencontre souvent la compression de données comme étant une partie de l'encodage de données au même titre que le cryptage de données et la transmission des données.

Ce chapitre est divisé en trois parties essentielles :

La première partie concerne des notions fondamentales sur la théorie de l'information : entropie, quantification, distorsion...

La seconde partie concerne les différentes techniques de compression des signaux ECG.

La troisième partie concerne les critères d'évaluation de ces techniques de compression qui permettent de les évaluer.

II.1. La théorie de l'information

La théorie de l'information est une théorie probabiliste dont le but principal est de représenter un signal avec le moins de bits possibles tout en assurant une distorsion acceptable ou nulle pour une distribution statistique donnée. La théorie de l'information telle qu'elle fut élaborée par C.E. Shannon après la fin de la seconde guerre mondiale avait pour objet principal d'évaluer les performances limites (optimales) des systèmes de communications en présence de perturbations aléatoires (le bruit).

II.1.1. Historique

Le concept théorique d'information a été introduit à partir de recherches théoriques sur les systèmes de télécommunication. L'origine de ces recherches remonte aux études entreprises dès la fin du XIX^e siècle, en physique et en mathématique par Boltzmann et Markov sur la notion de probabilité d'un événement et les possibilités de mesure de cette probabilité. Plus récemment, avant la seconde guerre mondiale, les contributions les plus importantes sont dues à la collaboration des mathématiciens et des ingénieurs des télécommunications qui ont été

amenés à envisager les propriétés théoriques de tout système de signaux utilisé par les êtres vivants ou techniques à des fins de communication. À la suite des travaux de Hartley (1928), Shannon détermine l'information comme grandeur observable et mesurable et celle-ci devient la poutre maîtresse de la théorie de la communication qu'il élabore avec Warren Weaver. Ce domaine trouve son origine scientifique avec Claude Shannon qui est le père fondateur avec son article '*A Mathematical Theory of Communications*' publié en 1948.[6]

II.1.2. Système de communication

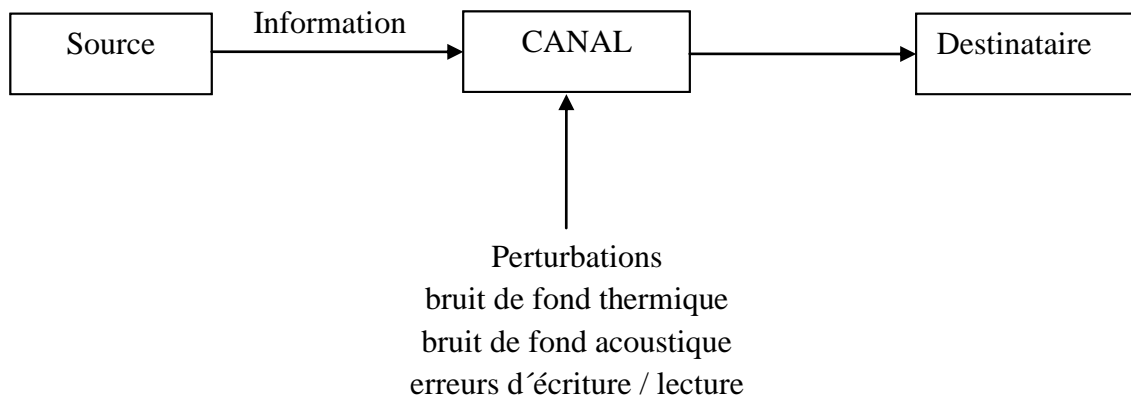


Figure 2.1. Schéma fondamental d'un système de communications.

La figure 2.1 représente le schéma de communications désigné sous le nom de paradigme de Shannon. Une source engendre une information à l'intention d'un destinataire. La source et le destinataire sont deux entités séparés (éventuellement distants) qui sont reliés par un canal qui est le support de la communication d'une part, mais qui, d'autre part, est le siège de perturbations. Les perturbations ont pour effet de créer une différence entre le message émis et celui qui est reçu. Ces perturbations sont de nature aléatoire, c'est-à-dire qu'il n'est pas possible (ni pour la source, ni pour le destinataire) de prévoir de manière certaine leurs effets. Il est important de noter que le message émis par la source est également dans une certaine mesure imprévisible de la part du destinataire, car si le destinataire avait une connaissance totale du message à priori, il n'y aurait pas besoin d'établir une communication. La Figure 2.2 est le schéma d'un système de communications dont deux parties fondamentales étaient ajoutées pour arriver à un système de communication plus fiable, il s'agit des codec et des modem:

1-La principale fonction du codec est de compresser l'information.

2- La principale fonction du modem est d'adapter le flot de bits 'bit stream' au canal ou au média. Il ajoute également une redondance pour protéger le signal contre les erreurs de canal. [6]

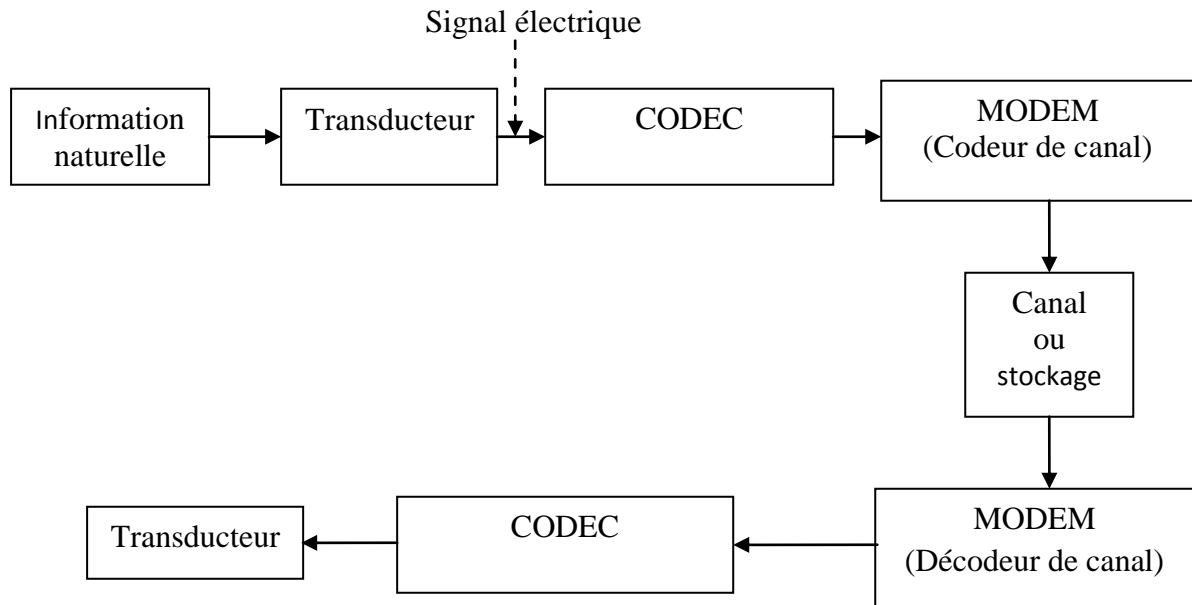


Figure 2.2. Schéma moderne d'un système de communications.

En 1948, C.E. Shannon a formulé la théorie de l'information, il a démontré qu'il y a une limite fondamentale à la compression de données sans distorsion. Cette limite appelée entropie est dénotée par H et sa valeur exacte dépend de la nature statistique de la source. Il est possible de compresser la source sans distorsion avec un taux de compression près de H .

Shannon a également développé la théorie de compression des données avec distorsion. Ceci est connu sous le nom de théorie de la distorsion. Dans la compression de données avec distorsion, une certaine distorsion du signal original est tolérée durant la compression. Shannon a montré que pour une source donnée (dont toutes ses propriétés statistiques sont connues) et un taux de distorsion donné, il existe une fonction $R(D)$ appelée fonction de distorsion. La théorie indique que si D est la distorsion tolérable, alors $R(D)$ est le meilleur taux de compression.[6]

II.1.3. Entropie d'une source

L'entropie permet de mesurer la quantité d'information moyenne d'un ensemble d'évènements (en particulier de messages). On la note H .

L'entropie de Shannon d'une variable aléatoire discrète X , avec n états possibles $1..n$, est définie comme :

$$H(x) = -\mathbf{E}[\log_2 p(i)] = \sum_{i=1}^n p(i) \log_2 \left(\frac{1}{p(i)} \right) = - \sum_{i=1}^n p(i) \log_2 p(i).$$

Où E désigne l'espérance mathématique.

Cette définition est utilisée en électronique numérique pour numériser une source en utilisant le minimum possible de bits sans perte d'information. On peut remarquer certaines caractéristiques de cette formule:

*La valeur de H est maximale pour une distribution uniforme, c'est à dire quand tous les états ont la même probabilité.

* Toutes choses égales par ailleurs, H augmente avec le nombre d'états possibles (ce qui traduit l'intuition que plus il y a de choix possibles, plus l'incertitude est grande).[6]

II.1.4. Le quantificateur

Un quantificateur compare les valeurs d'entrée avec les niveaux de son dictionnaire (DECO ou code book). Par la suite, il va affecter à chaque entrée le niveau du dictionnaire donnant la plus petite distance euclidienne : $(\min d(x_i, y_i))$.

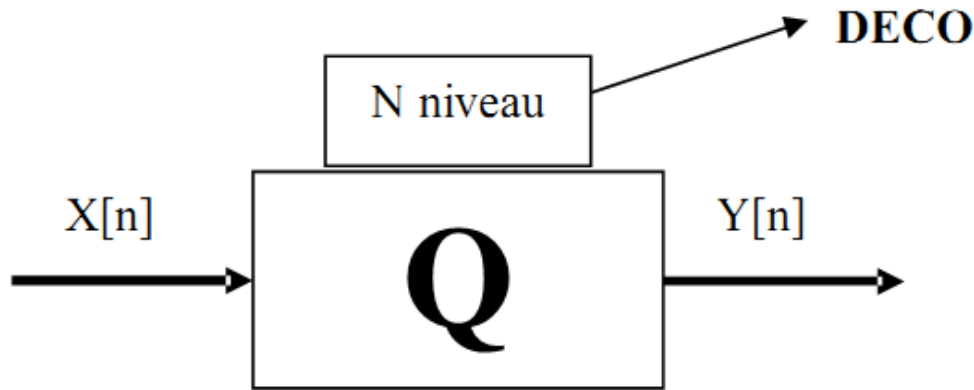


Figure 2.3. Schéma d'un quantificateur type.

II.1.5. Notion sur la distorsion:

Considérons le schéma d'un quantificateur Q de la figure 2.3.

On appelle la distorsion la distance euclidienne entre $x[n]$ et $y[n]$:

$$\text{Distorsion} = d(x,y) \geq 0$$

Pour un vecteur X de k échantillons ; on définit le débit par échantillon

$$R = \frac{\log_2(N)}{k} \text{ Bits} \quad (2.2)$$

Tel que : N : lettre (niveaux) de quantification ;

L'objet de la théorie de l'information est de représenter le signal avec un minimum de bits et une distorsion minimale possible.

La théorie de codage nous apprend que $R(D)$ est une limite théorique des performances des systèmes de codage, et qu'il est possible d'atteindre une performance assez proche de cette limite.

Ce qui est dicté par l'équation ci-dessous:

$$R(D) = \lim_{k \rightarrow \infty} \frac{1}{k} \log_2(N) \quad (2.3)$$

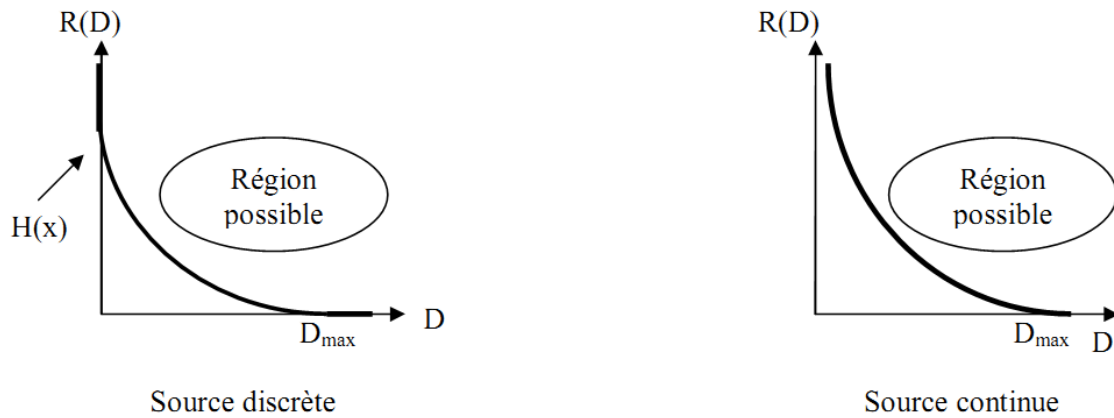


Figure 2.4. la courbe $R(D)$.

II.2. Les techniques de compression

II.2.1. Compression sans pertes

La compression est dite sans perte lorsqu'il n'y a aucune perte de données sur l'information d'origine. Il y a autant d'information après la compression qu'avant. Le but est de réduire la taille moyenne des données obtenues après la compression tout en ayant la possibilité de retrouver exactement le message d'origine donc c'est une compression réversible (figure 2.5). Dans ce type de compression la distorsion est nulle ($D=0$) et le débit est supérieur à l'entropie ($R > H(x)$). Elle est représentée par le segment confondu avec l'axe des débits dans la courbe $R(D)$.

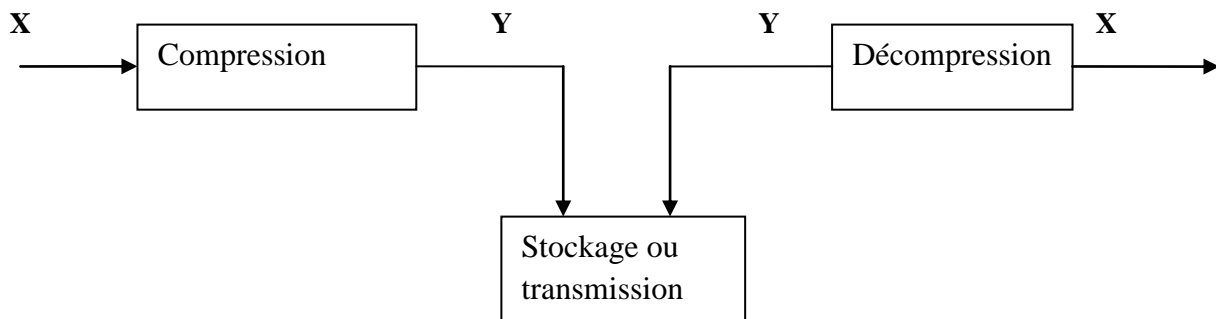


Figure 2.5. la compression sans perte.

II.2.1.1. Codage de Huffman

Cette méthode est introduite par David Huffman qui en 1952 publie le résultat de ses recherches. Le codage de Huffman permet de réaliser un codage optimal à longueur variable à partir d'un alphabet dont la fréquence d'apparition des lettres est connue.[12]

La technique est la suivante :

1. A chaque étape, les nœuds sont rangés par ordre de probabilités décroissantes.
2. Les deux nœuds du bas qui ont les probabilités les plus faibles sont associés pour donner un nœud "père". Celui-ci se voit attribuer comme probabilité la somme des probabilités de ses deux "fils".
3. on attribue le code « 1 » à la branche du poids faible et le code « 0 » à la branche du poids élevé.
4. Nous avons un nouvel ensemble de nœuds ayant un élément en moins (remplacement des deux "fils" par le "père") et nous reprenons l'étape 1 et 2 et 3 jusqu'à l'arrivée au sommet de l'arbre.

II.2.1.2. Algorithme de Shanon-Fano

L'algorithme de shanon-fano est un algorithme statique ,il utilise un code à longueur variable, son principe est d'affecter le code le plus long à la valeur la moins fréquente. La technique d'algorithme est la suivante :

1. Construire une table des fréquences d'apparition des symboles triés par ordre décroissant.
2. Diviser cette table en deux parties. Ces deux parties doivent avoir une somme de fréquences d'apparition égale (ou pratiquement égale).
3. affecter le chiffre binaire « 1 » à la moitié inférieure et la moitié supérieure prend la valeur « 0 ».
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.[11]

II.2.1.3. Méthode RLE :(Run Lenght Encoding)

RLE est l'une des méthodes les plus anciennes, les plus simples et la plus utilisées. Son principe consiste à identifier et supprimer les redondances d'informations en les codant sous

une forme plus compacte. RLE s'emploie à réduire la taille physique d'une répétition de chaîne de caractère. Donc ne coder pas l'élément chaque fois mais coder cet élément une fois et sa redondance.

Exemple: 1111111100000 \longrightarrow 1/8.0/5.

II.2.1.4. Méthode Lempel-Ziv-Welch (LZW)

Elle est introduite par Jacob Ziv et Abraham Lempel en 1977 et développée par Welch dans les années 80 mettant au point une technique de compression encore plus sophistiquée.[10]

Cette méthode exploitant un dictionnaire mobile, son principe est assez simple à comprendre:

1. Nous disposons d'un dictionnaire initial de 256 caractères ASCII numérotés de 0 à 255.
2. Au fur et à mesure de l'apparition de blocs de caractères « octet », ceux-ci sont ajoutés au dictionnaire.
3. Si elle est déjà dans le dictionnaire, alors un nouvel octet est introduit dans le tampon et on cherche à nouveau si cette séquence existe ou non dans le dictionnaire.
4. Si la séquence d'octet ne figure pas dans le dictionnaire, alors elle sera ajoutée à celui-ci et elle reçoit un nouvel indice. Le premier octet de chaque séquence qui se trouve dans le tampon est supprimé et son indice écrit dans le fichier qui reçoit les résultats de la compression. [7]

II.2.2. Compression avec perte

La compression est dite avec perte lorsqu'on perd des données sur l'information d'origine. Il y a autant d'information avant la compression qu'après. Lors de la décompression on ne peut pas retrouver exactement le message d'origine donc c'est une compression irréversible (figure 2.8). Dans ce type de compression le débit est inférieur à l'entropie ($R < H(x)$) et il existe de la distorsion sur le signal de sortie. Elle permet de coder le signal avec un débit inférieur à $H(x)$ tout en contrôlant la distorsion.

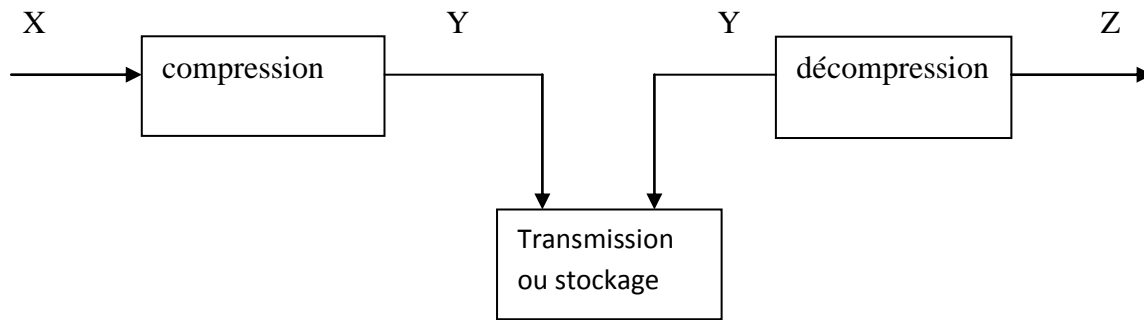


Figure 2.6. Compression avec perte.

1. Méthodes directe

1.1. La prédiction linéaire

C'est une méthode qui consiste à estimer l'échantillon présent en fonction des échantillons précédents sous une forme linéaire :

$$X_p(n) = \sum_{i=0}^n a_i * x(n - i) \quad (2.21)$$

Où : a_i : sont les coefficients de prédiction.

On définit l'erreur subit à cette méthode comme étant : $E = x - x_p$

1.2. L'interpolation polynomiale

Dans cette technique, on estime l'échantillon présent en fonction des échantillons précédents et les échantillons de futur. Parmi les algorithmes dans cette technique, on a : interpolation d'ordre zéro(ZOI), interpolation d'ordre un(FOI), méthode des splines. [8]

Méthode des splines :

La fonction spline est une fonction définie par morceaux $Q(x)$. En effet, on divise le signal en plusieurs intervalles avec un pas h pas nécessairement constant. Chaque intervalle est défini par une fonction $Q(x)$ de degré m (figure 2.9).

$$Q_i(x) = \sum_{k=0}^m a_k^{(i)} \cdot (x - x_i)^k \quad (2.22)$$

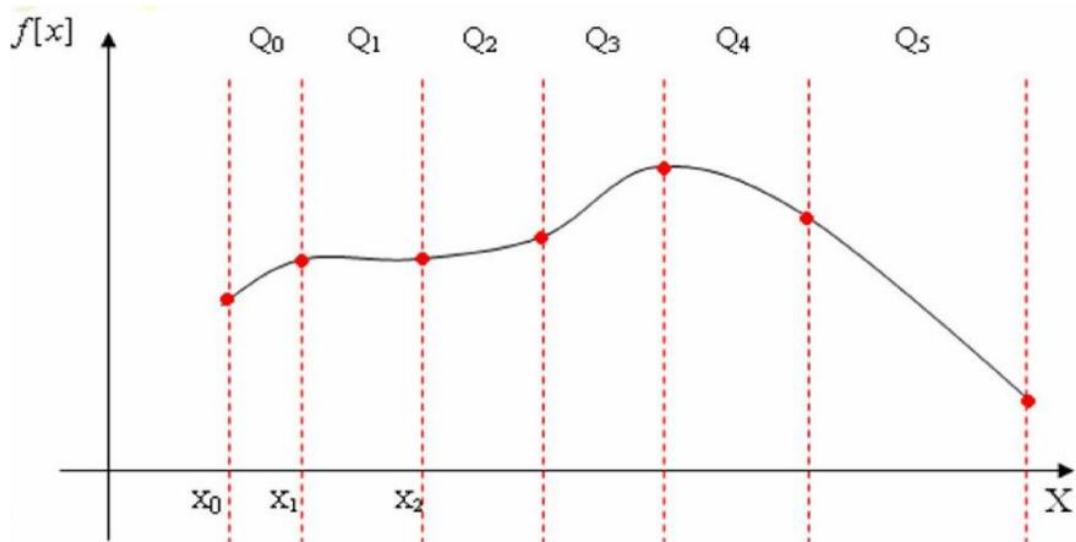


Figure 2.7. Interpolation par spline

2. Méthodes par transformée

2.1. Transformée de Karhunen Loève

La transformée de Karhunen Loève est la transformée la plus optimale[9]. Elle vise à concentrer le maximum d'informations statistiques en terme de variance sur un même axe. L'étalement des valeurs statistiques sur l'axe rassemble le maximum d'information en termes de variance. Les informations statistiques contenues sur les autres axes de la transformée de Karhunen-Loeve constituent de nouvelles informations statistiques qui par leur contenus inédits peuvent enrichir la connaissance du territoire étudié. [9]

Soit un vecteur X de N éléments. On modélise la corrélation entre ces éléments par la matrice de covariance.

$$R_{N \times N} = E[(X-X).(X-X)^T]_{N \times N} \tag{2.23}$$

L'élément (i,j) de la matrice est la covariance des éléments X_i, X_j . on le note σ_{ij} .

$$R = \begin{bmatrix} \sigma_{11}^2 & \sigma_{12}^2 & \dots & \sigma_{1N}^2 \\ \sigma_{21}^2 & \sigma_{22}^2 & \dots & \sigma_{2N}^2 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \sigma_{N1}^2 & \sigma_{N2}^2 & \dots & \sigma_{NN}^2 \end{bmatrix} \tag{2.24}$$

Si on suppose que la variance ne dépend que de la distance entre les éléments $\sigma_{ij} = f(|i - j|)$ et que l'on normalise R sous la forme :

$$R = \begin{bmatrix} 1 & \rho_1 & \dots & \rho_{N-1} \\ \rho_1 & 1 & \dots & \rho_{N-2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \rho_{N-1} & \dots & \rho_1 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

Les vecteurs propres de la matrice R forment une base de fonctions de décomposition.

On cherche les vecteurs propres de cette matrice et on note A la matrice de transformation.

$$C = A * X.$$

La matrice de covariance de C est $R' = A * R * A^T$. Elle est diagonale.

$$R' = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_2 & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & \lambda_N \end{bmatrix} \quad (2.26)$$

Soit on tire les valeurs propres de la matrice par ordre décroissante, on obtient :

-des coefficients totalement décorrélés (la matrice de covariance est diagonale)

-une forte concentration de l'énergie dans les premiers coefficients. [9]

2.2. Transformée spectrale

La transformée spectrale permet de passer du domaine temporelle au domaine fréquentiel c.à.d. elle permet d'avoir la répartition fréquentielle d'un signal et la répartition de l'énergie en fonction de la fréquence.

2.2.1. Transformée discrète de Fourier (TFD)

La transformée de Fourier permet de décomposer un signal en sommation des fonctions sinusoïdales à plusieurs fréquences. [7]

On appelle transformée de Fourier discrète d'une suite de N termes $x(0), x(1), \dots, x(N-1)$, la suite de N termes $X(0), X(1), \dots, X(N-1)$, définis par

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-j2\pi nk/N} \quad (2.27)$$

On définit de même la transformation de Fourier inverse comme suit :

$$x(k) = \sum_{n=0}^{N-1} X(n) e^{j2\pi nk/N} \quad (2.28)$$

Les coefficients de Fourier qui sont inférieurs à un seuil donné sont rejetés (mise à zéro).

La transformée de Fourier présente certains inconvénients :

- Les coefficients sont complexes.
- Perte de tous les aspects temporels du signal tels que le début et la fin, l'existence de singularité, etc.
- Nécessité d'analyser le signal en temps et en fréquence.

En pensant à résoudre ces problèmes, GABOR en 1946 a introduit la transformée de Fourier à court terme (Short Time Fourier Transform STFT). Cette dernière se base sur le fenêtrage. Il s'agit de segmenter en tranches de temps fixes le signal à analyser pour appliquer par la suite la TF à chaque tranche. Ce critère nous a mené aux constatations suivantes :

- Fenêtre de temps longue : une bonne résolution fréquentielle contre une résolution temporelle pauvre.
- Fenêtre de temps courte : une résolution fréquentielle pauvre contre une résolution temporelle plus au moins précise.

2.2.2. Transformée discrète en cosinus (DCT)

La transformation discrète en cosinus (DCT) est semblable à la transformée de Fourier parce qu'elle transforme un signal du domaine spatial ou de temps au domaine de fréquence, mais les coefficients dans la DCT sont réels et plus petits que les coefficients de la TFD.

La définition de la DCT d'un vecteur x de N éléments comme :

$$C(u) = w(u) \sum_{x=1}^N f(x) \cos\left[\frac{\pi(2x-1)(k-1)}{2N}\right] \quad k=1,2,\dots,N. \quad (2.29)$$

Tel que :

$$w(k) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}} & k = 1 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & 2 \leq k \leq N \end{cases} \quad (2.30)$$

On définit aussi la transformation discrète inverse en cosinus par:

$$f(x) = \sum_{u=0}^{N-1} \alpha(u) C(u) \cos\left[\frac{\pi(2x+1)u}{2N}\right] \quad (2.31)$$

2.4. Transformation polynomiale

La transformation polynomiale est faite en trois étapes :

1- Segmentation : division du signal en plusieurs segments, donc c'est le fenêtrage.

2-Décomposition : on décompose les fenêtres obtenues de la segmentation dans une base polynomiale des fonctions orthogonales.

3-Compression : chaque segment est représenté par le minimum de coefficients produits par la décomposition, c'est la compression. [7]

II.3. Quantification vectorielle

La quantification est un processus irréversible qui entraîne une perte d'information. Dans toute technique de codage, on cherche donc à ne garder que l'information utile à la reconstitution du signal original. Il faut par conséquent introduire une mesure de précision, parfois appelée critère de fidélité ou de proximité liée à une notion de distance sur l'espace.

On voit alors apparaître l'objectif primordial et le problème fondamental de la quantification: la conception d'un quantificateur efficace qui pour un débit fixé minimise la distorsion totale calculée selon un critère déterminé.

Donc, la quantification vectorielle (VQ) consiste à représenter tout vecteur x de dimension k par un autre vecteur y de même dimension mais ce dernier appartenant à un ensemble fini Δ de L vecteurs. Les vecteurs y_i sont appelés vecteurs représentants, vecteurs de reproduction ou code-vecteurs. Δ est le dictionnaire ou le catalogue des formes.

La quantification vectorielle offre la combinaison des opérations de codage et de décodage.

Codage

La procédure d'encodage consiste pour tout vecteur x du signal d'entrée à rechercher dans le dictionnaire Δ le code-vecteur y_i le « plus proche » de x en choisissant la distance euclidienne la plus petite entre y_i et x . En pratique, dans plusieurs systèmes de

communication, seul l'indice « i » de la séquence choisie y_i est transmis au décodeur qui choisit alors la séquence correspondante à cette valeur de l'indice.

Décodage

Le décodeur est considéré comme un récepteur chargé de la reconstruction du signal, pour cela il doit disposer d'une copie identique du dictionnaire qu'il consulte afin de restituer le code vecteur source correspondant à l'index qu'il reçoit. Le décodeur réalise l'opération de décompression.

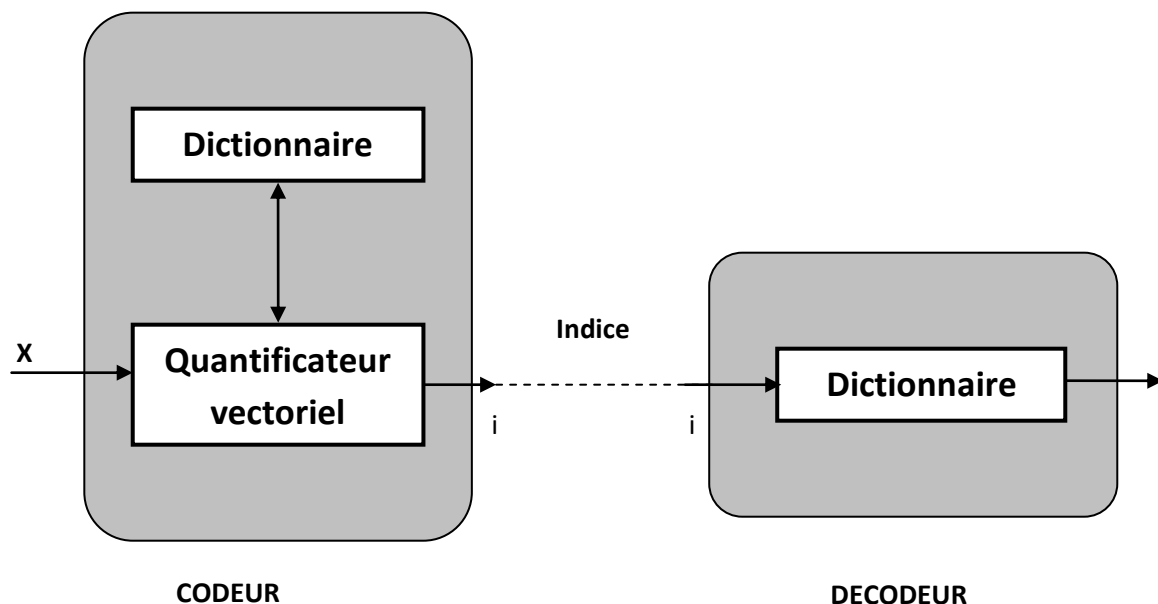


Figure 2.8. Principe de la quantification vectorielle.

II.4. Critères de performance de la compression

II.4.1. Le taux de compression (CR)

Il est défini comme étant le rapport entre le nombre de bits utilisés pour représenter le signal original et le nombre de bits nécessaires pour représenter le signal compressé.

$$CR = \frac{\text{Nbr de bits du signal original}}{\text{Nbr de bits signal compressé}} \quad (2.36)$$

II.4.2. Le pourcentage de la puissance d'erreur (PRD)

C'est la mesure de distorsion entre le signal original et le signal compressé. Il représente le pourcentage de l'erreur de compression.

$$PRD = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}{\sum_{i=1}^N (x_i)^2}} \quad (2.37)$$

tel que :

x_i : les échantillons du signal original.

y_i : les échantillons après la reconstitution.

N : le nombre des échantillons dans le signal.

II.4.3. L'inspection visuelle

C'est un critère très important, il nous informe sur l'influence du processus de compression sur la morphologie du signal.

Il existe certains facteurs liés au signal utilisé pour tester les algorithmes de compression, qui influent sur les résultats du processus de compression :

- La fréquence d'échantillonnage du signal original : le signal original est considéré suréchantillonné, et plus la fréquence d'échantillonnage augmente plus le taux de compression augmente.
- La nature de signal E.C.G (la dérivation considérée, l'âge de patient, et la présence des arythmies ...). Tous influent sur le taux de compression de la technique considérée.
- Le degré auquel le signal est contaminé par le bruit : plus le signal est bruité, plus le rapport de compression diminue pour certaines techniques de compression.

Conclusion

Les techniques de compression sans distorsion sont utilisées surtout avec des données délicates comme les fichiers informatiques, les banques de données...etc. Les techniques de compression avec distorsion permettent d'atteindre un taux de compression très élevé par rapport à celui généré par les techniques de compression sans distorsion.



Chapitre III

La méthode d'ondelette

Introduction

La Transformée en Ondelettes est devenue en quelques années un sujet de recherche très débattu. On ne compte plus aujourd'hui les applications qui utilisent cette technique. Il s'agit d'un algorithme permettant de calculer une représentation d'un signal en bandes de fréquences indépendantes. Cette représentation est particulièrement utile pour le traitement d'images et des signaux.

Dans ce travail, on étudie les principales caractéristiques des ondelettes qui influent sur la compression. On utilise la transformée en ondelettes discrètes (DWT) pour décomposer le signal ECG. Ensuite, on applique une quantification vectorielle et scalaire. Cette étude nous a permis de déterminer les méthodes conduisant aux meilleurs résultats possibles.

III.1. Historique

- 1805 : Analyse de Fourier
- 1965 : Transformée de Fourier rapide
- 1980 : Début des ondelettes pourquoi/quand cela marche (physique, vision, parole) ?
- 1983 : Analyse d'image multirésolution (Burt)
- 1985 : Transformée continue (Morlet & Grossman) reconstruction sans redondance ?
- 1986-87 : Unification des travaux disparates (Mallat)
 - analyse multirésolution
 - transformée discrète
- 1988 : Classe d'ondelettes (Daubechies)
 - compactes
 - orthogonales
 - nombre de moments quelconques
- 1990 : Les ondelettes attirent théoriciens et ingénieurs, le décollage !
- 1992 : Paquets d'ondelettes (Coifman) [22]

III.2. La transformée en ondelette

Les ondelettes sont les formes d'ondes des fonctions de base avec une durée limitée qui a un début et une fin utilisée pour représenter une fonction (ou un signal) comme une somme pondérée des ondes translatées ou dilatées de l'ondelette mère.

La transformée par ondelette utilise un fenêtrage avec des dimensions variables. Elle est exprimée dans le domaine temps-échelle, elle sert à décomposer le signal en plusieurs sous-bandes.

Une fonction $\Psi(x)$ est une ondelette si elle vérifie la condition d'admissibilité:

$$w(\omega)|_{\omega=0} = \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) e^{-j\omega t} dt |_{\omega=0} \quad (3.1)$$

Cette condition est nécessaire pour s'assurer d'avoir le signal d'origine $x(t)$ à partir de la transformée inverse d'ondelettes. Il existe deux versions de la transformée par ondelettes :

III.2.1. Transformée en ondelette continue (CWT)

Dans sa version continue, la transformée en ondelettes a été introduite sous sa forme actuelle par Goupillaud, Grossmann et Morlet. La Transformée en Ondelettes Continue (CWT) d'un signal analogique $x(t)$ est défini par :

$$\text{CWT}(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \Psi_{a,b}(t) dt \quad (3.2)$$

La fonction ondelette est défini par:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (3.3)$$

Donc l'expression de la définition de la CWT (2.36) devient :

$$\text{CWT}(a,b) = \int_{-}^{+} x(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3.4)$$

III.2.2. Transformée en ondelette discrète (DWT)

La transformée discrète en ondelettes est issue de la version continue, à la différence de cette dernière, la DWT utilise un facteur d'échelle et une translation discrétisés. On appelle transformée en ondelettes discrète toute base d'ondelettes travaillant avec un facteur d'échelle

$a=2^i$. Son principe consiste à décomposer le signal d'entrée à chaque étape en deux composants : basse fréquences qui sont l'allure générale du signal, et hautes fréquences qui représentent les détails de ce signal. [7][8]

III.3. Choix d'ondelettes

Il n'y a pas une ondelette qui soit meilleure qu'une autre. Tout dépend de l'application utilisée. Dans certains cas, l'ondelette la plus simple (Haar) sera optimale. Pour d'autres applications, ce sera le pire des choix possibles. En pratique, il semblerait que l'élément le plus important soit le nombre de moments nuls. Pour la plupart des applications, il est désirable d'avoir le plus de coefficients d'ondelettes nuls et donc plus de moments nuls implique une meilleure transformation.[16]

Donc, pour optimiser le codage, il faut choisir une base d'ondelettes qui produit autant de coefficients nuls que possible. Une base bidimensionnelle séparable est construite à partir d'une base monodimensionnelle générée avec une ondelette mère ψ . Trois critères rentrent en compte dans le choix de ψ : le nombre de moments nuls, la taille de son support et sa régularité.[17]

III.4. Analyse multirésolution

L'analyse en multi-résolution permet d'analyser un signal en différentes bandes de fréquences, ce qui permet une vue de la plus fine à la plus grossière.

Soit φ la fonction échelle. Elle doit être L^2 et ayant une moyenne non nulle.

On forme une base de fonctions d'échelle pour tout Z comme suit :

$$\varphi_{i,j}(t) = 2^{-i/2} \varphi(2^{-i} t - j) \quad (3.5)$$

Et de la même manière la base d'ondelette :

$$\Psi_{i,j}(t) = 2^{-i/2} \Psi(2^{-i} t - j) \quad (3.6)$$

Le facteur d'échelle dyadique mène à :

$$\varphi(t) = \sum_j 2^{-j} \cdot h(j) \cdot \varphi(2t - j) \quad (3.7)$$

$$\Psi(t) = \sum_j 2^{-j} \cdot g(j) \cdot \varphi(2t - j) \quad (3.8)$$

L'équation (3.15) représente la décomposition de la fonction échelle et de l'ondelette en combinaisons linéaires de la fonction échelle à la résolution haute suivante directement. On note que $h(i)$ et $g(i)$ sont les filtres passe bas et passe haut respectivement lors d'une décomposition par ondelettes.

Donc la décomposition en ondelette consiste à faire passer la signal à travers des blocks de traitement bien structuré ; chaque bloc contient un filtre passe bas (la fonction échelle) et un filtre passe haut (la fonction ondelette) , à la sortie de chaque filtre on applique une décimation de rapport « 2 » ; les sorties des filtres passe haut donnent les coefficients en ondelette , tandis que la sortie du filtre passe bas est injectée dans le prochaine bloc.[8]

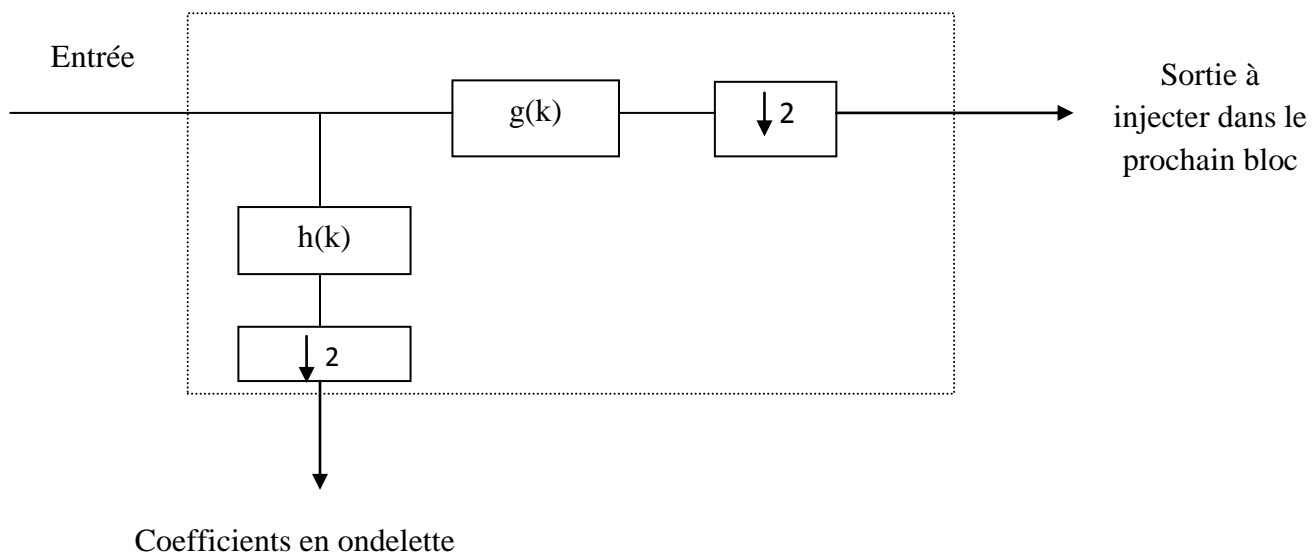


Figure3.1. Bloc de traitement de la transformée en ondelette.

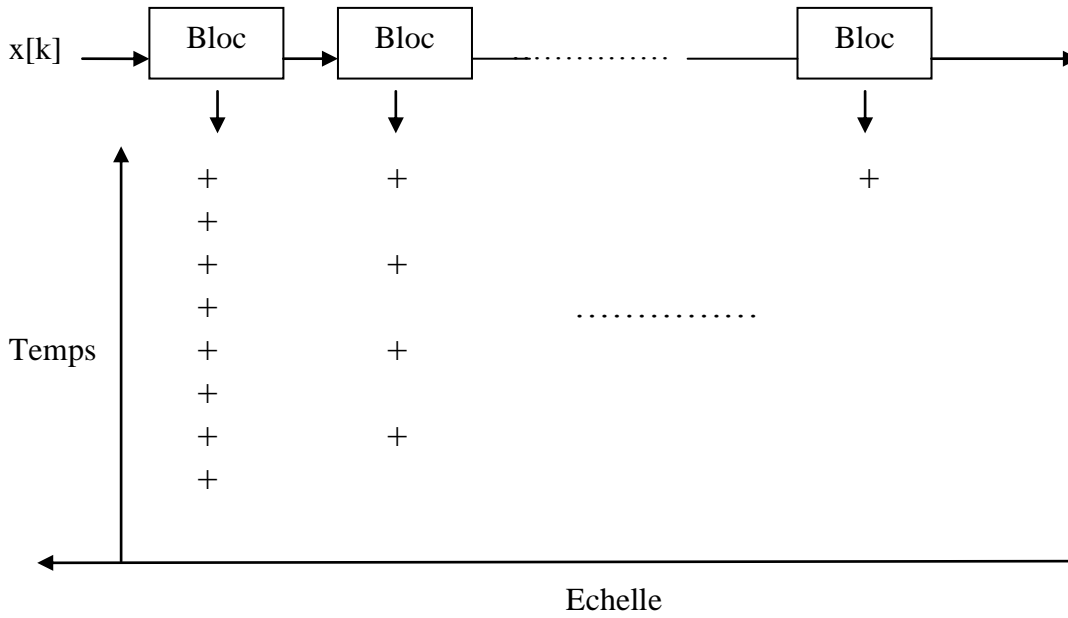


Figure3.2. Structure de l’algorithme de la transformée en ondelette (analyse).

La transformation inverse a une structure identique à la transformée directe, mais opérant dans le sens inverse et avec une modification au niveau des blocs de traitement ; le sous échantillonnage est remplacé par un sur échantillonnage (interpolation). Cette opération est souvent dite « synthèse ».

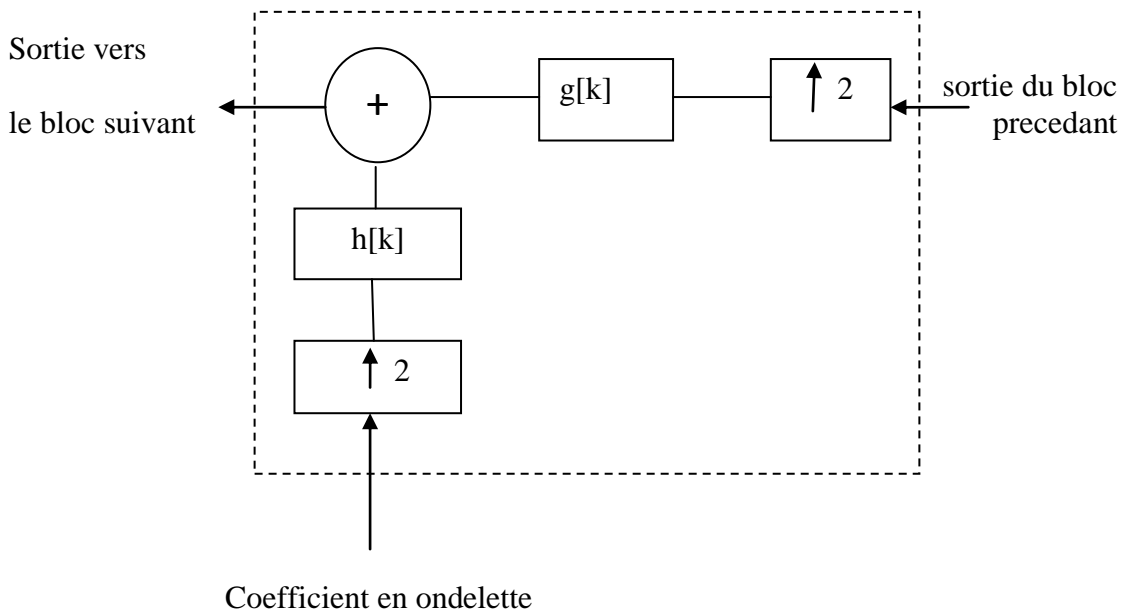


Figure3.3. Bloc de traitement de la transformée en ondelette inverse.

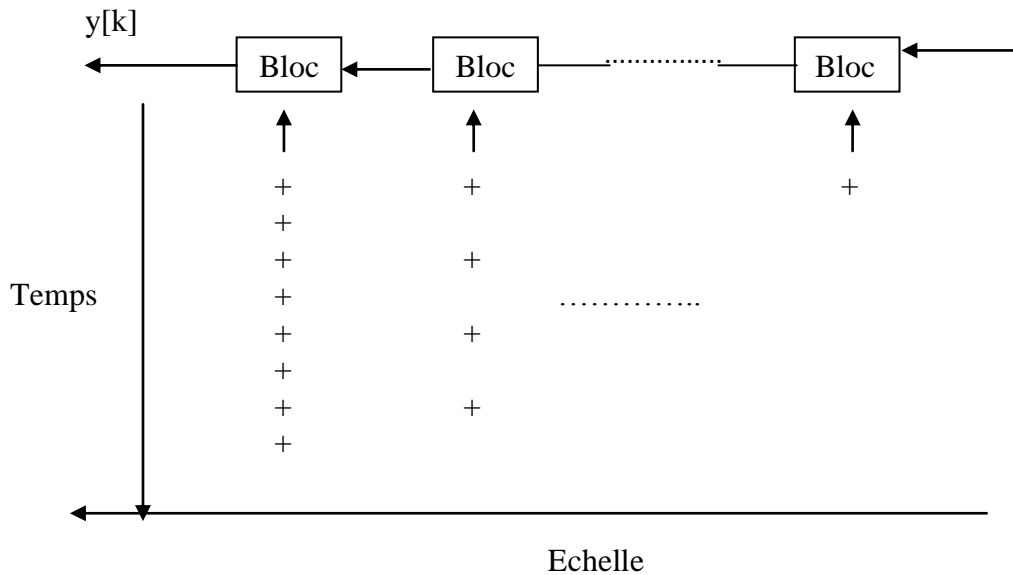


Figure 3.4. Structure de la transformée en ondelette inverse (synthese).

Il est à noter que les filtres $h[k]$ et $g[k]$ sont conçus en utilisant un type particulier de filtres qu'on appelle « filtre miroirs quadratiques ». Il existe plusieurs variantes connues dans ce domaine, la plus simple étant l'ondelette de Harr qu'on a adoptée dans le présent travail.

III.5. Algorithme de MALLAT :

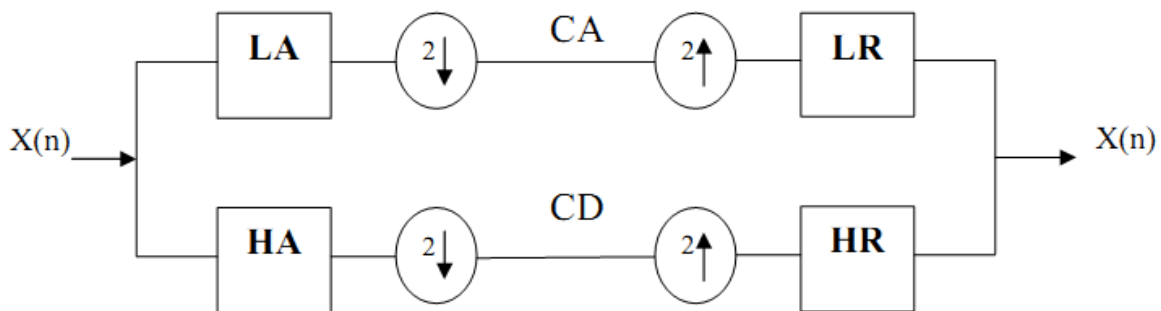
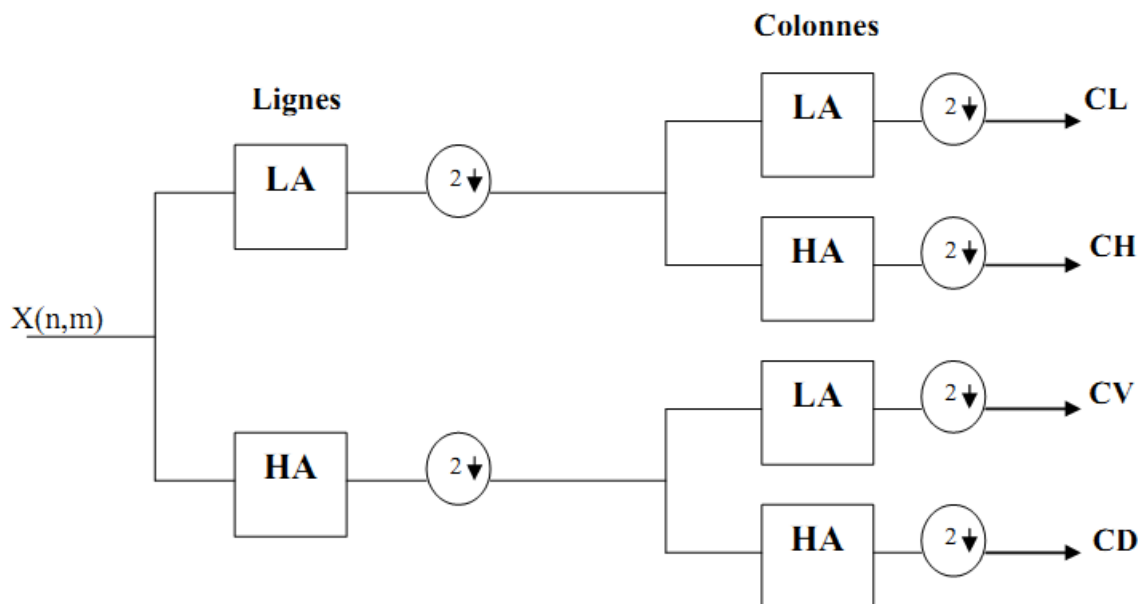


Figure 3.5. Algorithme de MALLAT unidimensionnelle.

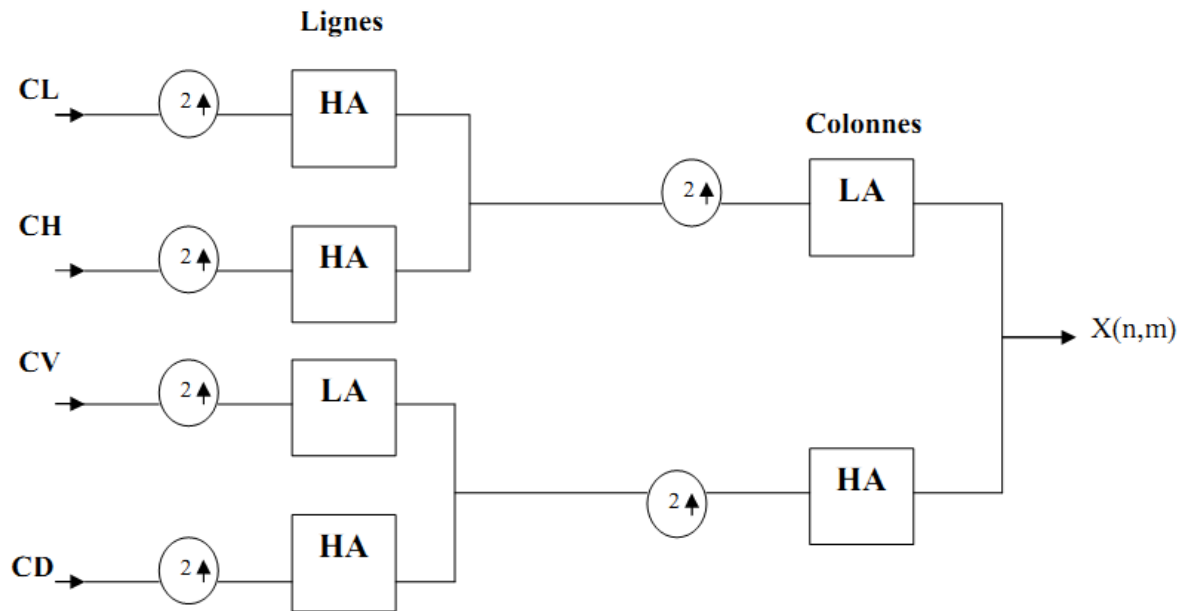
Le signal $x(n)$ est décomposé par les deux filtres d'analyse LA (filtre basses fréquences) et HA (filtres hautes fréquences) pour donner deux vecteurs respectivement CA (coefficients ondelette d'approximation) et CD (coefficients ondelette de détails). Tous les deux sont de taille approximativement égale à la moitié du vecteur d'origine. Ceci résulte de l'opération de décimation par 2 (downsampling).

La reconstruction parfaite est théoriquement possible. Tout d'abord, on fait passer les deux vecteurs CA et CD par un suréchantillonnage (upsampling) puis un filtrage par le filtre LR (filtre passe bas de reconstruction) pour le vecteur CA et le filtre LH (filtre passe haut de reconstruction) pour le vecteur CD. Ensuite, on somme ces deux vecteurs. Les vecteur résultant n'est que le vecteur d'origine $x(n)$.

Cette décomposition/reconstruction est appelée décomposition/reconstruction en banc de filtres. Elle est caractéristique aux signaux unidimensionnels. Le quadruple (LA, HA, LR et HR) forme un banc de filtres miroirs en quadrature. Le schéma montrant la décomposition de signaux bidimensionnels tels que l'image est représenté par la figure 3.6. Cette architecture est adaptée à l'analyse des signaux bidimensionnels et spécialement à l'image. Après une décomposition d'une image (par exemple) de taille $N \times M$ et après la décimation, quatre sous-images (sub-images) résultent dénotant C (les coefficients d'approximations), CH (les coefficients de détails horizontaux), CV (les coefficients de détails verticaux) et CD (les coefficients de détails diagonaux). La reconstruction est l'opération similaire mais inversement.[13]



a) Décomposition



b) reconstitution

Figure 3.6. Algorithme de MALLAT bidimensionnel.

III.6. Ondelette de Haar

L'ondelette de Haar est la plus simple à implémenter. Elle est définie par ses filtres passe bas et passe haut comme suit:

$$g[k] = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & k = 0, 1; \\ 0, & \text{ailleurs.} \end{cases} \quad 3.9$$

$$h[k] = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & k = 0, \\ -\frac{1}{\sqrt{2}}, & k = 1, \\ 0, & \text{ailleurs.} \end{cases} \quad 3.10$$

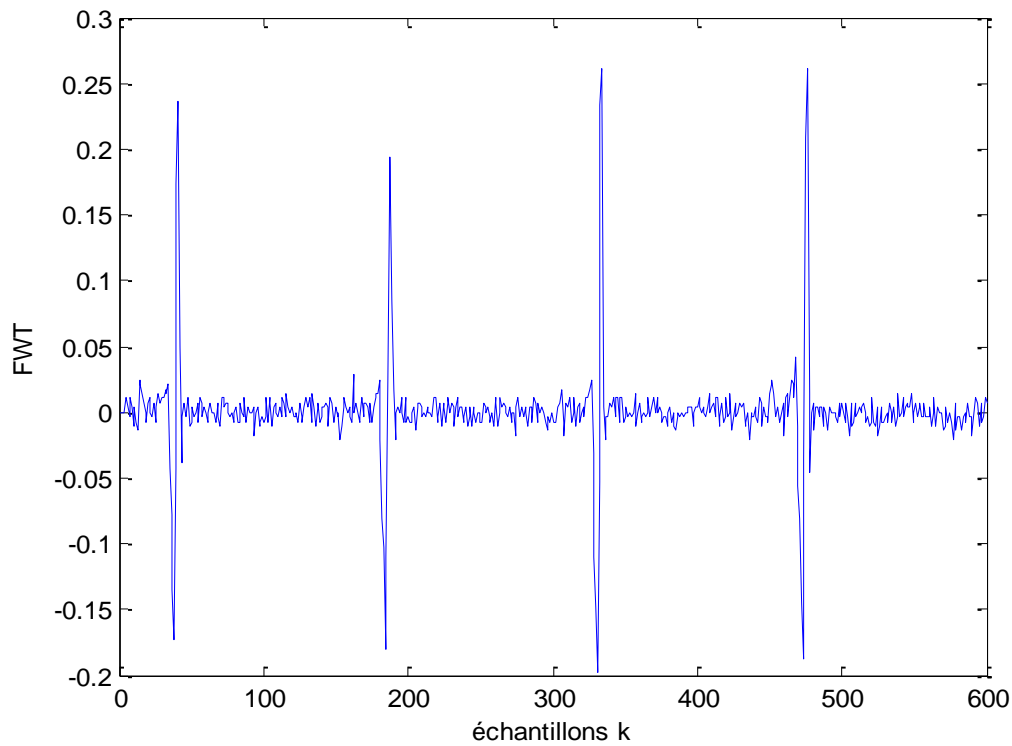
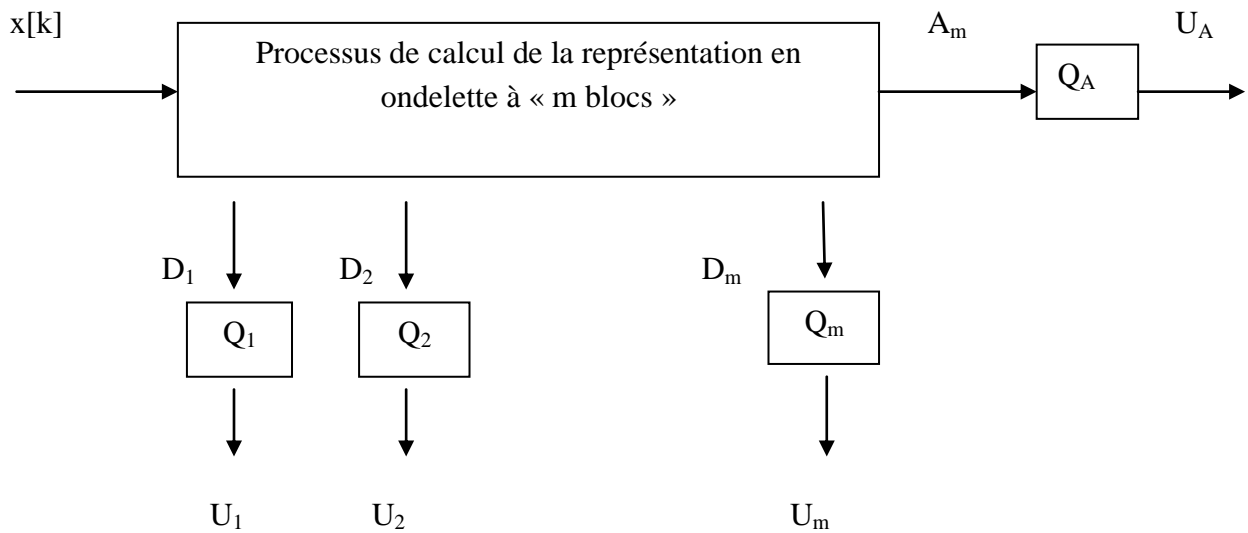


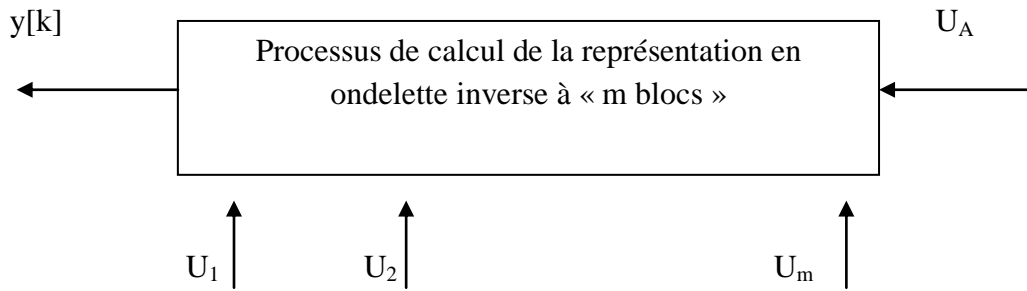
Figure 3.7. Coefficients en ondelette du signal ECG.

III.7. Compression de l'ECG par l'ondelette :

La compression par ondelette consiste à quantifier les coefficients en ondelette figure 3.7 et accomplir une distribution rationnelle des bits sur les différents quantificateurs figure 3.8.



a)compression



a) Reconstitution.

Figure 3.8. Schéma bloc général d'un système de compression par ondelettes.

Conclusion

La technique de compression développée dans ce chapitre a pour objectif d'éliminer la redondance entre les échantillons en vue de représenter le signal avec un nombre minimum d'échantillons. La méthode des ondelettes consiste à éliminer les détails qui n'influent pas sur le signal vis-à-vis du critère subjectif de la vision.



Chapitre IV
Résultats et discussion

Introduction

Nous allons présenter dans ce chapitre les résultats d'application des programmes de la transformée en ondelette. Les programmes ont été développés en utilisant le logiciel MATLAB et on a utilisé des signaux ECG réels provenant de la base de données MIT-BIH ARRYTHMIA.

IV.1. Présentation de la base de données MIT/BIH

La base de données physiologiques MIT/ BIH est le fruit d'une collaboration entre le Massachusset Institute of technology et un hôpital. Elle a été réalisée entre 1975 et 1979 et distribuée en 1980. La source de l'ECG inclus dans la base de données d'arythmies MIT/BIH est un ensemble de 48 enregistrements échantillonnés à une fréquence de 360 Hz. Chaque enregistrement comporte deux dérivations différentes du signal ECG. La base de données contient 23 enregistrements numérotés entre 100 et 124 pour le premier groupe; et de 25 enregistrements numérotés entre 200 et 234 pour le deuxième groupe. La durée de chacun des 48 enregistrements est de 30 minutes. Le premier groupe est prévu pour servir d'échantillon représentatif de variété de formes d'ondes qu'un détecteur d'arythmie pourrait rencontrer dans l'utilisation clinique courante; tandis que le deuxième groupe est choisi pour inclure une variété de cas pathologiques. Les sujets étaient 25 hommes âgés de 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans. Les enregistrements de MIT/BIH sont tous annotés; ce qui veut dire que chaque battement (complexe QRS) est décrit par une étiquette (annotation). Typiquement, un fichier d'annotation pour un enregistrement MIT/BIH contient environ 2000 annotations.[20]

IV.2. Résultats

Dans nos programmes, on va utiliser le fichier 100.txt qui était prélevé de la base de données MIT-BIH Arrhythmia mais on va utiliser seulement les 1200 premiers échantillons qui sont échantillonnés à la fréquence de 360 Hz. Les résultats des programmes se présentent sous formes des courbes du signal reconstitué ; deux courbes pour chaque algorithme afin de présenter les deux cas : cas d'un rapport de compression relativement faible et le cas d'un rapport de compression relativement élevé. Puis nous allons discuter les résultats de ces méthodes par les critères d'évaluation (le rapport de compression CR et le pourcentage d'erreur PRD). Pour une comparaison plus significative, les résultats sont regroupés dans un

tableau puis nous avons dressé la courbe représentant la variation du rapport de compression avec la variation de la distorsion pour la méthode d'ondelette et méthode de compression.

IV.2.1. Signal ECG sans bruit

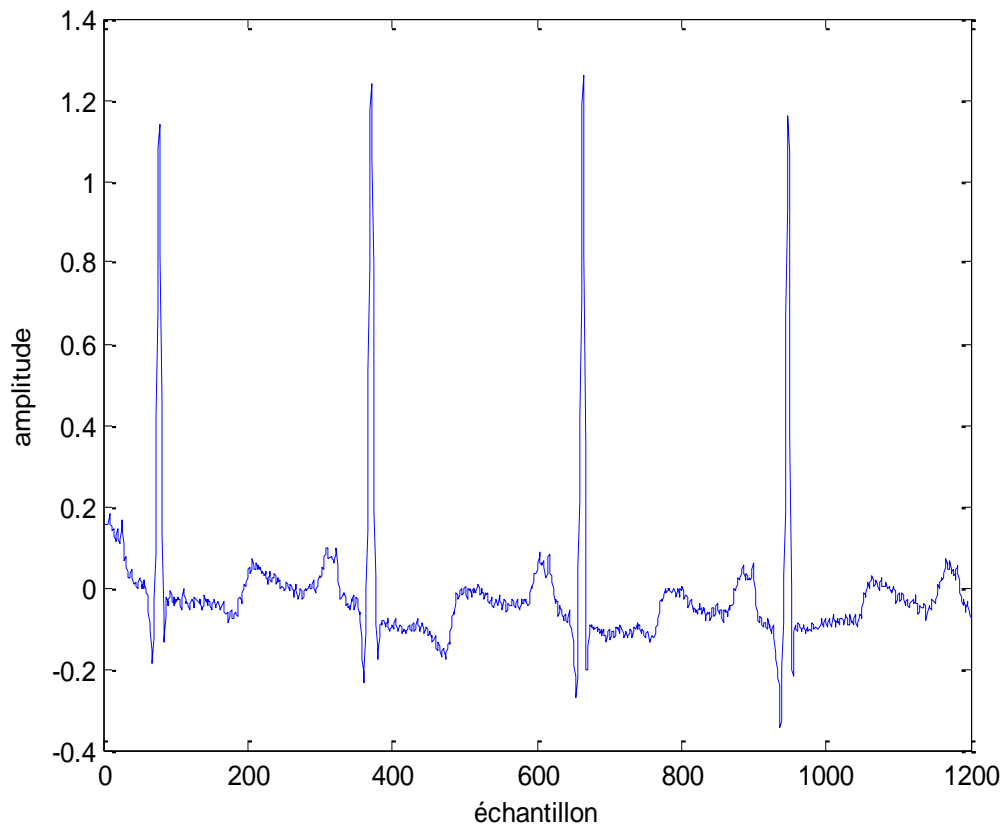
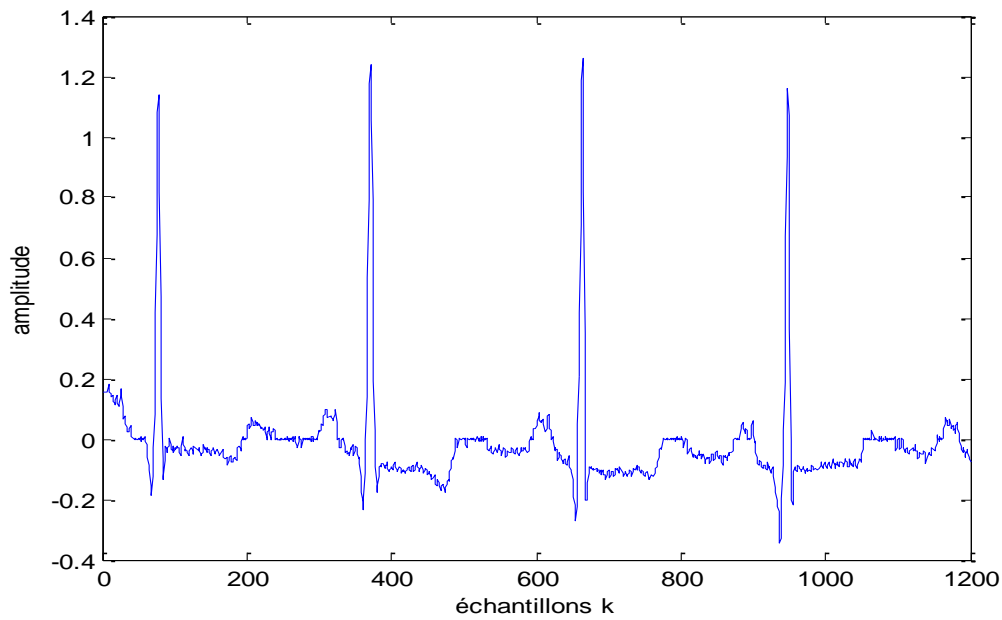
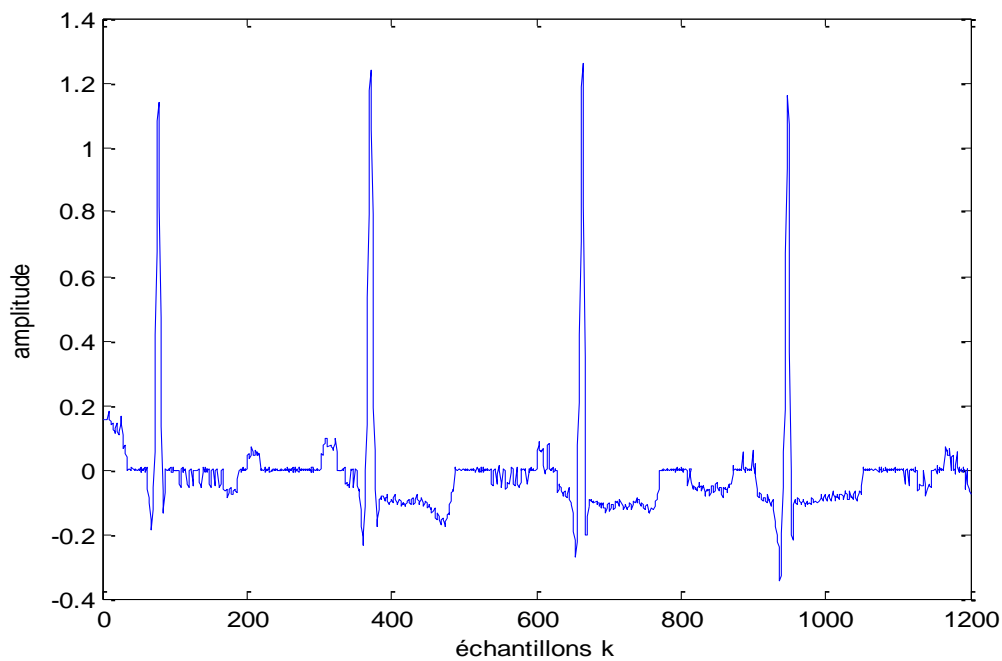


Figure 4.1. Signal ECG normale



Seuil=0.035 CR=3.4821 PRD=3.5905



Seuil=0.06 CR=5.0528 PRD=9.4286

Figure 4.2. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG normale.

IV.2.2. Signal ECG bruité

En pratique, les signaux collectés sont souvent contaminés par des bruits tels que le bruit de fond au niveau des capteurs. C'est pourquoi, le test de la réponse des algorithmes de

traitement aux signaux bruités est très important. Dans cette section, on excite nos algorithmes par un signal ECG bruité et un autre fortement bruité (Fig.4.5 et Fig.4.6) et on présente les résultats sous forme de courbes (signal reconstruit), ainsi que les critères objectifs (rapport de compression: CR, et le pourcentage d'erreur: PRD).

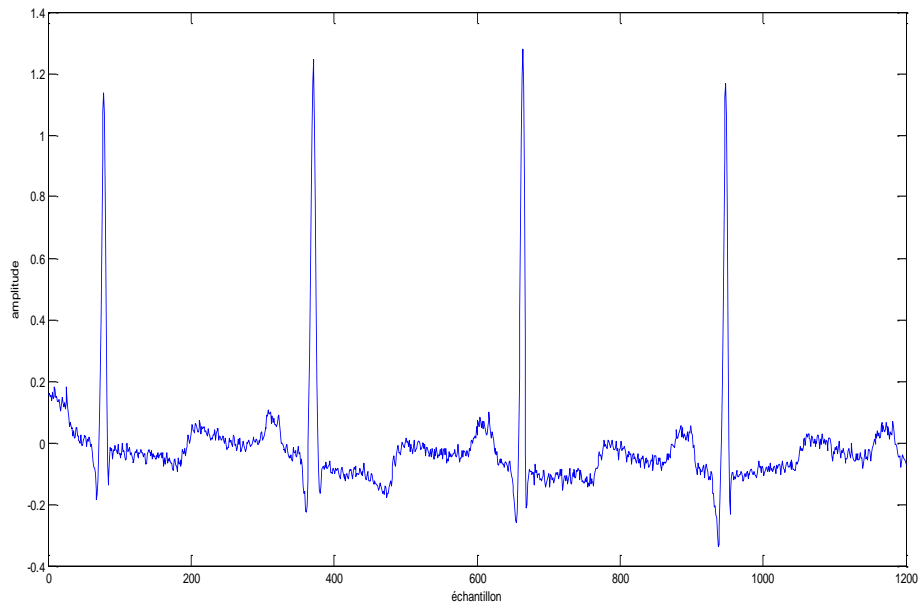


Figure 4.3. Signal ECG bruité.

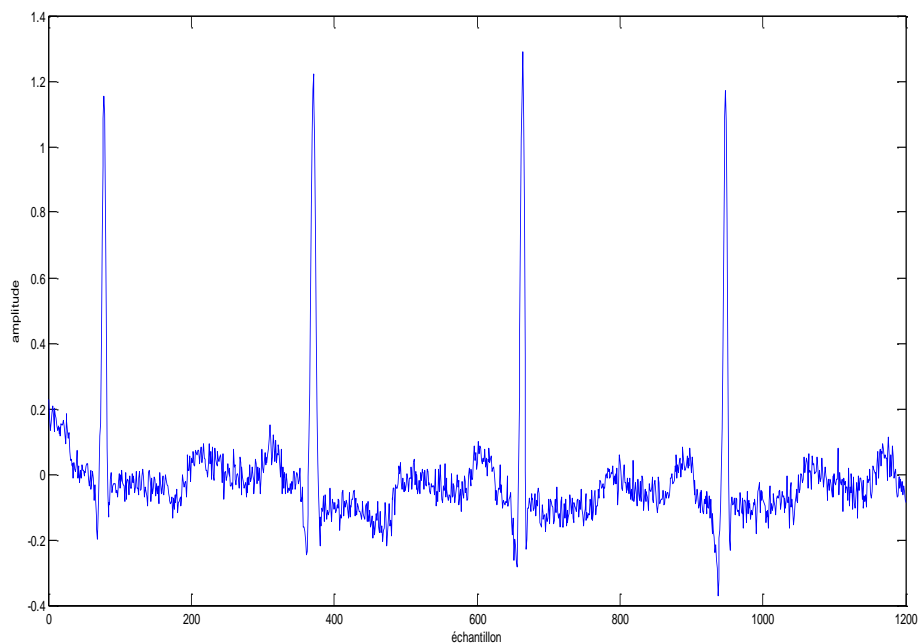
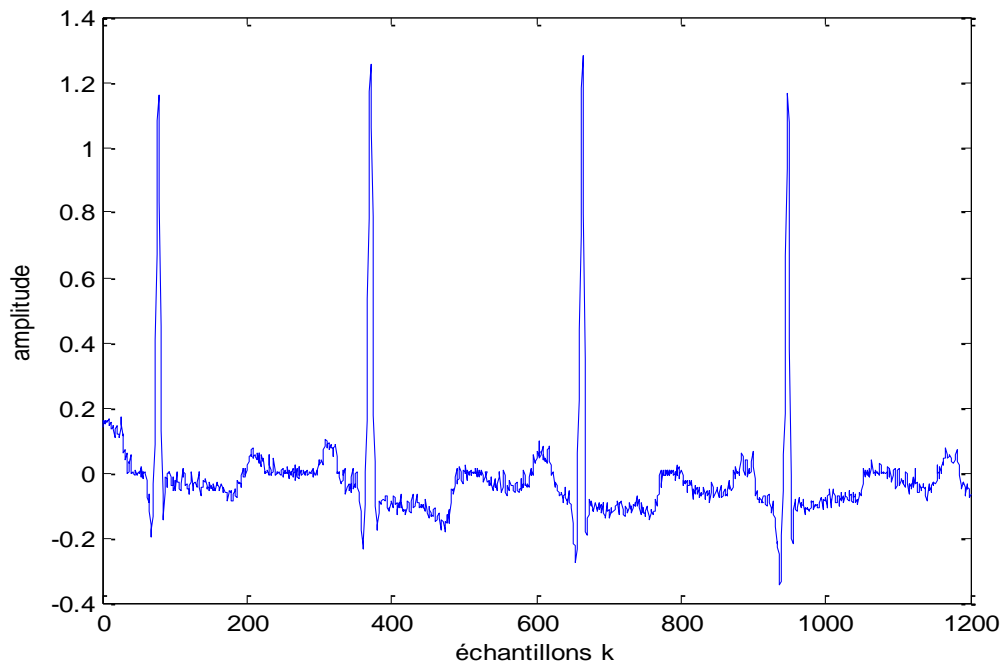
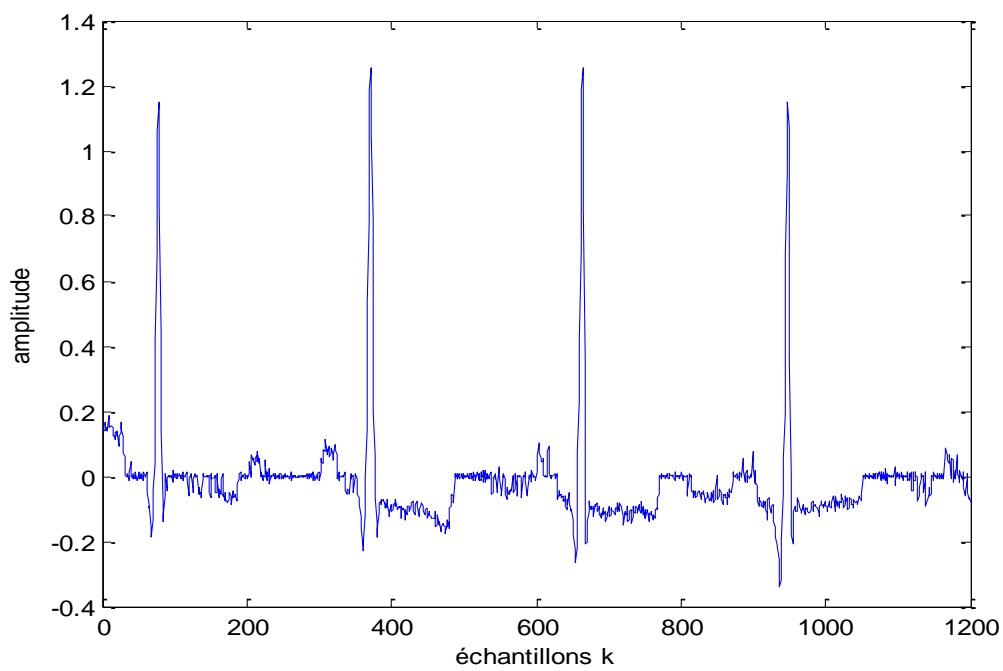


Figure 4.4. Signal ECG fortement bruité.

IV.2.2.1. ECG bruité



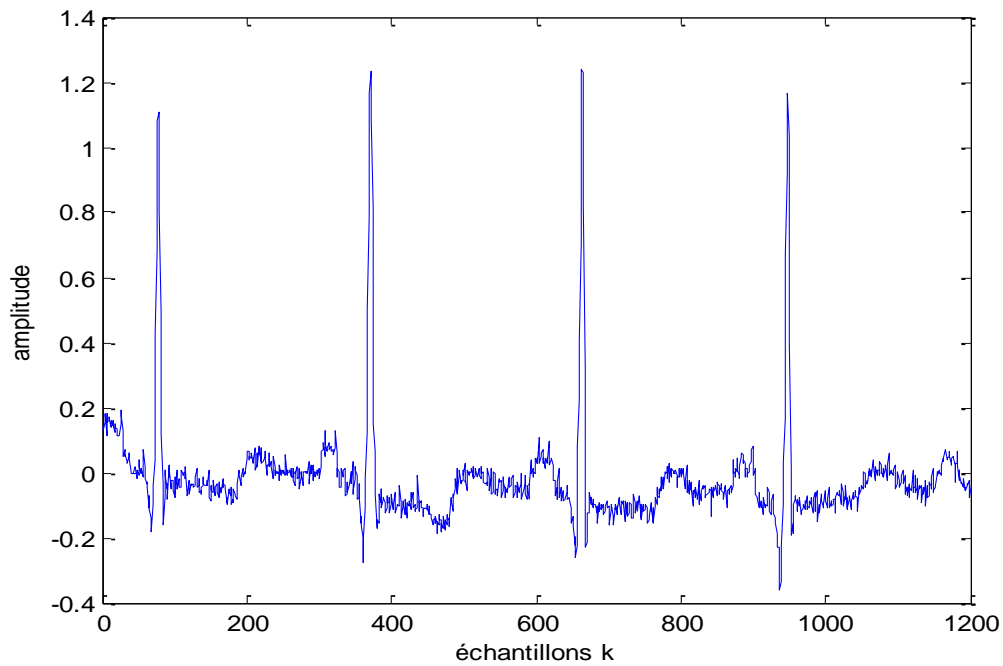
Seuil=0.035 CR=3.2959 PRD=3.9732



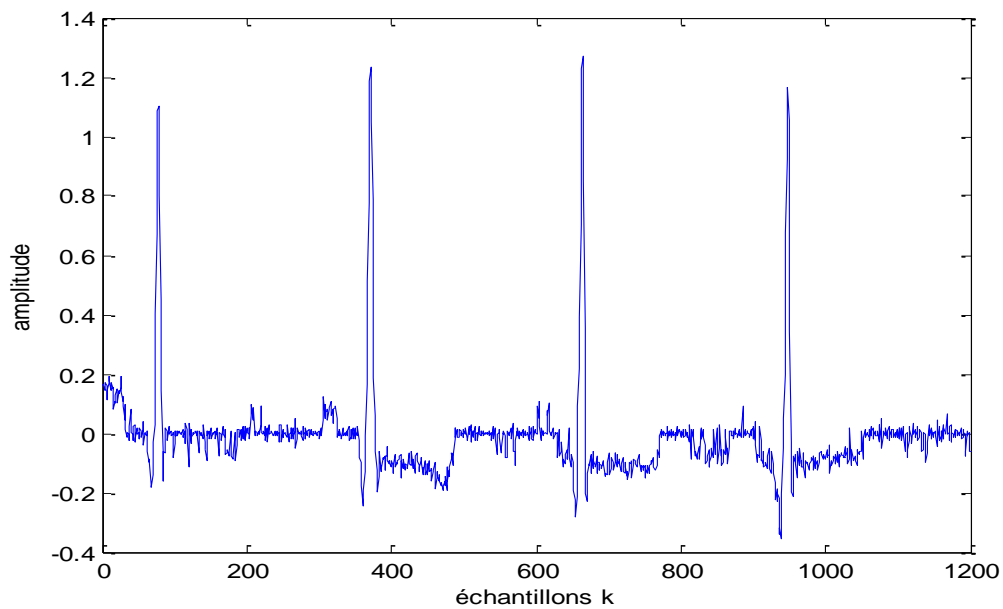
Seuil=0.06 CR= 5.7241 PRD=9.6350

Figure 4.5. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG bruité.

IV.2.2.2. ECG fortement bruité



Seuil=0.035 CR= 3.2931 PRD=3.9483



Seuil=0.08 CR=5.0548 PRD=13.5240

Figure 4.6. Signal reconstruit par la méthode des ondelettes pour un ECG fortement bruité.

IV.3. Comparaison avec d'autres méthodes de compression

Pour voir bien l'efficacité de la méthode d'ondelette, on va comparé les résultats de nos programme avec des résultats d'autre programme de compression (spline et DCT). On va étudier la fonction CR(PRD).

Fonction CR(PRD)

	CR	PRD(%)
Ondelette	5.0528	9.4286
DCT	3.00	4.6548
Spline	9.6774	13.8606

Tableau 4.1. Evaluation de techniques de compressions par critères objectifs

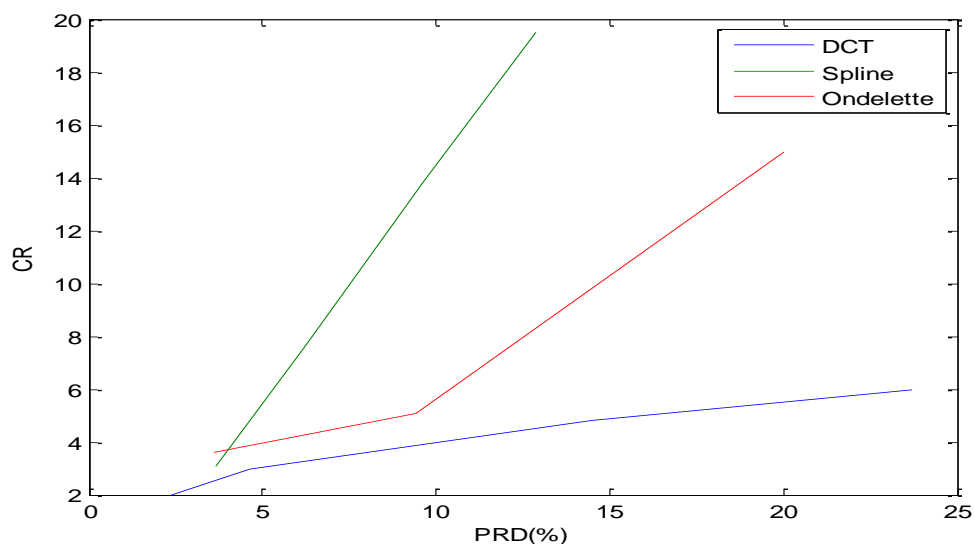


Figure 4.4. Courbe représentant la fonction CR(PRD).

IV.4. Discussions

Les méthodes directes de compression se résument à accorder un "modèle " aux échantillons du signal, et de ce fait, certains de ces échantillons peuvent être reproduits connaissant un nombre minimum d'échantillons et/ou les paramètres du modèle. Les techniques par transformées utilisent les transformées orthogonales pour décorrélérer les échantillons du signal et approximer, ensuite, ce signal par les coefficients prépondérants dans l'espace transformé. Pour notre application (signal ECG) on a sélectionné la représentation en ondelette de Haar. C'est un algorithme récursif qui consiste à décomposer le signal en chaque

étape en une composante représentant les détails perdus en passant de la résolution précédente à la résolution actuelle. La compression par ondelettes est basée sur la quantification des coefficients de la représentation en ondelettes, l'algorithme implémenté dans notre cas consiste à éliminer les coefficients (détails) dont l'amplitude est au dessus d'un certain seuil.

Les résultats des tests effectués montrent la différence qui existe au niveau des performances des techniques de compression appliquées au signal ECG. Ces performances peuvent être analysées selon trois axes principaux à tenir compte lors des implémentations pratiques:

- La fonction Rapport de compression / Distorsion (CR/PRD).
- L'effet du bruit.
- La qualité du signal reconstruit

IV.4.1. Fonction CR / PRD

La figure (4.7) présente cette fonction pour les trois techniques de compression (splines, DCT et l'ondelette). On remarque que la méthode des splines présentes les meilleurs résultats avec des rapports de compression les plus élevés pour de faibles distorsions. La méthode des ondelettes présente des résultats intéressantes comparées à la méthode de la DCT.

IV.4.2. Effet du bruit

Lorsqu'on applique un signal bruité à un algorithme de compression, il est clair que le rapport de compression est dégradé autant que la puissance du bruit est élevée. Pour avoir un rapport de compression (CR) acceptable il est recommandé d'augmenter la tolérance (seuil). Les résultats des tests montrent que l'algorithme des ondelettes est meilleur vis-à-vis les signaux bruités.

IV.4.3 Qualité du signal reconstruit

Comme la plus part des méthodes de compression, l'ondelette provoque un lissage au niveau du signal, les détails fins sont perdus autant que la tolérance (seuil) et le rapport de compression est élevé. C'est pourquoi, on doit tenir compte lors du choix du seuil de ne pas perdre l'onde "P" du signal ECG. La méthode des ondelettes provoque des discontinuités dans le signal reconstruit pour les rapports de compression assez élevés.

Conclusion générale

Cette étude nous a permis de voir de plus près les problèmes principaux liés au traitement d'un signal particulier : le signal électrocardiographique qui est un signal aléatoire stationnaire avec un caractère périodique.

La compression du signal ECG est étudiée dans le cadre de la théorie de compression de la forme d'onde d'une manière générale. En effet, la compression est l'élimination de redondance. Cette dernière peut être due à la non-uniformité de distribution des échantillons comme elle peut être due à la dépendance statistique entre les échantillons. Dans ce travail on s'est intéressé uniquement au deuxième type de redondance et on l'élimine par des méthodes dites "irréversibles" car le signal est toujours reconstruit avec une erreur dite "distorsion". Un processus de compression est caractérisé essentiellement par sa complexité de calcul et par ses performances exprimées à l'aide du rapport de compression et de la qualité du signal reconstruit. Les méthodes de compression sont multiples. Il est intéressant d'appliquer ces différentes techniques sur un signal particulier et voir laquelle des méthodes donne les meilleurs résultats.

Dans ce travail, on a développé une technique de compression : la méthode des ondelettes. L'algorithme des ondelettes est développé et testé sur le signal ECG, mais peuvent être appliqués sur un signal quelconque. Les résultats montrent que la méthode des ondelettes donne des résultats intéressants et lorsque le rapport de compression augmente la forme du signal reconstruit est dégradée par discontinuité (il prend la forme d'une échelle). Aussi la distorsion augmente en allant d'un seuil de la transformée en ondelettes à un seuil supérieur.

Enfin, pour une implémentation pratique, le choix d'une technique de compression dépend de plusieurs facteurs, tel que:

- L'objectif visé de la compression est principalement la qualité clinique du signal reconstruit exigée par le spécialiste.
- La puissance de calcul des moyens disponibles.
- La présence du bruit dans le signal original.

Bibliographie

- [1] Shirley A. Jones « ECG Success Exercises in ECG Interpretation », article, Davis Company 2008.
- [2] D. Clifford, F. Azuaje et E. McSharry « Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis » article, ARTECH HOUSE, INC, 2006.
- [3] R. HOUGHTON et D. GRAY. « Maîtriser l'ECG de la théorie à la clinique » article, Editions MASSON 2003
- [4] M.L.TALBI « analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG) » Thèse de doctorat 2011.
- [5] Bernard DENIS « Les bases électrophysiologiques de l'électrocardiogramme » article, Janvier 2005.
- [6] D.BERKANI thèse de doctorat.
- [7] L.RAHMOUNE et K.HAFFACI « compression d'un signal : application en biomédical au signal électrocardiographique » thèse d'ingénieur d'état ENP 2011.
- [8] N.BOUALI « Compression du Signal Electrocardiographique » thèse de magister ENP 1999.
- [9] S.BAZEILLE et P.HEMAR « Rapport d'image numérique » université de Rochelle 2004.
- [10] Projet : « Tables d'associations symétriques et compression LZW » Université Paris 7. Année 2008-2009.
- [11] C.TAOUCHE « Implémentation d'un Environnement Parallèle pour la Compression d'Images à l'aide des Fractales » thèse de magistère 2005.
- [12] E. ZEYBEK « Compression multimodale du signal et de l'image en utilisant un seul codeur ».2011
- [13] A.OULMANE et KHERRAB « Compression du Signal Electrocardiographique » thèse d'ingénieur d'état ENP 2007.

- [14] D.TCHIOTSOP « Modalisation polynomiale des signaux ECG ». Application a la compression 2007.
- [15] Prof R.Baliarsingh « image compression using discrete cosine transform and discrete wavelet transform »
- [16] Z-E. BAARIR, A. OUAFI « étude de le transformée en ondelette dans la compression d'image fixe» Laboratoire de recherche LESIA, Université Mohamed Khider 2004.
- [17] Rakotomalala M. A., Rakotomiraho S.et Randriamitantsoa A. « compression d'image dans des bases d'ondelette. ». Article.
- [18] Cohen A., «Ondelettes et traitement numérique du signal», Edition Masson, Paris 1992.
- [19] Rakotomalala M. A., Rakotomiraho S.et Randriamitantsoa A. A. « Debruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes » , Mada-ETI, Volume1, 2010.
- [20] <http://www.physionet.org/physiobank/database>. MIT-BIH Arrhythmia Database.
- [21]M. Wickerhauser. « Adapted Wavelet Analysis from Theory to Software. » A. K. Peters Wesley ,1994.
- [22] Stéphane Mallat « A Wavelet Tour of Signal Processing » ,
- [23] Gersho (A) et Gray (R.M) « vector quantization and signal compression » Boston, kluwer academic publishers 1992