

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
Ecole Nationale Polytechnique

Ecole Nationale Polytechnique

Département d'Electronique

Mémoire du Projet de Fin d'Etudes d'Ingénieur d'état en électronique

Thème

**COMPRESSION D'UN SIGNAL.
APPLICATION EN BIOMÉDICAL AU SIGNAL
ÉLECTROCARDIOGRAMME.**

Dirigé par :

Mr. M.ADNANE

Mr. R.ZERGUI

Présenté par :

RAHMOUNE LAMIA

HAFFACI KHALED

Soutenu le 29 juin 2011 devant le jury composé de :

Mr. D. Berkani	ENP Président
Mr. M. ADNANE	ENP Rapporteur
Mr. R. ZERGUI	ENP Rapporteur
Mlle A. MOUSSAOUI	ENP Examinatrice

Promotion : juin 2011

Remerciements

Au terme de ce travail :

*Nous tenons à remercier tout d'abord **Dieu** le tout puissant et maître de l'univers qui nous a donné la force nécessaire, la volonté et la patience afin d'accomplir ce travail.*

*Nous tenons à remercier **nos parents** qui nous ont beaucoup encouragés le long de nos études.*

*Nous remercions également nos promoteurs **Mr. Adnane** et **Mr. Zergui** pour l'aide qu'ils nous ont apporté, pour leurs disponibilités, pour leurs précieux conseils, ainsi pour la confiance qu'ils nous ont toujours témoignée et la sollicitude dont ils nous ont entourées.*

*Nous remercions aussi **Mr. Berkani** le président ainsi que les membres du jury qui ont bien voulu nous faire l'honneur d'examiner ce travail.*

*Nous exprimons toute notre gratitude à tous nos enseignants à **l'Ecole Nationale Polytechnique** qui ont contribué à notre formation.*

Nous remercions tous ceux, qui de près ou de loin, nous ont apporté leurs contributions pour la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce travail à :

Mon père, mon père, mon père, ... Ma mère, ma mère, ma mère, ...

Mes très chers parents Leïla et Azzeddine, mes professeurs de toujours, pour leur amour, sacrifices, soutien et encouragements, dans toutes les circonstances, tout au long de mon parcours d'études.

Je vous souhaite une longue et heureuse vie, que dieu vous garde pour moi.

Mon très cher frère Ilyes, mes adorables petites sœurs Sabrina et Rania, pour leurs patience.

Ma sœur, amie et cousine Hanane.

Mon oncle Ali, ma tante Safia, ma cousine Nawel, mes cousins Redouane et Hichem

Toute ma famille

Mon binôme Khaled et toutes sa famille.

Mes promoteurs Mr. Adnane et Mr. Zergui pour leurs encouragements.

Mon amie Souad pour son soutien tout au long de mon parcours à l'Ecole Nationale Polytechnique.

Toutes mes amies et tous mes amis.

Une dédicace spéciale à Aziz.

Enfin je dédie ce travail à toute la promotion Électronique 2011.

Lamia

ملخص :

تقليص إشارات تخطيط القلب مهمة جدا في تطوير التطبيق عن بعد، كما أنه يقلل من تكاليف نقل في المعلومات الطبية إلى حد كبير.

هدفنا في هذا العمل هو تطوير أساليب جديدة لتقليص إشارات تخطيط القلب، لذا وضعت هذه الدراسة للمقارنة بين اربعة تقنيات للتقليص عن طريق شبكة ترميز تكميم لا سيما من اجل تقليص إشارات تخطيط القلب التي تم الحصول عليها من قاعدة بيانات معهد ماساتشوستس للتكنولوجيا " MIT/BIM Arrhythmia " .

ندرس في هذا العمل بطريقة مفصلة إشارة تخطيط القلب ثم الطرق العامة و المتعددة للتقليص، وبعد ذلك نقدم خوارزميات على أساس TCQ مع كلا الطريقتين العددية و الشعاعية، و كذلك تقنيات للتكيف TCQ مع أسلوب تخطيط القلب، ثم تمت مقارنة على أساس معايير موضوعية (نسبة التقليص ونسبة خطأ) بين الخوارزميات المدروسة هنا، الأمر الذي سمح لنا أن نستنتج أن تقنية TCVQ مع تجزئة للتخطيط القلب هي الأفضل مع نسبة تقليص عالية و أدنى نسبة خطأ في التركيب. كلمات البحث: تخطيط القلب تقليص ، والضغط، TCQ ، TCVQ ، LLOYD،K-MEANS تجزئة تخطيط القلب.

Résumé:

La compression des signaux ECG trouve beaucoup d'importance avec le développement de la télémédecine, puisqu'elle permet de réduire considérablement les coûts de la transmission des informations médicales.

Le but de ce travail est de développer de nouvelles méthodes de compression des signaux ECG ; pour cela, une étude comparative entre quatre techniques de compression développées à partir de la quantification codée par treillis particulièrement pour le signal électrocardiogramme ; obtenue de la base de données MIT/BIM Arrhythmia a été réalisé.

Pour commencer, nous avons étudié d'une manière détaillée le signal ECG ; suivi d'une exploitation générale de multiples méthodes de compression. Par la suite, nous avons présenté nos algorithmes à base de TCQ avec ces deux approches scalaire et vectorielle, ainsi que les techniques nécessaires pour adapter l'ECG à cette méthode. Une comparaison basée sur des critères objectifs (le rapport de compression et le pourcentage d'erreur) a été faite entre nos différents algorithmes, ce qui nous a permis de conclure que la technique TCVQ avec segmentation de l'ECG est la meilleure avec un rapport de compression élevé et une erreur de reconstruction minimale.

Mots clés : ECG, COMPRESSION, TCQ, TCVQ, KMEANS, LLOYD, SEGMENTATION DE L'ECG.

Abstract:

ECG signal compression is a paramount task in long term acquisition of physiological signals since it reduces considerably the costs of storage and eventually transmission.

Our aim in this work is to develop new methods for ECG signal compression; to achieve this goal, a comparative study between four compression techniques based on the trellis coded quantization (TCQ) technique especially dedicated to electrocardiogram signal, was fulfilled .

First, we studied the ECG signal.

Second, we introduced different compression techniques presented in literature. Then, we introduced our algorithm based on TCQ with its two approaches scalar and vector approaches including techniques used to adapt TCQ method to ECG signal.

Comparison based on objective criteria (the compression ratio and the percentage root of mean square difference) has been, which allowed us to conclude that the TCVQ technique with segmentation of the ECG is the best method with a high compression ratio and minimum reconstruction error.

Keywords: ECG, COMPRESSION, TCQ, TCVQ, K-MEANS, LLOYD, SEGMENTATION OF ECG.

SOMMAIRE :

Liste des figures	1
Liste des tableaux	2
Liste des abréviations	3
Glossaire	4
Introduction générale	6
<i>Chapitre I : Généralités sur l'ECG</i>	
Introduction.....	9
I-1 Anatomie du cœur.....	9
I-2 Electrophysiologie cellulaire du cœur.....	10
I-3 Fonctionnement électrique du cœur.....	11
I-4 Systèmes de dérivations de l'électrocardiogramme.....	12
I-4-1 Dérivations périphériques.....	13
I-4-1-1 Les dérivations périphériques bipolaires standards.....	13
I-4-1-2 Les dérivations périphériques unipolaires.....	14
I-4-2 Les dérivations précordiales unipolaires.....	14
I-5 Interprétation d'un signal ECG normal.....	16
I-5-1 Ondes de l'ECG.....	16
I-5-2 Intervalles et segments de l'ECG.....	17
Conclusion.....	18
<i>Chapitre II : Codage et Compression</i>	
Introduction.....	20
II-1 Notions fondamentales sur la théorie de l'information.....	21
II-1-1 L'information.....	21
II-1-2 Entropie.....	21
II-1-3 La quantification.....	22
II-1-4 La distorsion.....	22
II-2 Compression de données.....	23
II-2-1 Les méthodes de compression.....	23
II-2-1-1 La compression réversible (sans distorsion).....	24
1-Algorithme de Shannon-Fano.....	24
2-Codage de Huffman.....	25
3-Méthode RLE (Run Length Encoding).....	26
4-Méthode Lempel-Ziv (LZW).....	26
II-2-1-2 La compression irréversible (avec distorsion).....	27
1-Méthodes directes.....	27
1-1 La prédiction linéaire.....	28
1-2 L'interpolation polynomiale.....	28
2-Méthodes indirectes (par transformée).....	29
2-1 Transformée de Karhunen Loève (transformée optimale).....	29
2-2 Transformées spectrales (quasi-optimales).....	30
2-2-1 Transformation Discrète de Fourier (TFD).....	30
2-2-2 Transformation Discrète en cosinus (DCT).....	31
2-3 Transformées quasi spectrales.....	31
2-4 Transformée par ondelettes.....	32
2-4-1 Transformée en ondelettes continue CWT.....	33
2-4-2 Transformée en ondelettes discrète DWT.....	33
2-5 Transformées Polynomiales.....	34

3- La quantification vectorielle	34
II-3 Evaluation de la compression.....	35
II-3-1 Le Taux de Compression (CR).....	35
II-3-2 Les pourcentages d'erreur (PRD).....	36
II-3-3 L'inspection visuelle.....	36
Conclusion.....	37

Chapitre III : Compression de l'ECG

Introduction.....	39
III-1 Pourquoi la TCQ ?	39
III-2 Représentation en treillis	39
III-3 Présentation générale	39
III-3-1 Principe de la Quantification Codée en Treillis	39
III-3-2 Principe de la Quantification Vectorielle Codée en Treillis	41
III-4 Techniques adaptées au TCQ	41
III-4- 1 Quantificateur à plusieurs dictionnaires	42
III-4-2 Choix du dictionnaire	42
III- 4-3 Prétraitements de l'ECG	44
III-4-4 Segmentation par paquets du signal ECG	44
III- 4-5 Optimisation du treillis	45
III-4-6 L'algorithme de Viterbi	46
III-4-7 Dé-bruitage du signal	46
III-5 Compression de l'ECG par la Quantification Codée en Treillis (TCQ)	46
III-5-1 Méthode scalaire sans segmentation de l'ECG	46
III-5-2 Méthode scalaire avec segmentation de l'ECG.....	48
III-6 Compression de l'ECG par la Quantification Vectorielle Codée en Treillis (TCVQ) .	49
Conclusion.....	49

Chapitre IV :Résultats et discussions

Introduction.....	51
IV-1 Présentation de la base de données MIT/BIH.....	51
IV-2 Résultats.....	51
IV-2-1 Méthode scalaire sans segmentation.....	53
IV-2-2 Méthode scalaire avec segmentation.....	54
IV-2-3 Méthode vectorielle sans segmentation.....	55
IV-2-4 Méthode vectorielle avec segmentation.....	56
IV-2-5 Fonction CR(PRD).....	57
IV-3 Discussion.....	57
IV-3-1 Fonction CR / PRD2.....	58
IV-3-2 La qualité du signal reconstruit.....	58
IV-3-3 La courbe de l'erreur.....	58
IV-4Comparaison entre les différentes techniques de compression.....	59
Conclusion.....	59
Conclusion générale	60
Bibliographie	61

LISTE DES FIGURES :

Chapitre I :Généralités sur l'ECG

Figure I.1 : Anatomie du cœur humain.....	9
Figure I.2 : Le potentiel d'action d'une cellule du myocarde.....	11
Figure I.3 : Circuits de conduction des excitations électriques dans le cœur.....	12
Figure I.4 : Les trois dérivations bipolaires DI, DII, et DIII.....	13
Figure I.5 : Les trois dérivations unipolaires augmentées : aVR, aVL et aVF.....	14
Figure I.6 : Les six dérivations unipolaires précordiales.....	15
Figure I.7 : Les tracés ECG des différentes dérivations.....	15
Figure I.8 : L'enregistrement ECG normal : les différentes ondes, intervalles et segments.....	16

ChapitreII :Codage et Compression

Figure II.9 : Un quantificateur type.....	22
Figure II.10 : Le débit/ en fonction de la distorsion pour une source discrète.....	23
Figure II.11 : Exemple de Shannon-Fano.....	25
Figure II.12 : Exemple sur le codage de Huffman.....	26
Figure II.13 : Interpolation par spline.....	28
Figure II.14 : Fonction de Walsh.....	32
Figure II.15 : La transformée en ondelettes.....	33
Figure II.16 : Décomposition en ondelettes.....	34
Figure II.17 : Principe de la quantification vectorielle.....	35

Chapitre III :Compression de l'ECG

Figure III.18 : Treillis 4 états avec 4 sous dictionnaires.....	40
Figure III.19 : Exemple sur le codage par treillis.....	41
Figure III.20 : Quantification à plusieurs dictionnaires.....	42
Figure III.21 : Exemple sur le résultat de l'algorithme de K-MEANS.....	43
Figure III.22 : Segmentation de l'ECG par paquets.....	45
Figure III.23 : Organigramme de l'algorithme TCQ sans segmentation de l'ECG.....	47
Figure III.24 : Organigramme de l'algorithme TCQ avec segmentation de l'ECG.....	48

Chapitre IV:Résultats et discussions

Figure IV.25 : a)Signal ECG normal.....	52
Figure IV.25 : b) Signal ECG dé-bruité.....	52
FigureIV.26 :a)Signal ECG reconstruit.....	53

Figure IV.26 :b) L'erreur de reconstruction.....	53
FigureIV.27 :a)Signal ECG reconstruit.....	54
Figure IV.27 :b) L'erreur de reconstruction.....	54
FigureIV.28 :a)Signal ECG reconstruit.....	55
Figure IV.28 :b) L'erreur de reconstruction.....	55
FigureIV.29 :a)Signal ECG reconstruit.....	56
Figure IV.29 :b) L'erreur de reconstruction.....	56
Figure IV.30 : Courbe représentant la fonction CR/PRD2.....	57

LISTE DES TABLEAUX :

Tableau II.1 : Exemple sur la technique LZW.....	27
Tableau IV.2 : Evaluation des techniques de compression.....	57
Tableau IV.3 : Comparaison entre les résultats des différentes techniques de compression.	59

LISTE DES ABREVIATIONS :

- AV:**Auriculo-Ventriculaire.
- aVF :**augmented voltage foot.
- aVL:**augmented voltage left arm.
- aVR:**augmented voltage right arm.
- CR:**Compression Ratio.
- CWT:**ContinuousWaveletsTransform.
- DI:**Dérivation I.
- DII:**Dérivation II.
- DIII:**Dérivation III.
- DCT:**Transformation Discrète en cosinus.
- DECO:**Dictionnaire.
- DWT:**DiscreteWaveletsTransform.
- ECG:**Électrocardiogramme.
- KLT:**Transformée de KarhunenLoèv.
- LA:**Left Arm.
- LL:**Left Leg.
- LZW:**Lempel- Ziv-Welch.
- PRD:**Percentage of Root mean squared Difference.
- RA:**Right Arm.
- RLE:** Run Lenght Encoding.
- TCVQ:**Quantification Vectorielle Codée par Treillis.
- TCQ:**Quantification par Codes de Treillis.
- TFD:**Transformée de Fourier Discrète.
- V_i:**Dérivation mesurant une différence de potentiel.
- VLC:**VariableLength Codes.
- WCT:**Wilson Central Terminal.

GLOSSAIRE :

Diastole : est la phase de dilatation du cœur, lorsque ses cavités se remplissent à nouveau de sang.

Faisceau de His : est un faisceau de cellules musculaires cardiaques spécialisées dans la conduction électrique. Il transmet les impulsions électriques des oreillettes aux ventricules, induisant la contraction des muscles cardiaques des ventricules. Il fait partie du nœud auriculo-ventriculaire.

Fibres de Purkinje : Les fibres de Purkinje sont situées dans les parois internes des ventricules du cœur, juste en dessous de l'endocarde. Les fibres de Purkinje sont des fibres musculaires rapides, de conceptions électriques ainsi qu'une capacité d'automatisme cardiaque. Elles sont de grosses cellules spécialisées, à conduction rapide de $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et qui ont une période réfractaire longue. Les fibres de Purkinje terminent les branches du faisceau de His et participent à la contraction ventriculaire.

Influx nerveux:est une activité électrique transmise le long d'un axone sous la forme d'une séquence de potentiel d'action.

Ligne axillaire antérieure :est la verticale passant par le pli antérieur de l'aisselle, le long de la face antéro-latérale de la poitrine.

Ligne axillaire moyenne :est la verticale passant par le sommet de l'aisselle.

Ligne médio-claviculaire : est la verticale passant par le milieu de la clavicule, ce repère doit remplacer la ligne mamelonnaire (verticale passant par le mamelon) surtout chez la femme où la position du mamelon est très variable.

Myocarde :muscle strié épais qui forme la majeure partie de la paroi du cœur.

Nœud sino-auriculaire ou nœud sinusal :est un ensemble de cellules situé dans la paroi supérieure de l'oreillette droite du cœur (atrium droit), dont la dépolarisation commande le rythme cardiaque.

Sternum :est un os plat, impair, symétrique de la partie antérieure de la cage thoracique sur lequel viennent s'attacher en avant les côtes.

Système sympathique : Appelé également orthosympathique, le système nerveux sympathique correspondant à la mise en état d'alerte de l'organisme et à la préparation à l'activité physique et intellectuelle, Il est responsable du contrôle d'un grand nombre d'activités inconscientes de l'organisme, telles que le rythme cardiaque ou la contraction des muscles lisses.

Systole : La systole est la phase de contraction du cœur, où le sang est expulsé vers le système cardiovasculaire.

INTRODUCTION GENERALE :

A l'heure où on parle de plus en plus de télémédecine, les problèmes de stockage et transmission des signaux biomédicaux deviennent d'actualité ; parmi les plus importants de ces signaux il y'a l'électrocardiogramme, qui est un signal de nature électro-physiologique dont le tracé matérialise les activités électriques du cœur.

Il est considéré que le nombre de ses enregistrements par année se chiffre par millions et que leurs envois sur les lignes téléphoniques pour l'analyse à distance est en augmentation.

Ces problèmes s'accompagnent donc d'un problème de compression ; d'où la nécessité d'efficaces techniques de compression de l'électrocardiogramme.

De nombreux algorithmes de compression existants ont montré un certain succès en compression d'ECG, mais des algorithmes qui produisent des taux de compression de meilleure qualité et moins de perte de données sont nécessaires.

Notre étude donnera un aperçu des techniques de compression et de formuler plusieurs nouveaux algorithmes qui devrait améliorer les taux de compression et de réduire l'erreurs dans les données reconstruites.

Nous nous sommes intéressés à la quantification codée par treillis avec ses deux approches scalaires et vectorielles.

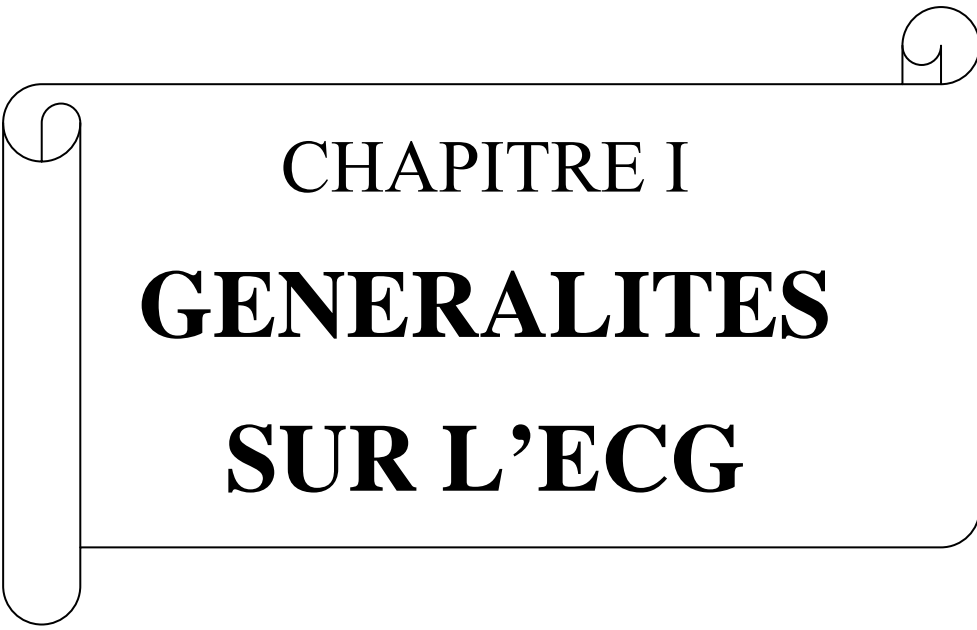
Cette méthode a été développée dans l'origine pour être appliqué à l'image, où elle a trouvé un succès considérable, grâce à son plus grand avantage qui réside dans un taux de compression très élevé ; et pour une application particulière du TCQ sur le signal ECG, nous avons adapté certaines techniques conformes avec la morphologie de ce signal, pour pouvoir aboutir à une reconstruction intéressante du signal.

Notre mémoire comporte quatre chapitres ; dans le premier, on présentera l'anatomie du cœur suivi de toutes les notions fondamentales sur l'électrocardiographie, nécessaires pour arriver à acquérir le signal ECG, et pour pouvoir l'interpréter correctement.

Dans le second chapitre, nous allons rappeler les bases de la théorie d'information, et par la suite, nous allons exposer de façon générale les différentes techniques de compression des signaux ECG, et à la fin de ce chapitre, on citera les critères d'évaluation des performances d'une méthode de compression.

Le troisième chapitre sera centré sur l'étude détaillée de la quantification codée par treillis, ainsi que les multiples techniques qui seront adaptées à cette dernière; nos algorithmes seront aussi expliqués.

Enfin, le dernier chapitre du mémoire exploite les résultats des tests réalisés avec les différentes techniques développées dans notre étude ainsi qu'une analyse comparative entre les performances de ces techniques, est présentée à la fin de ce même chapitre.



CHAPITRE I
GENERALITES
SUR L'ECG

Introduction :

Le muscle cardiaque est au centre du système cardiovasculaire, il assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène; un dysfonctionnement de cet organe entraînerait des complications qui pourraient se traduire par des maladies plus ou moins graves.

Le développement de la recherche en matière de cardiologie a mis à la disposition des médecins des outils performants pour observer l'activité électrique du cœur et dresser ainsi leurs diagnostics ; parmi les examens les plus répandus, l'électrocardiogramme (ECG).

Le but de ce chapitre est de présenter une description générale du système cardiovasculaire; et de manière plus détaillée, les processus de propagation de l'influx cardiaque, ainsi que la terminologie liée au signal ECG.

I-1-Anatomie du cœur :

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire ; c'est un muscle creux appelé *myocarde* situé entre les poumons au milieu de la poitrine orienté vers le côté gauche ; il assure la circulation du sang dans tout l'organisme, permettant aux cellules de recevoir l'oxygène.

Le cœur est constitué de 4 cavités : les deux cavités supérieures sont appelées oreillettes, tandis que les deux cavités inférieures sont appelées ventricules ; le cœur est aussi séparé en deux parties: la droite (cœur droit) et la ; gauche (cœur gauche) chacune comprenant une oreillette et un ventricule ; la paroi qui sépare les oreillettes et les ventricules en cœur droit et cœur gauche est appelé le septum.

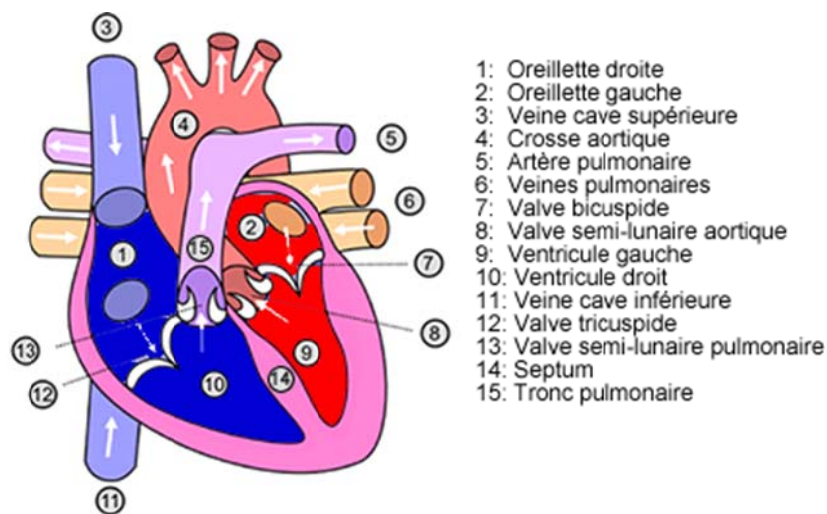


Figure I.1 : Anatomie du cœur humain.

L'oreillette droite collecte le sang qui parcourt tout le corps, et l'envoie vers le ventricule droit afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être ré-oxygéné ; de la même façon, l'oreillette gauche collecte le sang qui a traversé les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang fraîchement oxygéné dans l'ensemble du corps.

A chaque pulsation cardiaque deux étapes se succèdent: la diastole et la systole. Pendant la diastole, le myocarde est relâché et le sang s'introduit. Au cours de la systole, les oreillettes et les ventricules se contractent. Cette succession de systoles et diastoles se produit de façon autonome.

I-2 Electrophysiologie cellulaire du cœur :

La cellule est l'unité basique dans le corps humain, elle performe différentes fonctions en relation avec l'anatomie et la physiologie.

Les cellules nerveuses et musculaires fournissent, en plus, une différence de tension à travers leurs membranes.

Les variations des potentiels observées au cours du cycle cardiaque correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire pendant les différentes phases de ce cycle :

Pendant l'état de repos les cellules myocardiques sont dites 'polarisées' de telle sorte que le potentiel à l'intérieur des cellules est négatif par rapport à l'extérieur : c'est le potentiel de repos dont la valeur est comprise dans l'intervalle [-90 à -80] mV [1].

Lorsque cette fibre myocardique est stimulée des mouvements ioniques se produisent de part et d'autre de la membrane cellulaire, et l'intérieur de la membrane peut alors atteindre des potentiels de +20 à +30 mV par rapport à l'extérieur de la cellule, et la stimulation électrique passe aux cellules adjacentes puis aux autres cellules du cœur. Cette variation du potentiel de membrane constitue le potentiel d'action ; ce dernier se fait en cinq phases [2]:

Phase 0 : c'est la phase de dépolarisation de la cellule ça correspond à la montée rapide du voltage enregistré par l'électrode.

Phase 1 : repolarisation initiale, c'est la phase de restitution de l'état initial de la membrane.

Phase 2 : phase en plateau, elle correspond à une repolarisation lente, cela exprime l'équilibre entre le mouvement des ions à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule.

Phase 3 : repolarisation terminale, c'est la phase de repolarisation membranaire de la cellule.

Phase 4 : c'est la phase de dépolarisation diastolique spontanée.

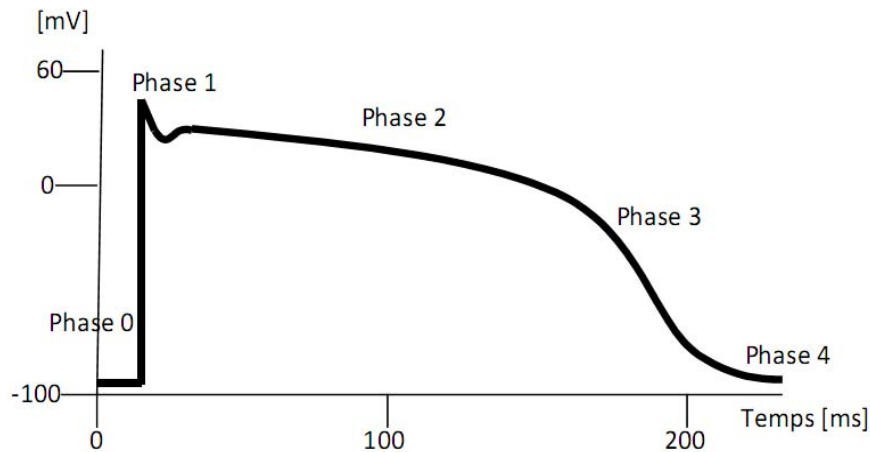


Figure I.2 : Le potentiel d'action d'une cellule du myocarde.

I-3 Fonctionnement électrique du cœur:

La fréquence cardiaque est contrôlée par le système nerveux autonome, le système sympathique étant responsable de l'accélération et le système parasympathique du ralentissement.

Les influx nerveux, contrôlant la rythmicité de base, sont générés par le nœud sino-auriculaire ou nœud sinusal de Keith-Flack qui est situé dans la partie supérieure de l'oreillette droite, de là la dépolarisation prend naissance et se propage ensuite dans les deux oreillettes, ce qui provoque une contraction du myocarde induisant la systole auriculaire ; qui est suivie par la suite d'une diastole.

L'impulsion électrique arrive au nœud auriculo-ventriculaire (AV), le seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules ; à son extrémité inférieure, les fibres conductrices se réunissent en faisceaux parallèles pour former le faisceau de His, qui se divise au sommet du septum inter-ventriculaire musculaire en deux faisceaux, un pour chaque ventricule.

Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation de l'ensemble du muscle ventriculaire; cela provoque donc une contraction qui conduit à une systole ventriculaire.

Une fois la propulsion du sang assurée, les fibres musculaires se repolarisent et reviennent dans leur état initial constituant ainsi la diastole ventriculaire.

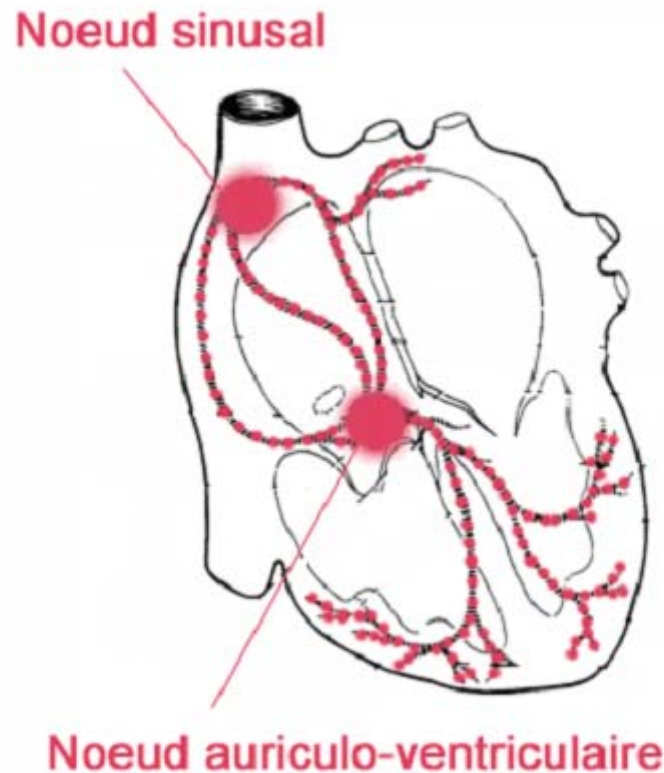


Figure I.3 : Circuits de conduction des excitations électriques dans le cœur

I-4 Systèmes de dérivations de l'électrocardiogramme :

Les potentiels électriques générés par le cœur se propagent dans tout l'organisme et apparaissent à la surface du corps; ce qui a fait que l'activité électrique du cœur peut être caractérisée par des mesures à partir du niveau cellulaire cardiaque (invasif) ou de la surface du corps (non-invasif).

On ne va présenter que les méthodes non-invasives qui se mesurent à l'aide des électrodes placées sur différentes parties du corps humain, où on obtient des résultats différents puisque le champ électrique du cœur est spatio-dépendant [3].

Plusieurs systèmes existent, on va s'intéresser beaucoup plus à celui des douze dérivations.

Système conventionnel des 12-dérivations :

En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du cœur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dérivations :

Six dérivations périphériques l'explorent dans le plan frontal et six dérivations précordiales l'explorent dans le plan horizontal.

I-4-1 Dérivations périphériques :

Ces dérivations sont dites "périphériques" ou "éloignées" parce que les électrodes sont placées à distance de la surface épicaudique ; ce sont les dérivations des membres.

Elles sont obtenues au moyen de 4 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 [4]. On distingue :

I-4-1-1 Les dérivations périphériques bipolaires standards :

En 1913, Einthoven développe une méthode qui étudie l'activité électrique du cœur en la représentant graphiquement par un triangle équilatéral appelé *triangle d'Einthoven*, ses sommets représentent les localisations des électrodes placées sur le bras gauche LA, le bras droit RA et sur la jambe gauche LL du corps ; la jambe droite est reliée à la masse [2].

Les trois déviations bipolaires sont : DI, DII, et DIII ; qui mesurent les différences de potentiel entre les sommets du triangle:

$$DI = VLA - VRA \quad (1)$$

$$DII = VLL - VRA \quad (2)$$

$$DIII = VLL - VLA \quad (3)$$

Théoriquement, d'après ces trois équations, la relation d'Einthoven finale est donnée par :

$$DI + DIII = DII \quad (4)$$

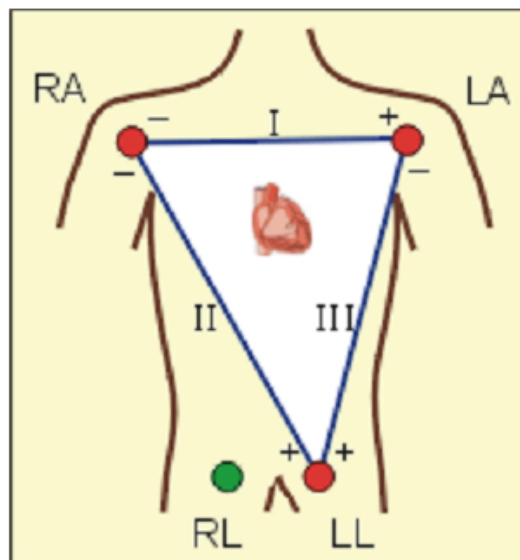


Figure I.4 : Les trois dérivations bipolaires DI, DII, et DIII.

I-4-1-2 Les dérivations périphériques unipolaires :

En 1934, Wilson introduit les dérivations unipolaires, en mesurant les potentiels de chaque membre du triangle d'Einthoven par rapport à une référence appelée *borne centrale de Wilson* qui est virtuelle, et de valeur pratiquement nulle.

Goldberger propose en 1942 le concept de dérivations unipolaires augmentées des membres (aVR, aVL, aVF), ces dérivations sont obtenues en plaçant l'électrode négative sur : le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche ; et en mesurant la différence de potentiel entre chacun de ces trois points et le potentiel moyen des deux autres, et la jambe droite est mise à la masse toujours.

On obtient ainsi les déflexions augmentées d'un facteur 1,5 par rapport aux dérivations de Wilson [1]:

$$aVR = V_R - \left(\frac{V_L - V_F}{2} \right) = 3 * \frac{V_R}{2} \quad (5)$$

$$aVL = V_L - \left(\frac{V_F - V_R}{2} \right) = 3 * \frac{V_L}{2} \quad (6)$$

$$aVF = V_F - \left(\frac{V_R - V_L}{2} \right) = 3 * \frac{V_F}{2} \quad (7)$$

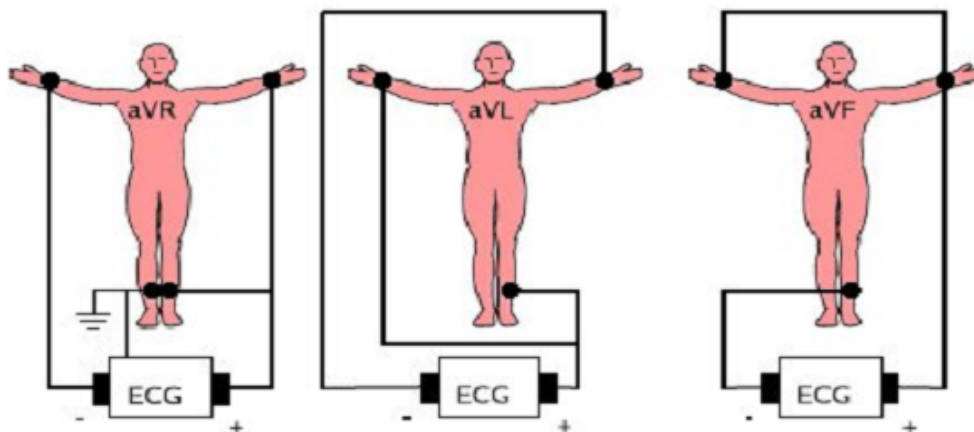


Figure I.5 : Les trois dérivations unipolaires augmentées : aVR, aVL et aVF

I-4-2 Les dérivations précordiales unipolaires :

En 1935, Kossman propose les dérivations unipolaires précordiales qui sont obtenues en plaçant des électrodes sur six positions de la partie antérieure de la poitrine gauche; ces dérivations (V1 à V6) mesurent la différence de potentiel entre la borne centrale de Wilson WCT et l'ensemble des positions spécifiques de la surface thoracique.

$$V_i = V_i - V_W(8)$$

$$i = 1 \text{ à } 6$$

Les électrodes sont placées de façon immuable comme suit:

V1 est placée sur le 4^{ème} espace intercostal droit, au bord droit du sternum.

V2 est placée sur le 4^{ème} espace intercostal gauche, au bord gauche du sternum.

V4 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne médio-claviculaire.

V3 est placée entre V2 et V4.

V5 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire antérieure.

V6 est placée sur le 5^{ème} espace intercostal gauche, sur la ligne axillaire moyenne [4].

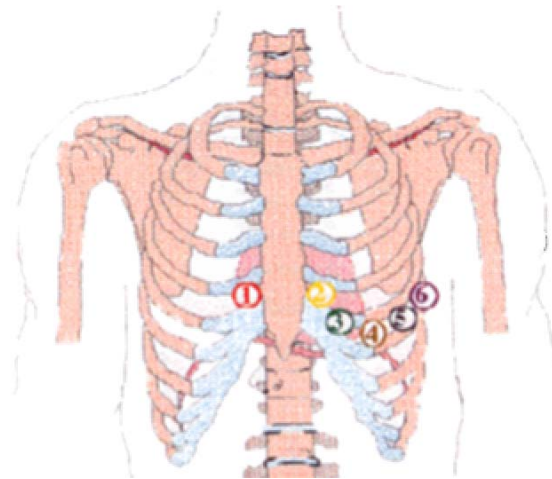


Figure I.6 :Les six dérivations unipolaires précordiales.

L'enregistrement de l'activité cardiaque s'effectue à partir de la région du cœur sur laquelle est placée l'électrode : V1 et V2 enregistrent l'activité du ventricule droit alors que V3 et V4 mesurent l'activité de la paroi intérieure et, V5 et V6 de la paroi latérale du ventricule gauche. Finalement ce système conventionnel standardisé explore la quasi-totalité du champ électrique cardiaque en offrant un ensemble cohérent de dérivations non redondantes ; la figure suivante montre les tracés ECG des différentes déviations.

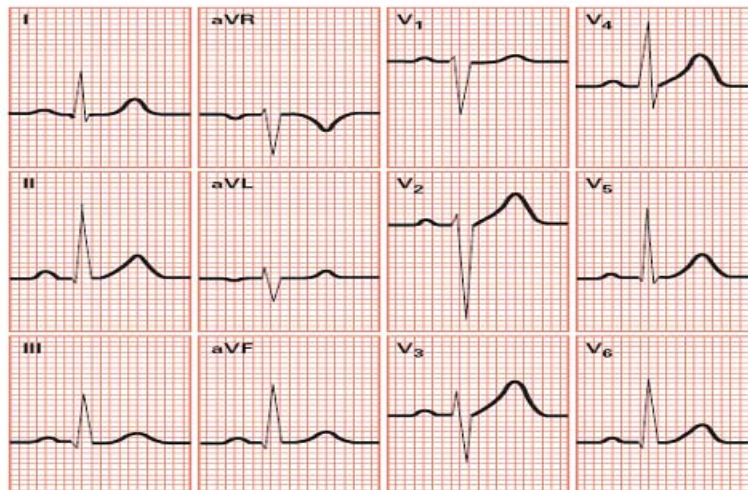


Figure I.7 : Les tracés ECG des différentes dérivations.

I-5 Interprétation d'un signal ECG normal :

Un cycle cardiaque normal est caractérisé par un spectre de fréquences distribuées au-dessous de 40-50 Hz et par des ondes et des intervalles de temps qui se répètent d'une manière quasi-périodique [2].

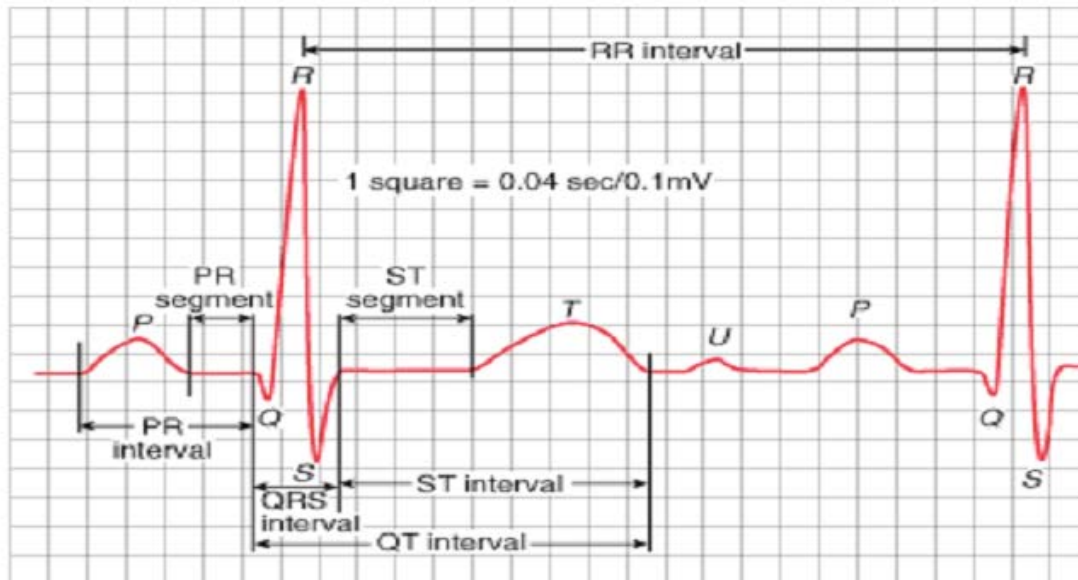


Figure I.8 : L'enregistrement ECG normal : les différentes ondes, intervalles et segments.

I-5-1 Ondes de l'ECG :

-Onde P :

L'onde P de l'ECG correspond à la dépolarisation des oreillettes, elle est toujours positive sauf pour la dérivation aVR; sa fréquence est entre 10 et 15 Hz.

-Complexe QRS :

Le complexe QRS correspond à une dépolarisation ventriculaire, qui est constitué de trois ondes :

L'onde R qui est l'onde positive, l'onde Q qui est la première onde négative précédant l'onde R et enfin l'onde S est la première onde négative après l'onde R.

Le spectre de fréquences du complexe QRS se trouve entre 10 et 50Hz.

-Onde T :

Elle exprime la repolarisation des ventricules, elle est toujours positive pour DI et DII et négative pour aVR.

-Onde T atriale :

Elle est masquée par l'onde QRS et correspond à la repolarisation des oreillettes; celle-ci est négative.

-Onde U :

Après l'onde T, un enregistrement ECG peut parfois présenter une onde de très basse amplitude dite l'onde U, elle est similaire dans la forme à l'onde P, et elle est souvent associée aux processus de repolarisation ventriculaire tardive.

I-5-2 Intervalles et segments de l'ECG :

Parmi les intervalles et les segments qui caractérisent le tracé ECG il y a :

-Intervalle PR :

Il mesure la distance entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS, Il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules ; sa durée normale est entre 0.12 et 0.2 secondes.

-Segment PR :

C'est la période temporelle comprise entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS, il représente le temps de transmission du front de dépolarisation par le nœud AV.

-Segment ST :

Il est compris entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T ;

Ce segment correspond au temps pendant lequel l'ensemble des cellules myocardiques sont dépolarisées.

-Intervalle QT :

C'est le temps entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T ; il représente une indication de la longueur des phases de dépolarisation et repolarisation ventriculaires.

-Intervalle PP :

Il mesure la durée du cycle des oreillettes, c'est un indicateur de la fréquence des oreillettes.

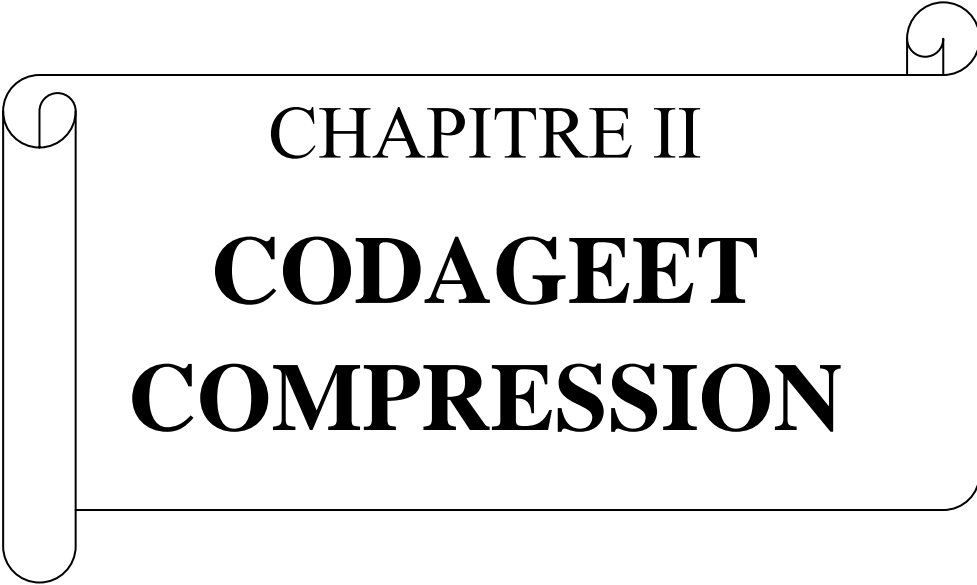
-Intervalle RR :

C'est la distance entre deux ondes R successives, c'est l'indicateur de la fréquence des ventricules.

Conclusion :

Dans ce chapitre on s'est intéressé particulièrement à l'anatomie du cœur et à son fonctionnement, les bases de l'activité électrique allant de la genèse du potentiel d'action aux caractéristiques de l'ECG ont été abordées.

Ces connaissances nous permettront donc de mieux appréhender les points essentiels de la compression du signal ECG, sans altération des données médicales utiles.



CHAPITRE II

**CODAGEET
COMPRESSION**

Introduction :

De nos jours la puissance des processeurs augmente plus vite que les capacités de stockage, il se pose alors le problème de mémoire pour le stockage des données, et aussi celui du temps pour les traiter par le processeur.

Donc, pour pallier ce manque, il est courant de réduire la taille des données; on procède alors par le traitement numérique des signaux.

La théorie de la compression propose des solutions en cherchant à réduire les redondances contenues dans les signaux; des techniques de compression sont d'usage répandu en traitement des signaux biomédicaux.

Notre étude concerne la compression du signal ECG, qui persiste aujourd'hui comme une nécessité à cause du développement fulgurant qu'a connu la télémédecine; et cela car cette compression permet une réduction du temps et du coût de la transmission des informations médicales à travers les systèmes de télécommunication, ainsi qu'une possibilité de stockage à long terme pour une analyse postérieure.

Dans la première partie de ce chapitre, nous présentons des notions fondamentales sur la théorie de l'information, où on explique les étapes de la numérisation des signaux, cette opération qui produit une grande quantité de données nous conduit à la compression.

La seconde partie de ce même chapitre est consacrée donc à la théorie de la compression, où une étude exhaustive sur les techniques de compression des signaux ECG est présentée ; ainsi que les critères d'évaluations de ces dernières sont abordés à la fin de ce chapitre.

II-1 Notions fondamentales sur la théorie de l'information :

II-1-1 L'information:

L'information présente un caractère essentiellement aléatoire, un événement aléatoire est par définition incertain, cette incertitude est prise comme mesure de l'information.

Une information sera donc définie par sa probabilité, autrement dit l'information est la mesure de l'incertitude calculée à partir de la probabilité de l'événement. Donc plus une information est incertaine plus elle est intéressante, et un événement certain ne contient aucune information.

De là, on peut définir la quantité d'information $I(x^i)$ comme suit :

$$I(x^i) = -\log_2 P_x(i). \text{ bits (9)}$$

P_x = probabilité d'information.

x^i = échantillons de l'information.

La notion d'information d'après *Claude Shannon* est nécessairement associée à la notion de redondance et à celle de bruit :

-Il y a des lettres voire des syllabes dans un mot qui sont inutiles, la théorie de Shannon appelle cela redondance.

-L'information chemine à travers un canal rencontre du bruit ; ce dernier est constitué par des perturbations aléatoires de toutes sortes qui tendent à brouiller le message.

II-1-2 Entropie :

L'entropie est une grandeur qui caractérise la quantité d'information moyenne d'un ensemble d'événements. Pour une variable aléatoire discrète X , avec n états possibles $1..n$, l'entropie notée H est définie comme suit:

$$H(x) = -\sum_{i=1}^n p_x(i) \log_2 p_x(i) \text{ bits/symbole (10)}$$

$P_x(i)$ = probabilité d'apparition.

Cette définition est utilisée pour numériser une source, elle sert à connaître sur combien de bits au minimum on peut coder un fichier, ce qui est très utile pour savoir quelle limite peuvent espérer atteindre les algorithmes de compression qui ne perdent pas d'information.

Exemple :

On s'intéresse au nombre de bits nécessaires au codage des données homme et femme dans une base de données lorsqu'il y a équiprobabilité des données. L'entropie vaut :

$$H=(1/2)*\log_2(2)+(1/2)*\log_2(2)=1$$

Dans ce cas le champ « sexe » de la base de données ne requiert qu'un seul bit d'information pour déterminer le sexe d'un individu.

II-1-3 La quantification :

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

Il existe deux types de quantifications :

On parle de *quantification scalaire* lorsque le dictionnaire est de dimension 1, c'est-à-dire ses valeurs sont des scalaires ; c'est la forme la plus simple de quantification.

Le cas où le dictionnaire est un espace de dimension supérieure à 1 (multidimensionnel) est appelé la *quantification vectorielle*.

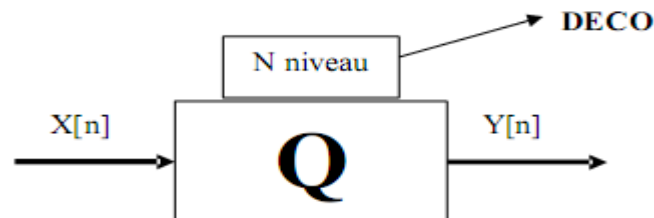


Figure II.9 :Un quantificateur type.

II-1-4 La distorsion :

La quantification dans un codage de source entraîne des pertes d'informations et comme la représentation décodée n'est pas nécessairement identique à l'originale, on caractérise cette dégradation par une mesure qu'on nomme distorsion ; cette dernière sert donc à mesurer la qualité ou la fiabilité de la reconstruction.

La distorsion D, est représentée par la mesure du carré de la distance euclidienne entre la valeur d'entrée et celle de sortie du quantificateur afin de juger la performance d'un système.

$$D(x, y) = (|x_i - y_i|^2). \quad (11)$$

On associe à la représentation encodée un débit (R) qui indique les ressources nécessaires à sa représentation ; pour un vecteur X de k échantillons on définit le débit par échantillon :

$$R = \frac{\text{Log}_2(N)}{k} \text{ bits.} \quad (12)$$

Tel que : N est le nombre lettre (niveaux) de quantification.

En théorie de l'information le but du concepteur d'un système de codage de source est de réaliser la plus grande compression (R petit) tout en garantissant une bonne fiabilité (D petite) il y a donc un compromis entre le débit et la distorsion, et qui se traduit par la courbe R(D).

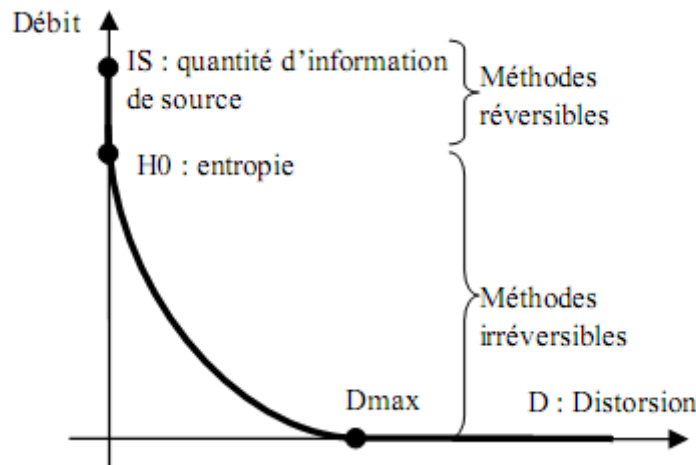


Figure II.10 : Le débit/ en fonction de la distorsion pour une source discrète [24].

II-2 Compression de données :

La compression de données est une opération de codage'est-à-dire changé la représentation de l'information en utilisant un algorithme particulier, dans le but de rendre la représentation compressée écrite en moins de bits que l'originale.

II-2-1 Les méthodes de compression :

La plupart des méthodes de compression visent à enlever la redondance présente dans l'information, de manière à diminuer le nombre de bits nécessaires à sa représentation.

Et à partir de la courbe débit/distorsion précédente, on distingue deux méthodes de compression :

II-2-1-1 La compression réversible (sans distorsion) :

Représentée par le segment confondu avec l'axe des ordonnées c'est-à-dire $D=0$, pour les débits supérieurs à H_0 (figII.10).

Ce type de compression est dit réversible car il y a autant d'information après la compression qu'avant, elle est seulement réécrite de manière à prendre moins de place ; elle est donc sans perte d'information.

Nous présentons ici quelques techniques :

1- Algorithme de Shannon-Fano :

C'est un algorithme statistique (ou entropique), son principe est d'accorder des codes plus courts pour des valeurs fréquentes et de réserver les codes les plus longs pour les valeurs moins fréquentes ; et cela en utilisant un code à longueur variable, le VLC (Variable Length Codes) préfixé.

Voici les étapes de cet algorithme :

1-Classer les symboles par ordre de probabilité décroissante.

2-On divise l'ensemble des symboles en deux sous-ensembles de telle sorte que les probabilités cumulées des éléments constituant chacun des deux sous-ensembles soient les plus proches ; et on attribue la valeur binaire "0" (resp. "1") aux éléments du sous-ensemble situé en haut (resp. en bas).

3-On procède de la même façon pour chaque partie résultante, et on s'arrête lorsque tous les sous-ensembles ne comportent plus qu'un élément [5].

Remarque : À une étape donnée, il peut exister deux choix possibles de regroupement d'éléments.

On va illustrer cela avec l'exemple suivant :

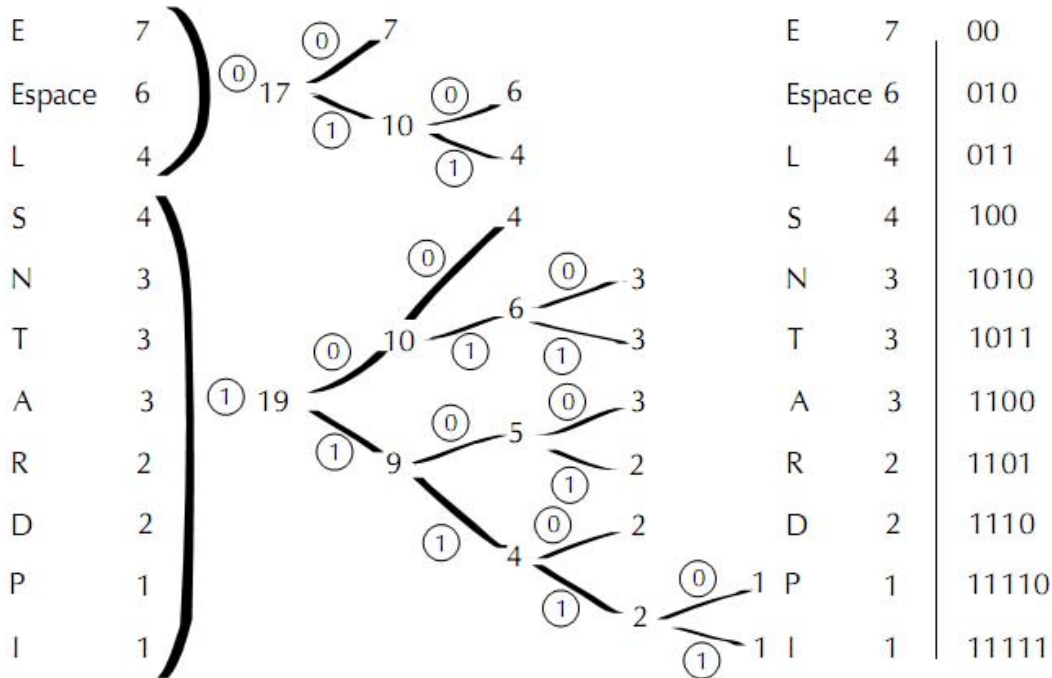
Supposons que nous voulions transmettre le message suivant :

LE PRESIDENT EST ENTRE DANS LA SALLE

Nous allons compter les occurrences des différents caractères de l'alphabet utilisés et les classer par fréquences décroissantes, nous obtenons la liste suivante :

E : 7, Espace : 6, L : 4, S : 4, N : 3, T : 3, A : 3, R : 2, D : 2, P : 1, I : 1.

En suivant les étapes citées ci dessus, on obtient le développement de calcul sous forme du schéma suivant :



FigureII.11 : Exemple de Shannon-Fano.

2-Codage de Huffman :

En 1952, Huffman à présenter un algorithme de compression de données à longueur variable, il est déterminé à partir de la probabilité d'apparition des symboles source ;

Cette technique procède à déposer les symboles individuellement, puis construire un arbre ; suivant un principe simple : tout d'abord classer les symboles dans l'ordre décroissant de probabilité d'occurrence, on associe à chaque fois les deux nœuds de plus faibles poids pour donner un nœud dont le poids équivaut à la somme des poids de ses fils jusqu'à n'en avoir plus qu'un, la racine; on associe le code 1 à la branche du poids le plus faible, et le code 0 à l'autre branche.

Pour obtenir le code binaire de chaque caractère, on remonte l'arbre à partir de la racine jusqu'aux feuilles en rajoutant à chaque fois au code un 0 ou un 1 selon la branche suivie [6].

On va illustrer ça avec l'exemple suivant :

Pour coder le mot « Teanuanua » où la probabilité des lettres est :

$p(a)= 0.33$, $p(n)=p(u)=0.22$, $p(t)=P(e)=0.11$.

Voilà l'arbre et le code résultant :

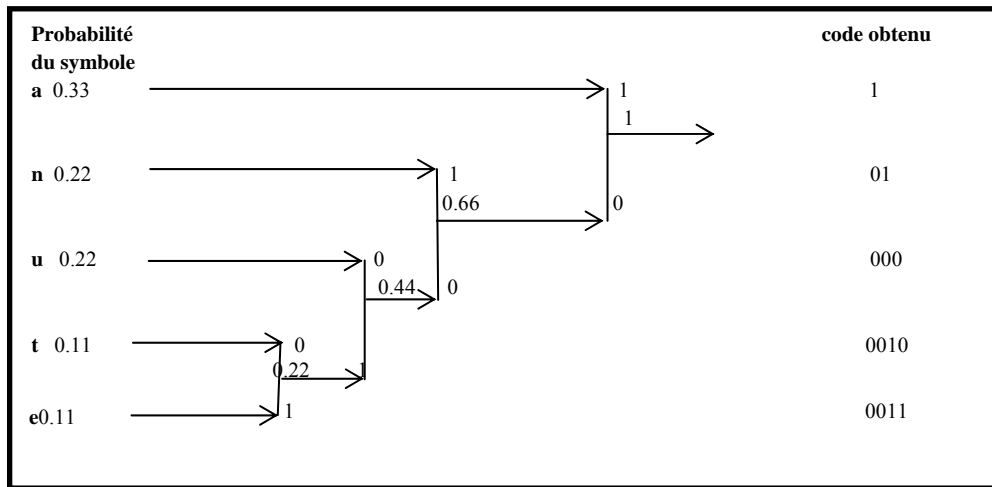


Figure II.12 : Exemple sur le codage de Huffman.

3-Méthode RLE (RunLengthEncoding):

Cette méthode de compression consiste à trouver et à éliminer les redondances des données. Dans un ensemble de données on trouve souvent des éléments identiques répétés plusieurs fois, il est donc plus efficace de coder cet élément et sa redondance que de coder unitairement chaque élément, c'est le principe de la RLE ; par exemple la séquences « 00001111111111 » et codée par « 0 /4. 1/9 ».

Cette technique présente l'avantage d'être peu difficile à mettre en œuvre et elle est efficace pour des données contenant peu de valeurs différentes et de longues répétitions, par contre elle est moins intéressante pour des données textuelles [7].

4-Méthode Lempel-Ziv-Welch (LZW):

Cette méthode consiste en un ensemble de techniques de compression qui utilise un dictionnaire dynamique qui contient des motifs du fichier traité; développé en 1977 par Abraham Lempel et Jakob Ziv, plusieurs versions ont été présentées.

Dans les années 80, Terry Welch modifia les LZ pour créer le Lempel-Ziv-Welch ou LZW; dont le principe est comme suit :

Soit un dictionnaire qui est initialisé avec les 256 codes de la table de l'ASCII étendu et, le code 000 reçoit l'indice 1, le code 001 reçoit l'indice 2,... le code 255 reçoit l'indice 256.

Au début, les deux premiers octets du fichier à compresser sont introduits dans un tampon,

Si la séquence d'octet se trouve déjà dans le dictionnaire, alors un nouvel octet est introduit dans le tampon, et on cherche à nouveau si cette nouvelle séquence existe ou non dans le dictionnaire. Mais 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 alors supprimé, et son indice est écrit dans le fichier qui reçoit les résultats de la compression [6].

Pour illustrer cela on va prendre l'exemple suivant :

Le texte qu'on souhaite compresser est "code codeur" et selon le code ASCII, cela équivaut à "099+111+100+101+032+099+111+100+101+117+114".

En suivant le principe ci-dessus, on obtient ce tableau :

Tampon	Dictionnaire	Fichier compressé
099+111	257 :099+111	100
111+100	258 :111+100	112
100+101	259 :100+101	101
101+032	260 :101+032	102
032+099	261 :032+099	33
099+111		le codeur précise que la chaîne suivante devra être codée sur 1 octet supplémentaire dans le dictionnaire
099+111+100	262 :099+111+100	257
100+101		le codeur précise que la chaîne suivante devra être codée sur 1 octet supplémentaire dans le dictionnaire
100+101+117	263 :100+101+117	260
117+114	264 :117+114	118
114		le codeur précise que le fichier à compacter est terminé

Tableau II.1 : Exemple sur la technique LZW.

II-2-1-2 La compression irréversible (avec distorsion) :

Représenté par la surface où le débit est inférieur à l'entropie (fig II.10); ce type de compression est dit irréversible car il dégrade l'information et nous ne permet pas de retrouver le signal original exact.

Ces techniques se divisent en trois groupes :

1-Méthodes directes :

Ces méthodes opèrent dans le domaine temporel ; voici quelques-unes :

1-1 La prédiction linéaire :

La compression par prédiction consiste à éliminer les échantillons redondants et qui peuvent être déduit, le principe donc est d'estimer l'échantillon actuel en fonction des échantillons précédents, sous une forme linéaire :

$$x_p[n] = \sum_{i=0}^n a_i * x[n - i] \quad (13)$$

Où les a_i sont les coefficients de prédiction, ils minimisent l'erreur de prédiction :

$$E_p = x - x_p \quad (14)$$

1-2 L'interpolation polynomiale :

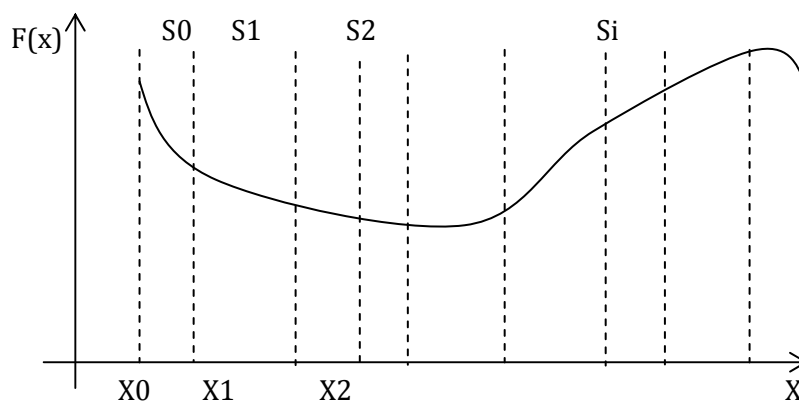
Cette technique de compression utilise des algorithmes qui décident qu'une information est redondante ou non par l'utilisation des valeurs précédentes et futures de l'information.

Parmi ces techniques on a la méthode de spline.

- **Méthode de spline :**

Dans cette méthode le signal est divisé en plusieurs intervalles avec un pas h et chaque intervalle est représenté par une fonction $S(x)$ généralement de degré inférieur à 3.

$x_{(i+1)}$ et x_i Sont les positions des échantillons i et $i+1$ (respectivement).



FigureII.13 : Interpolation par spline.

2-Méthodes indirectes (par transformée):

L'approche par transformation appliquée aux signaux permet de passer du domaine temporel à un autre domaine où la redondance a fortement diminué, voir disparue.

Les méthodes indirectes où par transformées ramènent les échantillons corrélés du signal original dans un espace où les données sont moins corrélées, ceci à travers la décomposition dans une base de fonctions orthogonales.

Le principe de cette compression consiste alors à une quantification qui s'applique sur des coefficients d'une transformée linéaire.

2-1 Transformée de Karhunen Loève (transformée optimale):

La transformée de Karhunen Loève est optimale dans le sens où l'on obtient la plus grande distribution de variances sur les axes et que l'énergie du signal est entièrement conservée, son principe consiste à minimiser l'erreur quadratique moyenne.

L'idée de la transformation est donc de réaliser un changement de base pour obtenir de nouveaux axes où l'information y est contenue de façon optimale.

Voici le principe de la KLT :

Soit deux vecteurs aléatoires $X=\{x(0),\dots,x(N)\}$ et $Y=\{y(0),\dots,y(N)\}$ dont les composantes sont des variables aléatoires ; les composantes de X sont corrélées entre elles et ceux de Y sont orthogonales (décorrélées et à valeur moyenne nulle).

Posons $Y=U^T X$ (ou $X=UY$), et $R_x=E[XX^T]$ est la matrice d'autocorrélation engendrée par X , et qui est symétrique.

La matrice de KL réduisant R_x à sa forme diagonale, s'exprime par $U=(u_1 \dots u_k)$, où les vecteurs u_i sont les vecteurs propres normalisés de la matrice R_x .

$$E[YY^T]=E[U^T XX^T U]=U^T E[XX^T] U=U^T R_x U= \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_2 & \dots & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & \dots & \lambda_N \end{bmatrix}$$

Les λ_i sont égales aux variances des composantes transformées.

Les composantes du vecteur transformé Y sont orthogonales car la matrice $E[YY^T]$ se réduit à une matrice diagonale d'éléments λ_i .

La transformée KLT dépend des statistiques du signal (si on ignore le modèle stochastique du signal on ne peut pas l'utiliser), aussi elle ne se prête pas à un calcul rapide et qui est très coûteux ; cela a fait que cette transformée reste réservée uniquement aux études théoriques [8].

2-2 Transformées spectrales (quasi-optimales) :

Ce type de transformée nous permet d'observer la répartition fréquentielle d'un signal; et de remarquer que l'énergie des coefficients transformés décroît rapidement avec leur rang ;par exemple pour un signal concentré autour d'une fréquence f , tous les coefficients de cette transformée qui représentent la partie proche de cette fréquence sont forts et ils diminuent au fur au mesure que l'on s'éloigne de cette fréquence donc toute l'énergie de ce signal est concentrée dans ces coefficients ; d'où l'appellation de transformations quasi-optimales c'est en terme de *concentration d'énergie* sur un nombre réduit de coefficients et de *forte décorrélation* de ces derniers.

Étant donné que ce sont les premiers harmoniques qui contiennent la quasi-totalité de l'énergie, il est donc possible d'éliminer les plus petits coefficients en les remplaçant par des zéros.

2-2-1 Transformation Discrète de Fourier (TFD) :

La transformée de Fourier est parmi les premières transformations utilisées pour l'étude du signal dans le domaine fréquentiel, elle permet de le décomposer en sommation de fonctions ou d'éléments de sinusoïdales à plusieurs fréquences.

Elle est définie par :

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k)e^{-j2\pi nk/N} \quad (15)$$

Et la transformée inverse s'écrit :

$$X(k) = (1/N) \sum_{n=0}^{N-1} X(n)e^{j2\pi nk/N} \quad (16)$$

Les coefficients obtenus sont seuillés, c'est-à-dire on met à zéro ceux qui sont inférieurs à un seuil choisi.

Les coefficients de Fourier de hautes fréquences (mis à zéro) sont rejetés, et ce sont les coefficients de basses fréquences qui sont utilisés pour la reconstruction.

Mais cette transformée présente certains inconvénients :

-Les coefficients sont complexes.

-La perte d'information dans le domaine temporel.

Afin de corriger ces problèmes, il est possible de se limiter à une petite section du signal en temps, donc faire un fenêtrage, cette technique est appelée Transformée de Fourier à fenêtre glissante ou Short-Time Fourier Transform STFT.

Cette dernière a l'avantage de fournir des informations sur les deux domaines temporel et fréquentiel; mais la précision est limitée par la taille fixe de la fenêtre utilisée.

2-2-2 Transformation Discrète en cosinus (DCT):

La transformée DCT provient d'une TFD modifiée, elle décompose le signal en une sommation de cosinus à différentes fréquences discrètes, elle permet d'obtenir des coefficients plus petits que ceux obtenus avec une TFD; et ses coefficients sont réels.

La TCD d'un vecteur x de longueur N donne un autre vecteur y de N coefficients, elle est définie pour $k=1,2,\dots,N$ par :

$$y(k)=w(k)\sum_{n=1}^N x(n)\cos [\pi(2n - 1)(k - 1)/2N] \quad (17)$$

La Transformée en Cosinus Discret est utilisée fréquemment grâce à ses performances proches de celles de la transformée de Karhunen-Loève; La technique consiste en les étapes suivantes: - Effectuer le développement en TCD du signal et retenir les coefficients prépondérants.

- Réaliser la TCD inverse à partir des coefficients retenus.

À la reconstruction, on ignore les coefficients inférieurs à un seuil donné.

2-3 Transformées quasi spectrales :

Ces transformations ne sont pas optimales au sens de la concentration de l'énergie du signal dans une faible proportion de coefficients, mais elles ont l'avantage de la simplicité des calculs ; la compression par ces transformées consiste à utiliser des fonctions comme base orthogonale de décomposition ; parmi ces fonctions on a celles de Walsh.

Ces dernières ne prennent que deux valeurs 1 ou -1 et changeant de signe k fois dans un intervalle ouvert $0 < t < T$, donc pour transformer le signal, il suffit d'additionner ou de soustraire des échantillons selon une suite particulière [3].

Les fonctions de Walsh sont décrites par l'expression algébrique suivante :

$$w(k, t) = \prod_{i=0}^{r-1} \text{sign}[\cos^{k_i}(2^i \pi) t] \quad (18)$$

Avec : $r = \text{Partie Réelle}(\log_2(k) + 1)$, $k = \text{indice de la fonction de Walsh}$, $k_i = \text{le } i \text{ ieme bit du nombre } k \text{ écrit en binaire}$.

Les coefficients de Walsh sont obtenus par :

$$C(k) = \sum_{n=0}^{N-1} s(n) \text{Wal}(k, n) \quad (19)$$

Avec $k = 0, 1, \dots, N-1$.

N : est le nombre d'échantillons contenus dans le signal

$s(n)$: sont les valeurs des échantillons du signal.

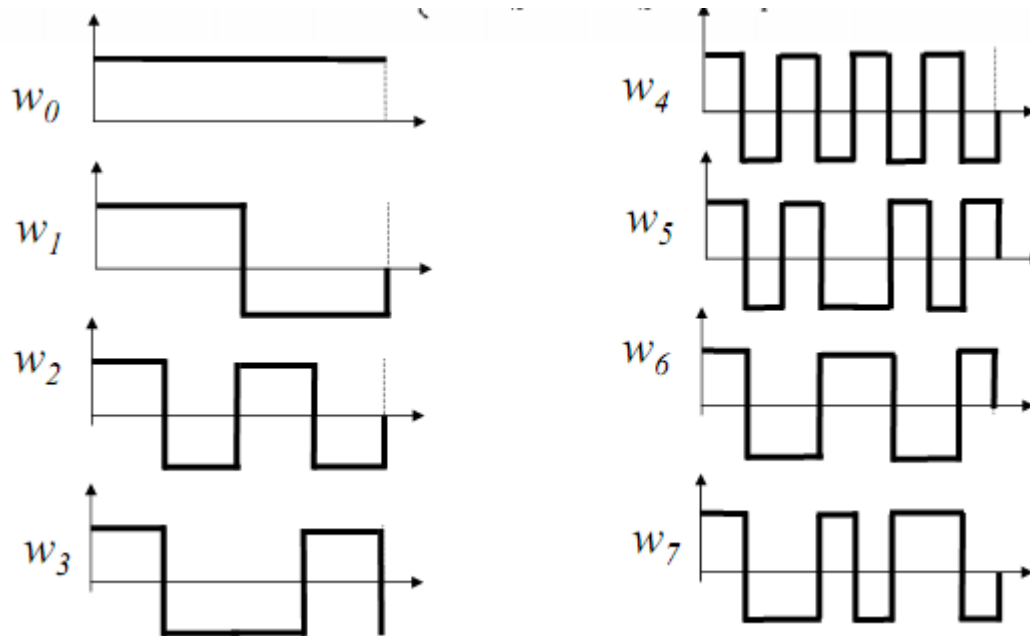


Figure II.14 : Fonction de Walsh.

2-4 Transformée par ondelettes :

La transformée par ondelettes est une technique qui utilise un fenêtrage avec des dimensions variables, elle permet l'utilisation de longs intervalles de temps quand on veut plus de précision sur l'information basse fréquence, et de petits intervalles pour l'information haute fréquence : c'est l'approche multi-résolutionnelle, mais elle utilise le domaine temps-échelle; cette technique consiste alors à décomposer le signal en plusieurs sous-bandes.

Cette décomposition a pour but de représenter le signal à l'aide des composantes spectrales moins corrélées que les échantillons du signal eux-mêmes, et d'autre part de concentrer l'énergie du signal sur un petit nombre de composantes [2] .



Figure II.15 :La transformée en ondelettes.

Une ondelette est donc une onde avec une durée limitée qui partage le signal en des versions décalées et réduites de l'ondelette mère.

Il existe deux types de transformée par ondelettes : continue et discrète.

2-4-1 Transformée en ondelettes continue CWT:

La transformée en ondelette continue est la somme continue sur tout l'intervalle du temps du signal $x(t)$ multiplié par les versions de la fonction mère $\psi(\tau, a)(t)$:

$$CWT(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \Psi_{a,b}(t) dt = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (20)$$

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (21)$$

Où : 'a' détermine le facteur d'échelle. et 'b' détermine le temps.

Le facteur d'échelle 'a' exprime la compression de l'ondelette, si 'a' est petit alors l'ondelette sera de plus en plus compressée et la portion à comparer avec le signal sera petite (hautes fréquences), et inversement, si a est grand la portion du signal à étudier sera grande (basses fréquences).

2-4-2 Transformée en ondelettes discrète DWT :

La DWT utilise des filtres miroirs en quadrature passe-bas et passe-haut en cascade; le principe consiste à décomposer le signal d'entrée à chaque étape en deux composants :

Basses fréquences qui sont l'allure générale du signal, et hautes fréquences qui représentent les détails de ce signal [9].

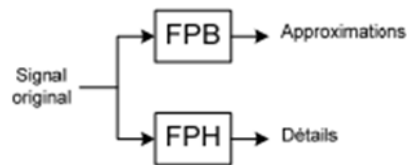


Figure II.16 : Décomposition en ondelettes.

2-5 Transformées Polynomiales :

La compression par modélisation polynomiale réside dans les étapes suivantes:

-Segmentation :

Cette phase repose sur la division du signal en plusieurs segments d'après les zones d'intérêt auquel on est intéressé, donc ça revient à le fenêtrer, mais afin de déterminer la position de ces fenêtres, il est nécessaire avant ça de situer la position d'une ou plusieurs zones de ce signal.

-Décomposition :

On décompose les fenêtres obtenues après segmentation dans une base polynomiale de fonctions orthogonales.

-Compression :

Chaque segment est composé d'un grand nombre d'échantillons, en représentant chaque segment par un minimum de coefficients produits par la décomposition ; on réalise la compression [3].

3-La quantification vectorielle :

Le principe de la quantification vectorielle est d'approximer le signal d'amplitude continue par un signal d'amplitude discret, elle permet de passer d'un espace vectoriel multidimensionnel à un sous-espace discret de plus petite dimension, cette diminution de dimensions permet ainsi de réduire la taille des données, et donc compresser.

Cette quantification a pour rôle d'associer chaque vecteur d'entrée x de dimension K un vecteur $y=Q(x)$ de même dimension appartenant à un ensemble fini Y appelé DICTIONNAIRE de taille finie N , la quantification se subdivise en deux parties:

le codeur et le décodeur [10].

-Codeur :

Le codeur permet de chercher dans le dictionnaire Y le code vecteur y_j qui a la moindre distance euclidienne du vecteur d'entrée x , et on transmet ou on ne stocke que l'adresse du code vecteur y_j . C'est à ce niveau donc que s'effectue la compression.

-Décodeur

Le rôle de décodeur est de décompresser le signal reçu, il associe à chaque indice reçu un vecteur y grâce à un dictionnaire qui est le même que celui utilisé dans le codeur.

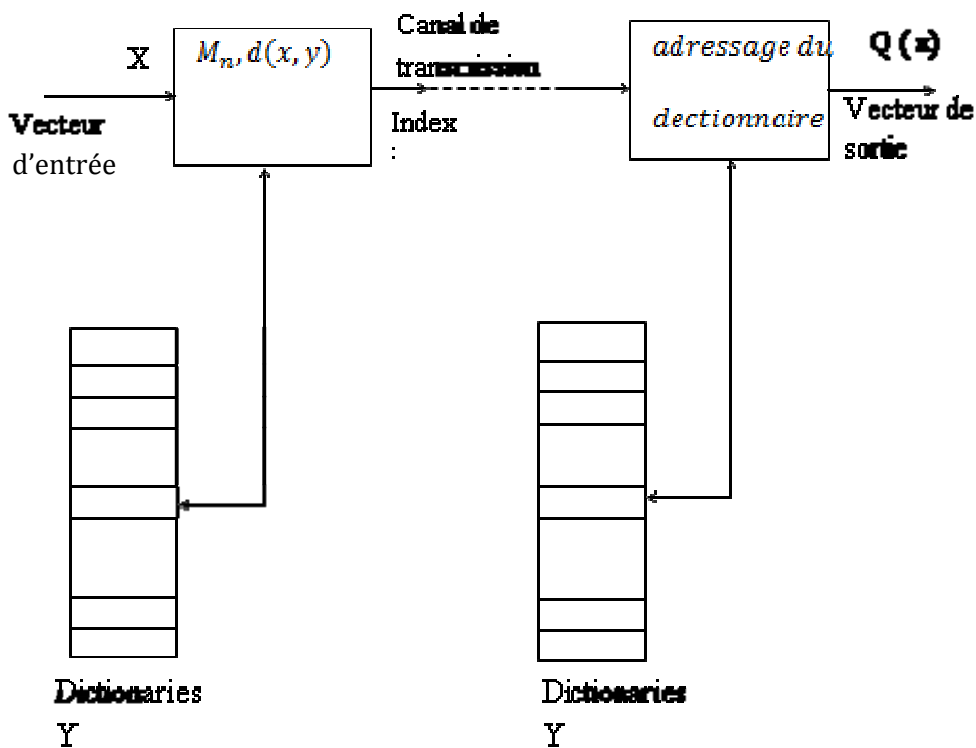


Figure II.17 : Principe de la quantification vectorielle.

II-3 Evaluation de la compression :

Pour la mesure des performances des algorithmes de compression, on prend en considération les critères suivants :

II-3-1 Le Taux de Compression (CR):

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.

$$CR = \frac{\text{Nbre de bits signal original}}{\text{Nbre de bits signal compressé}} \quad (22)$$

II-3-2 Les pourcentages de la puissance d'erreur (PRD):

Il représente le pourcentage de l'erreur de compression, c'est une mesure de distorsion (distance relative) entre le signal original et le signal reconstruit ; donnée par trois différentes expressions :

$$PRD1 = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x} - P)^2}} \% \quad (23)$$

$$PRD2 = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - P)^2}} \% \quad (24)$$

$$PRD3 = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}{\sum_{i=1}^N (x_i)^2}} \% \quad (25)$$

Où :

N : est le nombre des échantillons que contient le signal.

x_i : sont les échantillons du signal original.

y_i : sont les échantillons reconstruits après décompression.

Moyen : c'est la moyenne du signal ECG original.

P : c'est une valeur de référence telle que $P=5mV$, elle a été ajoutée lors de l'enregistrement des signaux ECG [11].

Pour notre cas, dans la compression de l'ECG, un autre critère très important doit être cité :

II-3-3L'inspection visuelle :

Puisque le cardiologue n'utilise que ses yeux pour évaluer le signal ECG lors d'un diagnostic, cette validation visuelle est alors un facteur important qui nous informe sur l'influence du processus de compression sur la morphologie du signal.

Conclusion :

L'enregistrement, le stockage et la transmission des signaux ECG sont des procédures complexes ; c'est pour cela que de nombreuses méthodes de traitement du signal ont été mises en œuvre spécifiquement pour l'ECG.

Dans ce chapitre, nous avons expliqué l'utilité et le besoin de l'une de ces méthodes du traitement de l'ECG, qui est la compression ; ce qui nous a mené à explorer, ne serait-ce que brièvement les multiples méthodes de compression.

Nous avons distingué, selon une catégorisation compacte, les méthodes de compression sans perte et celles avec perte.

Dans la catégorie des méthodes de compression sans perte, les données sont restaurées sans aucune altération. Ce type de compression est évidemment le plus désiré, mais les taux de compression associés sont toujours modestes.

Dans la seconde catégorie, une marge de tolérance associée à l'erreur de reconstruction est précisée; ce mode de compression est accepté par une large gamme de données, tels que les signaux biomédicaux.

Finalement nous avons vu que plus des critères généraux d'évaluation des algorithmes de compression, l'inspection visuelle du signal ECG reconstruit est indispensable afin de s'assurer de sa validité clinique.



CHAPITRE III

COMPRESSION

DE L'ECG

Introduction :

Le codage et la compression du signal ECG sont importants afin de pouvoir les utiliser dans différentes applications, comme le stockage dans des bases de données des patients, la transmission sur les lignes téléphoniques, ... etc.

Les efforts des chercheurs ont été, donc, concentrés sur l'élaboration de techniques performantes pour la compression du tracé ECG.

Dans ce chapitre, nous présentons l'application d'une nouvelle méthode de compression sur le signal ECG, la quantification codée par treillis avec ses deux approches scalaires et vectorielles (la TCQ & la TCVQ).

Notre objectif principal est d'avoir un meilleur taux de compression ; avec une erreur de reconstruction minimale.

III-1 Pourquoi la TCQ ?

La TCQ est une méthode de quantification scalaire organisée selon une représentation en treillis. Nous avons choisi de l'appliquer sur l'électrocardiogramme, car nous savons qu'elle présentera une bonne compression, et cela grâce à sa structure en treillis ; et afin de pouvoir adapter cette méthode à l'ECG, nous avons utilisé plusieurs techniques se basant sur la morphologie de notre signal, ces dernières seront présentes ci-dessous.

III-2 Représentation en treillis :

Un treillis est formé de nœuds reliés par des branches : les nœuds représentent les différents états du codeur possibles, les branches représentent les différentes transitions possibles d'un nœud à un autre (ou d'un état du codeur au suivant) lors de l'arrivée d'un bit d'entrée.

Ce diagramme en treillis permet donc de visualiser en fonction du temps les évolutions de l'état du codeur [12].

III-3 Présentation générale :

III-3-1 Principe de la Quantification Codée en Treillis :

La TCQ est une méthode de quantification scalaire organisée au sein d'un treillis proposée par Fischer et Marcellin, où le quantificateur est doté d'un dictionnaire (alphabet) structuré, et

d'un algorithme de recherche qui implique un faible nombre d'opérations par échantillon, et a pour rôle de trouver les transitions qui minimisent la distorsion [13].

Cette technique est basée sur l'idée du partitionnement qui consiste à partitionner un dictionnaire initial en sous dictionnaires complémentaires de même taille associés aux transitions entre les différents états qui construisent le treillis [14].

Ainsi pour coder une séquence d'échantillons avec la TCQ :

-le codeur consiste à trouver pour chaque échantillon en entrée, l'échantillon le plus proche qui se trouve dans le dictionnaire, la notion de proximité a été modélisée par la distance euclidienne ; on utilise l'algorithme de Viterbi pour calculer toutes les distorsions à travers le treillis et trouve le chemin optimal correspondant à la distance minimale.

Puis il faut attribuer un code binaire (0 ou 1) à chaque transition qui constitue le chemin optimal choisi par l'algorithme, ce code représente l'indice à stocker où à transmettre.

-le décodeur dispose d'une réplique du dictionnaire, et consulte celui-ci pour fournir l'échantillon le plus proche à partir de l'indice reçu ; le décodeur réalise donc l'opération de décompression.

La figure suivante représente un treillis avec 4 sous dictionnaires D_0, D_1, D_2, D_3 , elle montre le code binaire attribué à chaque transition qui existe entre les différents états de ce treillis.

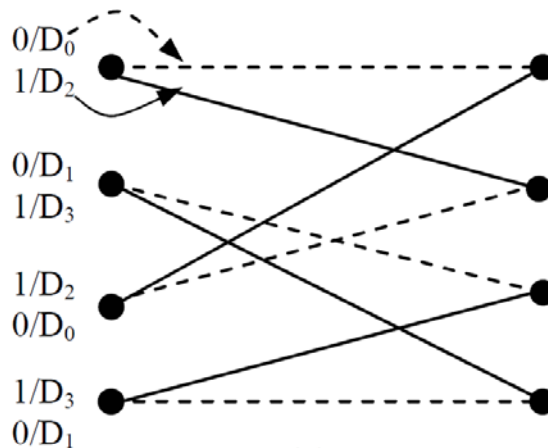


Figure III.18 : Treillis 4 états avec 4 sous dictionnaires.

On va illustrer cette technique avec l'exemple suivant :

Pour le codage de la séquence d'échantillons ($x_0 = 2, x_1 = -2, x_2 = 3$) avec le dictionnaire ($D_0 = -3, D_1 = -1, D_2 = 1, D_3 = 3$).

Le calcul de distorsion à chaque transition dans le treillis se fait comme suit:

$$d = (x_j - D_i)^2 \quad (26)$$

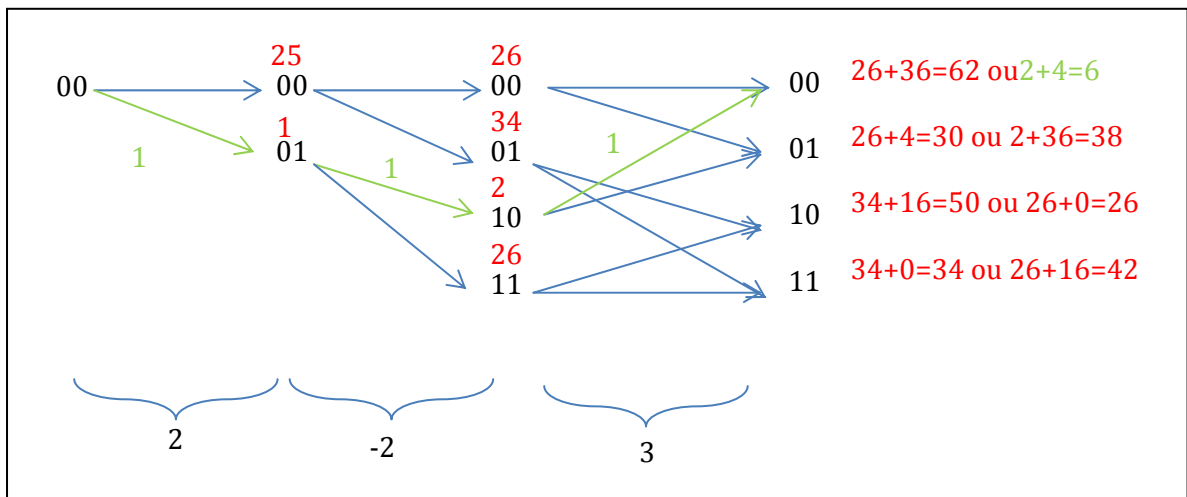


Figure III.19 : Exemple sur le codage par treillis.

Donc l'indice à transmettre est « 111 ».

Bien que les performances du TCQ sont proches de la limite théorique de la courbe Débit /Distorsion, des améliorations sont toujours possibles en généralisant sa structure au cas vectoriel.

III-3-2 Principe de la Quantification Vectorielle Codée par Treillis :

La TCVQ du vecteur d'entrée x produira en sortie l'indice i de son meilleur représentant \hat{x}_i choisi dans le dictionnaire.

Cette structure est similaire au TCQ, avec une augmentation de la complexité des calculs qui est due à la recherche de vecteurs.

L'avantage apporté par la TCVQ, est qu'au lieu de coder chaque échantillon par un bit (cas de la TCQ), il faut coder chaque vecteur de N dimensions par un bit ; ce qui signifie qu'il y'aura une augmentation du taux de compression [23].

III-4 Techniques adaptées au TCQ :

Comme cela a été dit précédemment, nous avons choisi d'utiliser certaines techniques afin d'adapter la TCQ à l'ECG ; ces dernières seront expliquées dans ce qui suit :

III-4-1 Quantificateur à plusieurs dictionnaires :

Après la visualisation du signal ECG, on constate que l'utilisation d'un seul dictionnaire pour quantifier tous les échantillons n'est pas suffisante, alors on partage l'ECG en plusieurs parties pour pouvoir quantifier chacune avec un dictionnaire différent.

La figure ci dessous symbolise un quantificateur qui utilise divers dictionnaires :

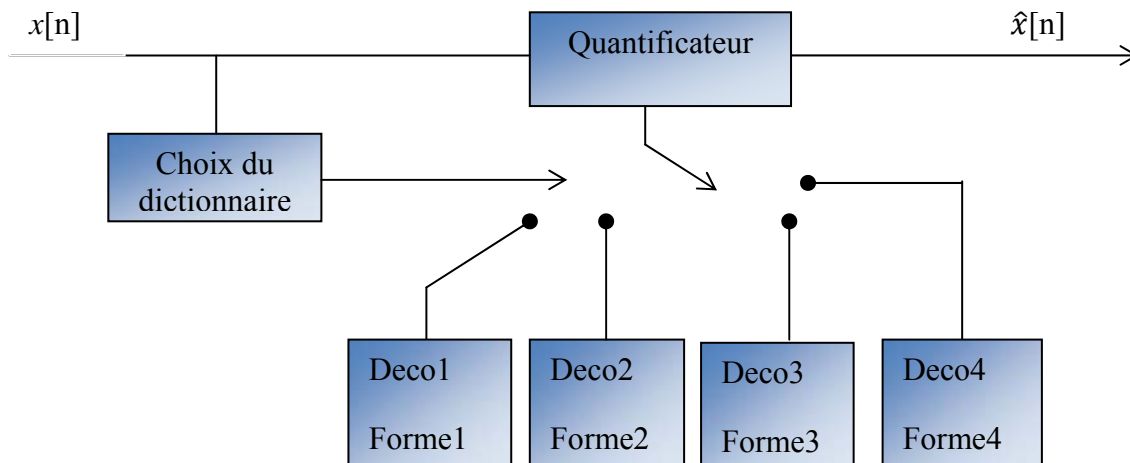


Figure III.20 : Quantification à plusieurs dictionnaires.

III-4-2 Choix du dictionnaire :

A partir du principe de la TCQ et la TCVQ, il est aisé de se rendre compte de l'importance du dictionnaire utilisé lors des opérations de codage et de décodage.

L'utilisation d'un quelconque dictionnaire conduit à une erreur de compression considérable et donc une mauvaise qualité du signal reconstruit ; et encore plus pour notre application sur l'ECG qui nécessite plusieurs dictionnaires.

L'intérêt d'un tel dictionnaire étant limité ; se pose alors la nécessité d'avoir un dictionnaire optimal permettant de minimiser l'erreur de compression et restituer le signal avec une bonne qualité.

De nombreux algorithmes de génération du dictionnaire ont été proposés, dans notre travail nous avons sélectionné l'algorithme de K-MEANS pour optimiser nos dictionnaires, dont le principe est expliqué ci-dessous :

- **L'algorithme de K-MEANS :**

L'algorithme de K-MEANS ou de partitionnement de donnée a été proposé par MacQueen (1967) et repose sur la méthode de Forgy (1965).

C'est une méthode qui a pour but de diviser des observations en K partitions (classes) disjointes, dans lesquelles chaque observation appartient à la partition avec la moyenne la plus proche.

L'algorithme procède en deux étapes : dans la première phase, on réassigne tous les points au centroïde le plus proche ; et dans la deuxième phase, on recalcule les centroïdes des classes qui ont été modifiés.

Les deux phases sont itérativement répétées jusqu'à ce qu'un critère d'arrêt soit atteint (par exemple, si aucune modification n'a eu lieu, ou si le nombre maximum d'itérations a été atteint).

Les principaux problèmes de l'approche des k-MEANS, sont l'influence de la partition initiale (qui est souvent choisie de façon aléatoire), et le choix du paramètre K qui n'est pas toujours évident [15].

Le choix des centres initiaux est également problématique puisqu'il influence la partition initiale. Dans notre algorithme, nous avons opté pour une approche sur le choix de ces centres initiaux, qui consiste à faire un clustering (regroupement) préliminaire sur 10% de toutes les observations (points).

Le principe de k-means peut être illustré par un exemple simple représenté dans la figure suivante, et qui montre le regroupement des points autour du centroïde le plus proche sur plusieurs classes.

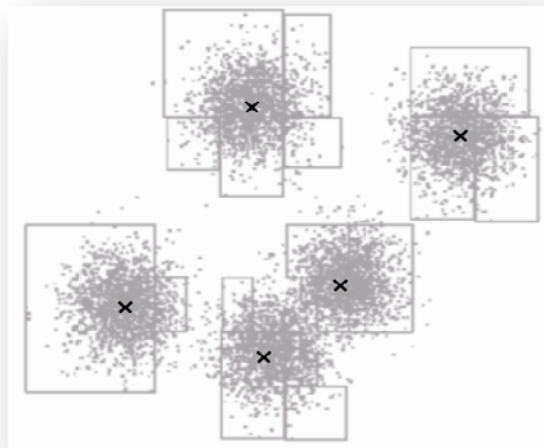


Figure III.21 : Exemple sur le résultat de l'algorithme de K-MEANS.

III-4-3 Prétraitements de l'ECG :

Le prétraitement consiste à améliorer le signal ECG ; la finalité de cette étape est d'atténuer, ou, au mieux d'éliminer les bruits présents dans l'ECG.

Ces différents bruits associés au signal ECG peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique, il est donc important de savoir quels types de bruit peuvent intervenir afin de les traiter.

Les conditions d'enregistrement de l'ECG font que le signal est nécessairement bruité par des processus autres que cardiaques, ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration, ...) ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode, ...) [16].

Dans notre travail, nous avons choisi un filtrage par ondelettes, puisqu'elles sont les plus conformes pour le signal ECG.

III-4-4 Segmentation du signal ECG:

Pour pouvoir segmenter le signal ECG correctement, il est nécessaire de connaître les positions des ondes caractéristiques de celui-ci. Dans notre cas on s'est basé sur les positions des pics R ainsi que les durées standards des ondes et segments qui définissent l'ECG. A partir de ça, on a partagé chaque cycle cardiaque (intervalle R-R) de l'ECG en 14 morceaux (paquets), chaque morceau est une partie d'une onde ou d'un segment qui détermine l'ECG.

Les 14 paquets sont définis comme suit :

- P1: les échantillons entre le maximum du pic R et sa moitié pour chaque cycle de l'ECG.
- P2: les échantillons entre la moitié du pic R et le minimum de l'onde Q pour chaque cycle.
- P3: les échantillons entre le minimum Q et la fin de l'onde Q pour chaque cycle.
- P4: les échantillons entre la fin de l'onde Q et avant l'onde T pour chaque cycle.
- P5: les échantillons entre avant l'onde T et le début de l'onde T pour chaque cycle.
- P6: les échantillons entre le début de l'onde T et le maximum de l'onde T pour chaque cycle.
- P7: les échantillons entre le maximum de l'onde T et la fin de l'onde T pour chaque cycle.
- P8: les échantillons entre la fin de l'onde T et le début de l'onde P pour chaque cycle.
- P9 : les échantillons entre le début de l'onde P et le maximum de l'onde P pour chaque cycle.
- P10 : les échantillons entre le maximum de l'onde P et la fin de l'onde P pour chaque cycle.
- P11 : les échantillons entre la fin de l'onde P et le début Q pour chaque cycle.
- P12 : les échantillons entre le début de l'onde Q et son minimum pour chaque cycle.
- P13 : les échantillons entre le minimum Q et la moitié du pic R pour chaque cycle.
- P14 : les échantillons entre la moitié de R jusqu'à le maximum du pic R pour chaque cycle.

Par la suite, nous avons défini un vecteur qui regroupe tous les morceaux de tous les cycles du signal ECG.

Une telle segmentation de l'ECG, va nous permettre d'utiliser plusieurs dictionnaires pour la TCQ (ou TCVQ), puisque on va attribuer à chaque paquet son propre dictionnaire.

La figure suivante représente un cycle cardiaque de l'ECG segmenté en 14 paquets, comme il a été expliqué ci-dessus :

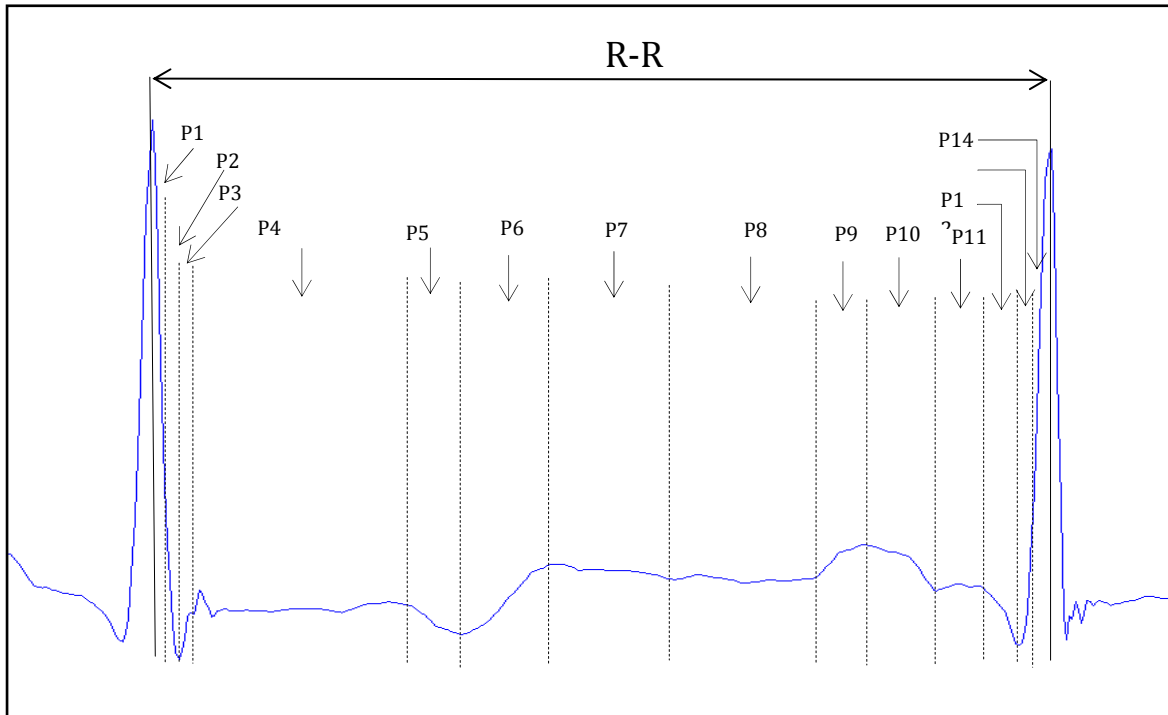


Figure III.22 : Segmentation de l'ECG par paquets.

III-4-5 Optimisation du treillis :

Chaque dictionnaire optimisé par l'algorithme de K-Means est constitué de quatre sous-dictionnaires (scalaire ou vecteur). Pour avoir le treillis optimal, il a fallu faire pour chaque dictionnaire toutes les permutations possibles entre ses sous-dictionnaires et trouver donc les positions de ces derniers donnant une erreur minimale.

III-4-6 L'algorithme de Viterbi :

L'algorithme de Viterbi est une application de la programmation dynamique, sa description est faite dans le cadre du décodage à maximum de vraisemblance. Il permet d'élaguer le treillis à chaque étape, pour trouver le chemin le plus proche (le plus vraisemblable) de la séquence reçue.

Ce qui revient donc à calculer les métriques de toutes les branches du treillis, faire des comparaisons entre elles et garder celles qui représentent le chemin optimal [17].

III-4-7 Dé-bruitage du signal :

Après reconstruction, le signal est bruité en hautes fréquences, alors pour améliorer la qualité de restitution et diminuer l'erreur il faut supprimer ce bruit.

Il existe une multitude de manières pour dé-bruiter un signal, parmi celles-ci il y a les ondelettes qui sont bien adaptées pour le dé-bruitage de l'ECG grâce à leurs propriétés, tel que le découpage du spectre en sous-bandes et puisqu'elles permettent d'estimer le degré de la qualité du filtrage.

On utilise donc un seuillage pour éliminer les détails (hautes fréquences) et garder les basses fréquences [18], [19].

III-5 Compression de l'ECG par la Quantification Codée en Treillis :

III-5-1 Méthode scalaire sans segmentation de l'ECG :

Dans cette méthode, on teste l'amplitude de chaque échantillon de l'ECG, ce qui fait qu'ils sont dans différents intervalles d'amplitude, afin de pouvoir utiliser plusieurs dictionnaires dans le but d'une bonne reconstruction du signal, ce qui nous mène alors à coder ces dictionnaires et donc transmettre l'indice qui représente le chemin optimal à travers le treillis ainsi que les codes des dictionnaires.

Nous résumons l'essentiel de cette procédure dans l'organigramme suivant, où N représente le nombre d'échantillons à tester:

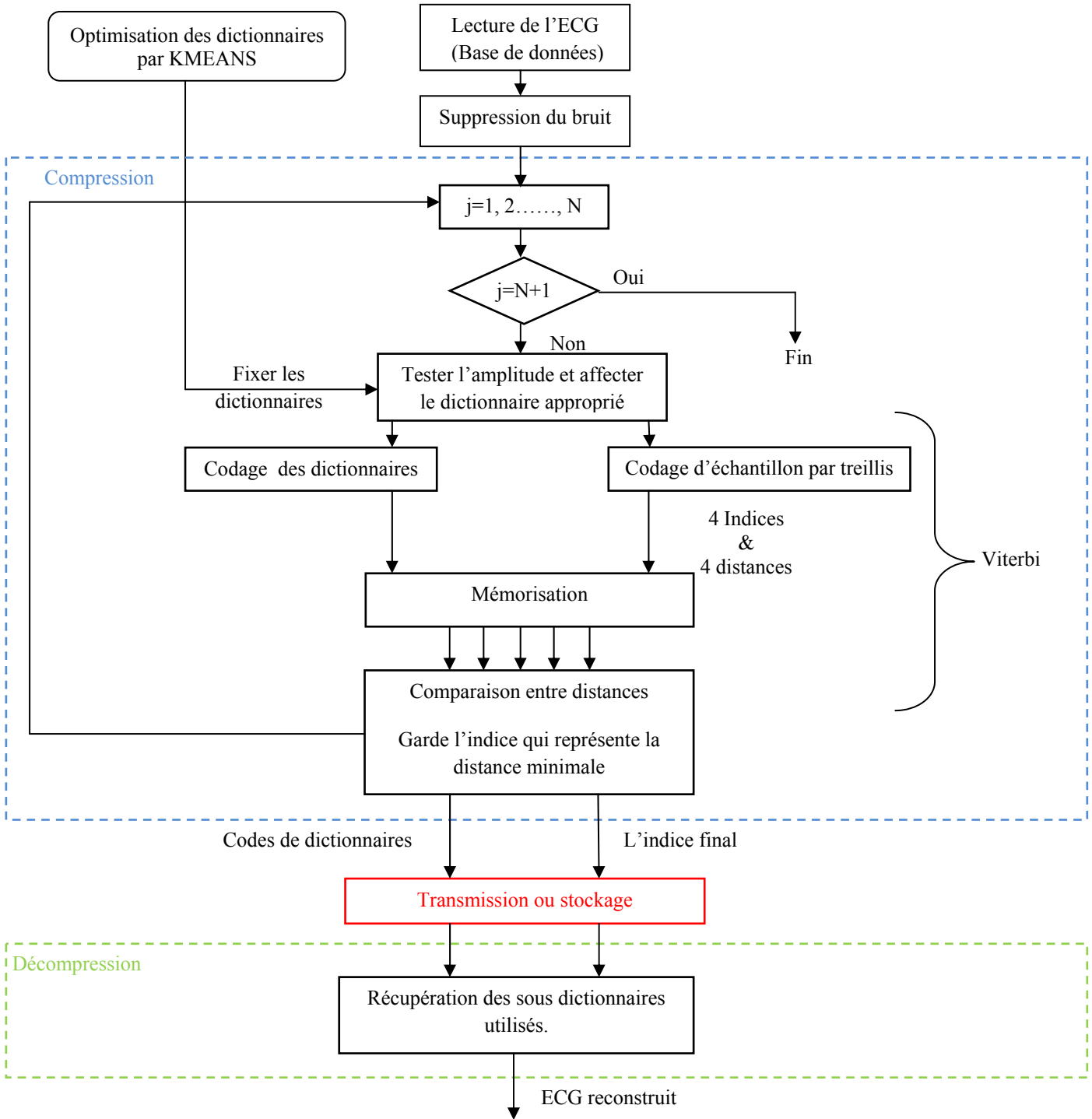


Figure III.23 : Organigramme de l'algorithme TCQ sans segmentation de l'ECG.

III-5-2 Méthode scalaire avec segmentation de l'ECG:

Dans cette méthode, on segmente l'ECG par paquets en suivant la morphologie de ce signal, afin de pouvoir affecter à chaque onde et à chaque segment un dictionnaire convenable.

L'organigramme suivant détaille les étapes de cette technique :

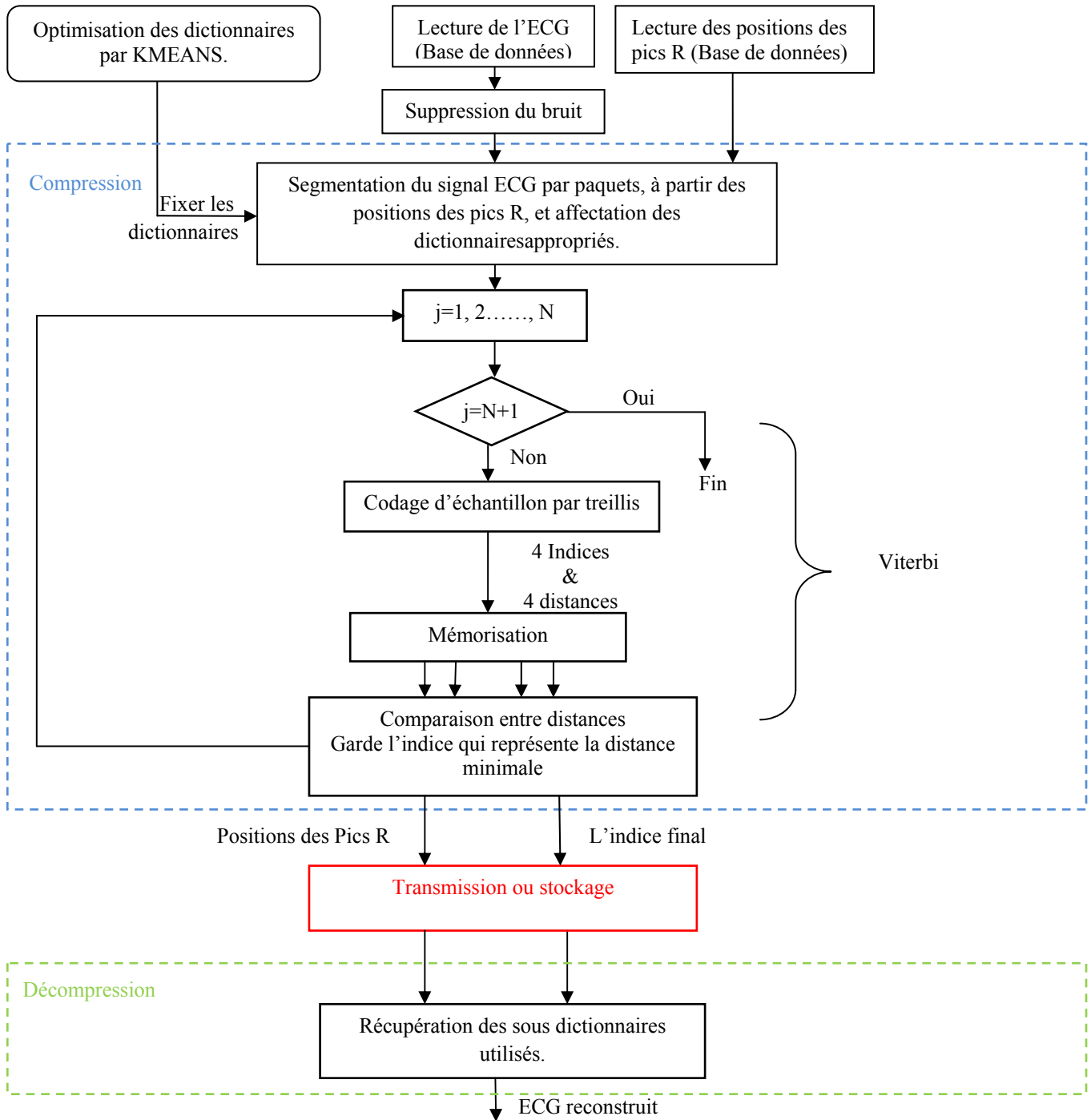


Figure III.24 : Organigramme de l'algorithme TCQ avec segmentation de l'ECG.

III-6 Compression de l'ECG par la Quantification Vectorielle

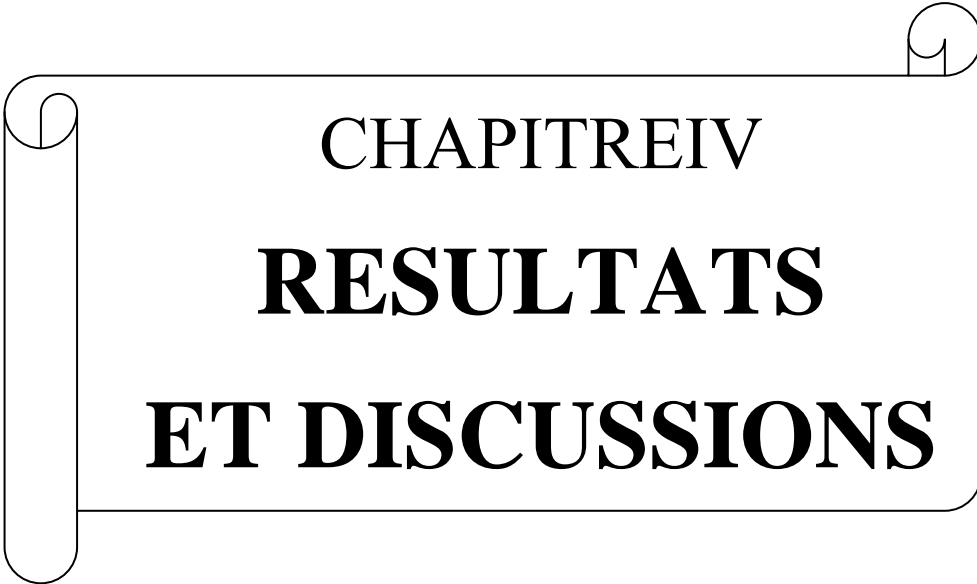
Codée en Treillis :

Ici, on a réappliqué les deux techniques précédentes pour le cas vectoriel afin d'augmenter le taux de compression ; donc la seule différence par rapport au scalaire, réside dans la représentation des échantillons ainsi que les dictionnaires à utiliser, qui vont être cette fois sous forme de vecteurs multi-dimensions.

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté nos algorithmes de compression sur l'ECG, basés sur la quantification codée par treillis avec ses deux approches scalaire et vectorielle, cette méthode a été adaptée à l'ECG à l'aide de plusieurs techniques essentiellement la segmentation de ce dernier.

Les performances d'une technique sont mises en évidence par la réalisation d'un compromis entre le taux de compression qui doit être élevé et l'erreur de reconstruction qui doit être minimale ; Les résultats de ce travail seront développés dans le chapitre suivant.

A decorative scroll frame with a black outline, featuring a vertical scroll on the left side and a small scroll at the top right corner. The text is centered within the frame.

CHAPITRE IV
RESULTATS
ET DISCUSSIONS

Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats d'application de nos programmes sur les signaux ECG, pour faire par la suite une comparaison entre les différentes méthodes. Les programmes ont été développés en utilisant MATLAB 7.9, et on a utilisé des signaux ECG réels issus de la base de données MIT-BIH ARRHYTHMIA [20].

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 Massachusetts Institute of Technology et l'hôpital « Beth Israël Diaconesse Médical Centre », elle a été réalisée entre 1975 et 1979 et distribuée en 1980. La Base de données de l'Arythmie MIT-BIH contient 48 extraits d'une demi-heure de deux canaux d'enregistrements ECG, obtenus de 47 sujets étudiés par le Laboratoire d'Arythmie BIH ; les sujets étaient 25 hommes âgés entre 32 et 89 ans, et 22 femmes âgées entre 23 et 89 ans.

Vingt-trois enregistrements ont été choisis au hasard d'un ensemble de 4000 enregistrements ECG de 24 heures constitué d'un mélange de population de patients (approximativement 60%) et malades en consultation externe (approximativement 40%) au Beth Israël Hôpital de Boston; les 25 enregistrements restant ont été sélectionnés du même ensemble pour inclure des arythmies moins communes.

Les enregistrements ont été numérisés à 360 échantillons par seconde par canal avec une résolution de 11 bits.

Deux ou plus de cardiologues ont étiqueté chaque dossier indépendamment [21].

IV-2 Résultats :

Dans ce qui suit, on va présenter les résultats de nos algorithmes de compression qui ont été testés sur un signal ECG normal dé-bruité, et seulement 1000 échantillons ont été pris en considération, prélevés du fichier 100.txt de la base de données.

Les résultats se présentent sous forme de courbes, deux pour chaque algorithme : une pour le signal reconstruit, et l'autre pour représenter l'erreur de reconstruction.

Ainsi qu'un tableau pour comparer ces méthodes par les critères objectifs; et pour unecomparaison plus évocatrice, nous avons dressé la courbe représentant la variation du taux de compression en fonction du pourcentage de la puissance d'erreur pour chaque méthode.

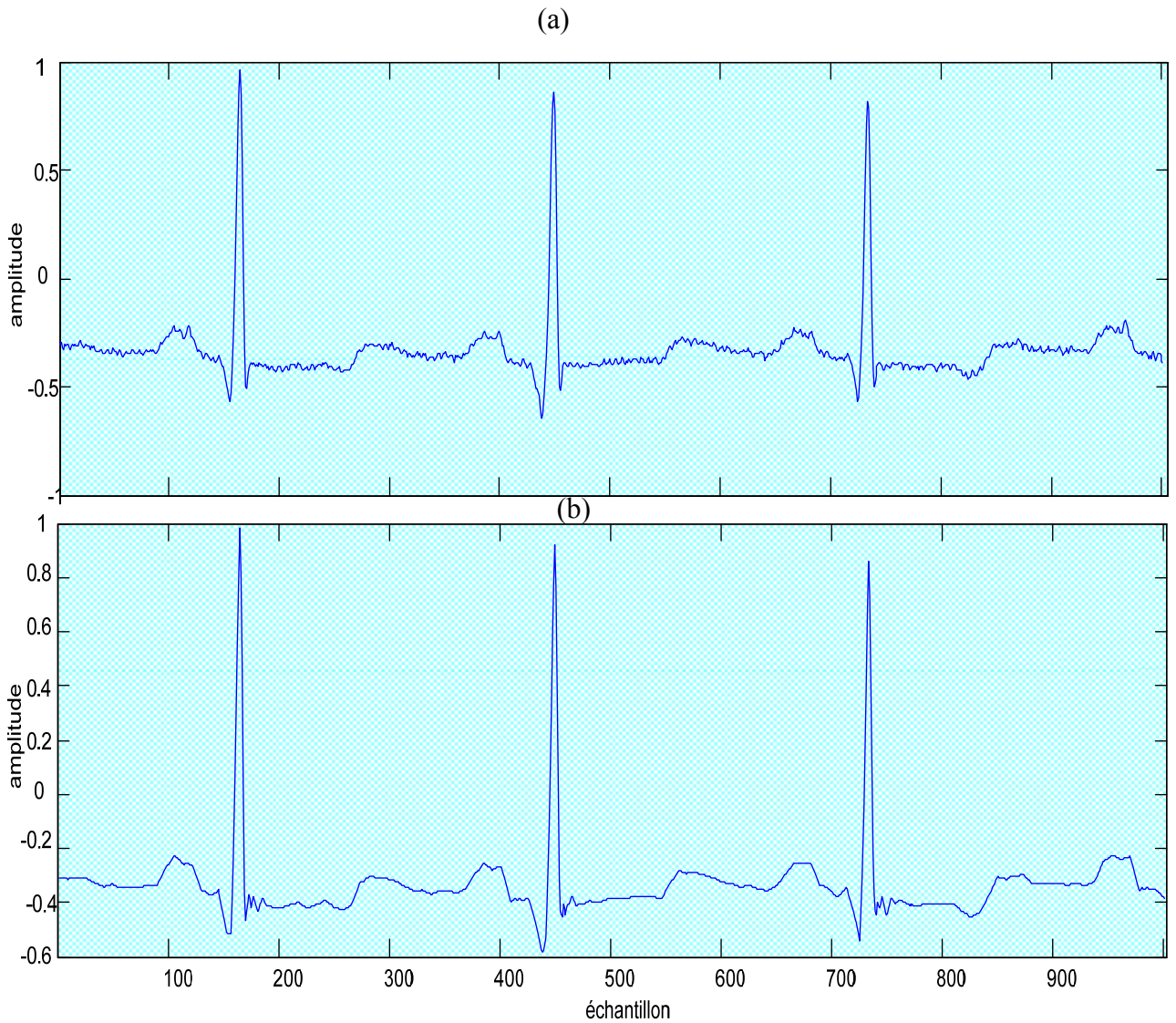
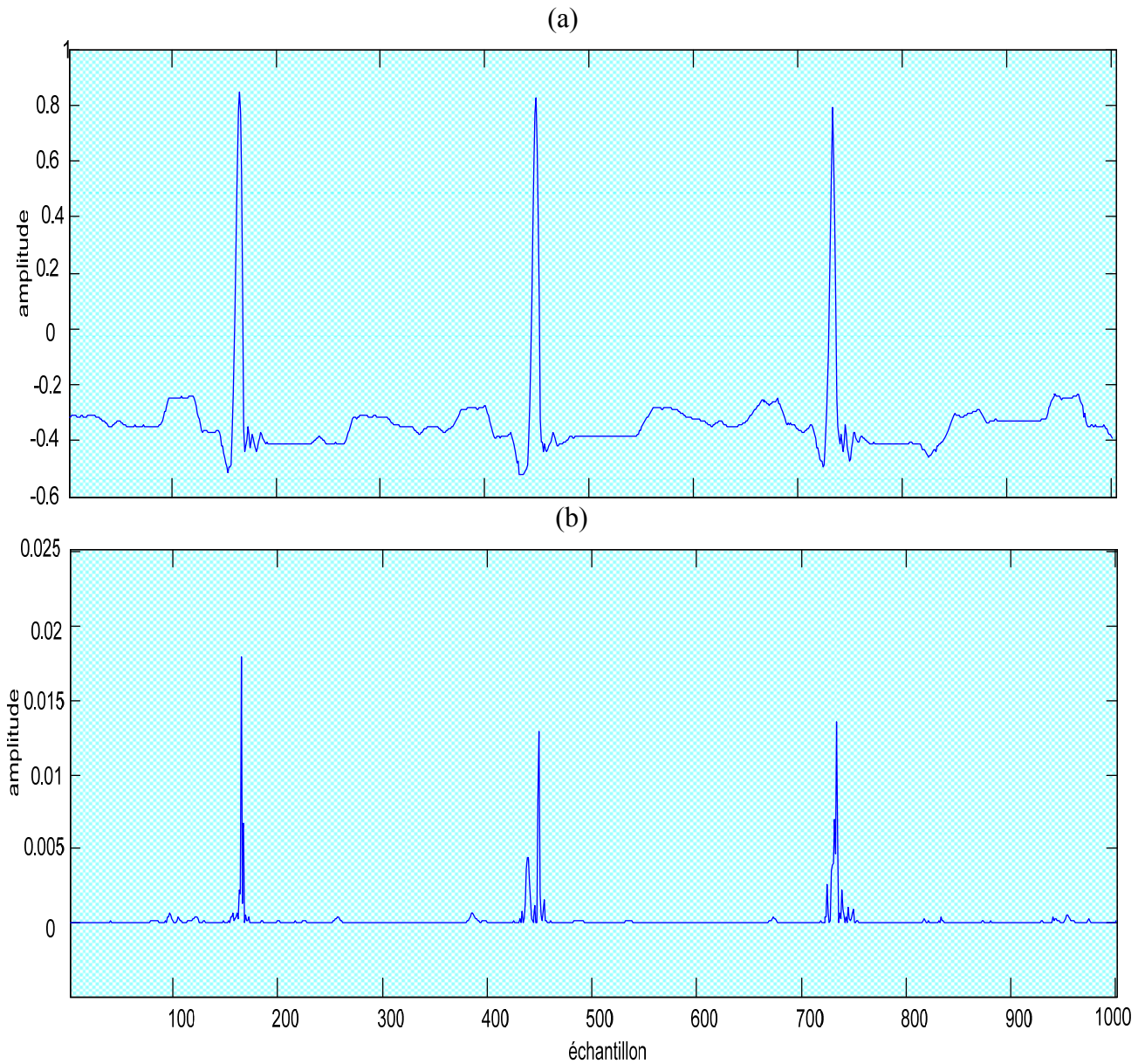


Figure IV.25 : a)Signal ECG normal, b)Signal ECG dé-bruité.

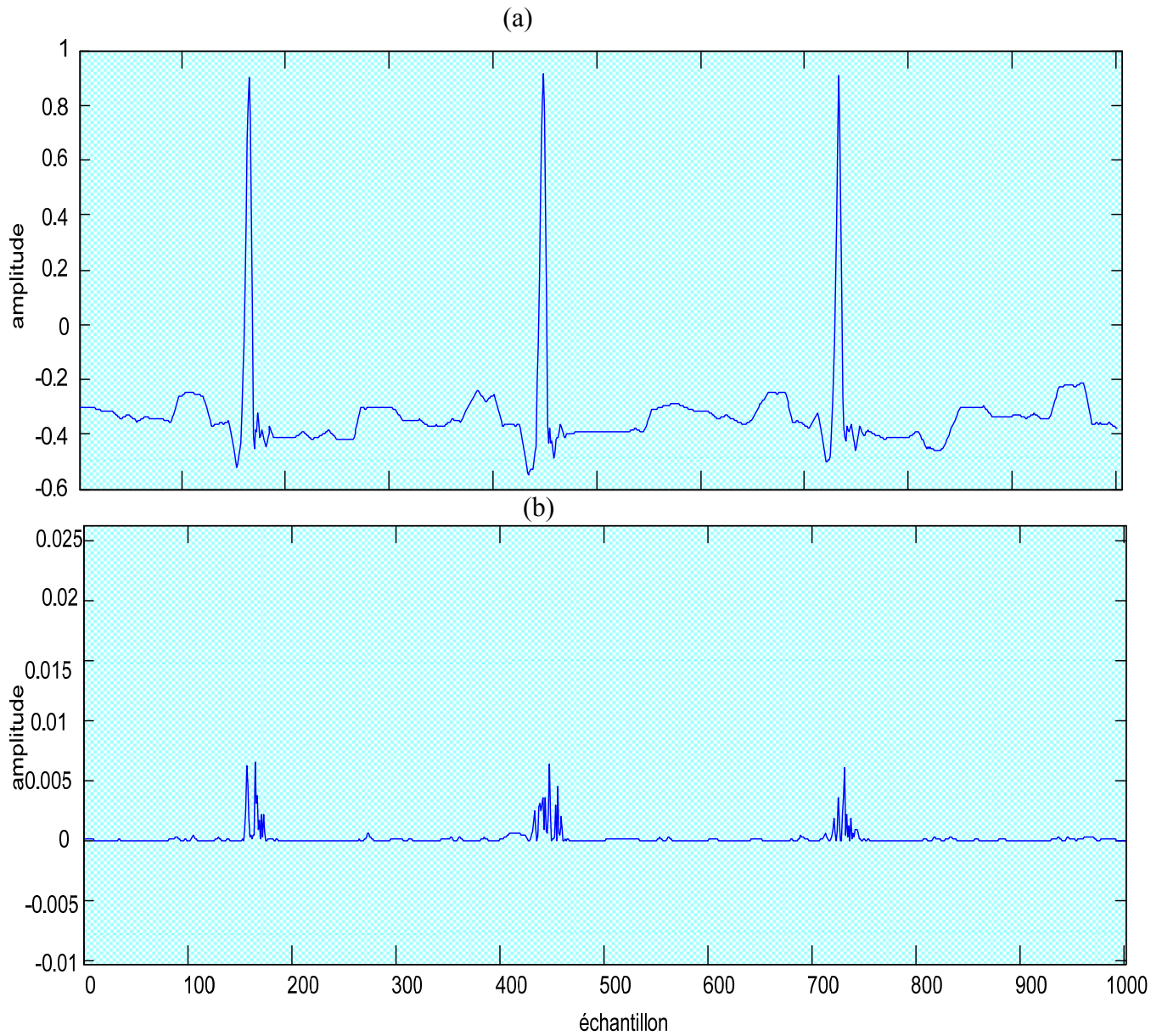
IV-2-1 Méthode scalaire sans segmentation :



CR=3.6667; PRD1=9.0885%; PRD2=3.7320%; PRD3=0.2241%.

FigureIV.26 : Signal ECG reconstruit, b) L'erreur de reconstruction.

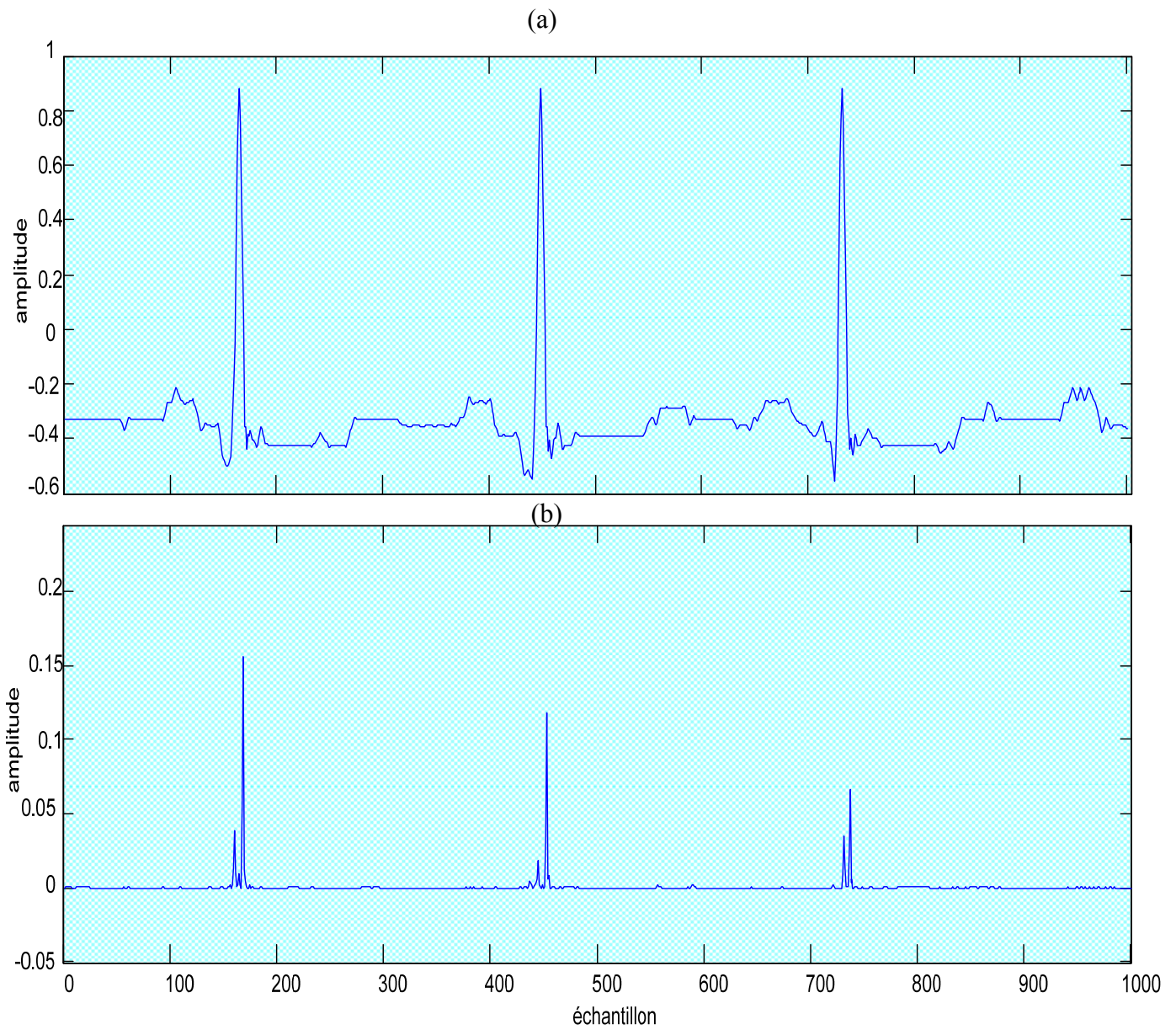
IV-2-2 Méthode scalaire avec segmentation :



CR=10.5797; PRD1=9.3431%; PRD2=3.8365% ; PRD3=0.2612%.

Figure IV.27 :a) Signal ECG reconstruit, b) L'erreur de reconstruction.

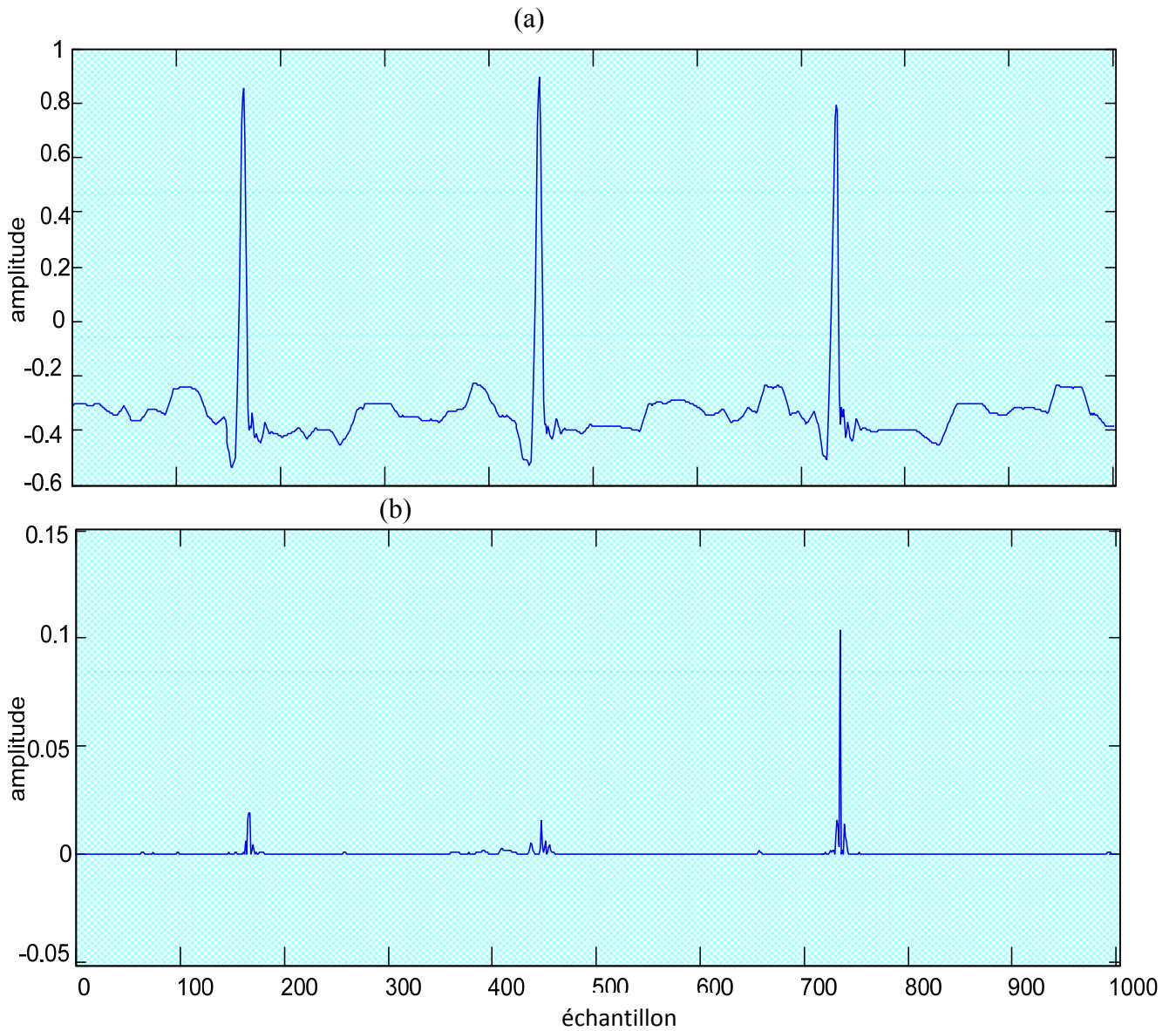
IV-2-3 Méthode vectorielle sans segmentation :



CR=7.3333; PRD1=19.6531%; PRD2=8.0702% ; PRD3=0.5495%.

Figure IV.28 : a) Signal ECG reconstruit, b) L'erreur de reconstruction.

IV-2-4 Méthode vectorielle avec segmentation :



CR=20.3809; PRD1=14.3325%; PRD2=5.8853%; PRD3=0.4007%.

Figure IV.29 :a) Signal ECG reconstruit,b) L'erreur de reconstruction.

IV-2-5 Fonction Taux de compression (pourcentage d'erreur) :

Le tableau suivant résume les résultats obtenus pour chaque méthode :

	CR	PRD1 (%)	PRD2 (%)	PRD3 (%)
Scalaire sans segmentation	3.6667	9.0885	3.7320	0.2541
Scalaire avec segmentation	10.5797	9.3431	3.8365	0.2612
Vectorielle sans segmentation	7.3333	19.6531	8.0702	0.5495
Vectorielle avec segmentation	20.3809	14.3325	5.8853	0.4007

Tableau IV.2 :Évaluation de techniques de compression.

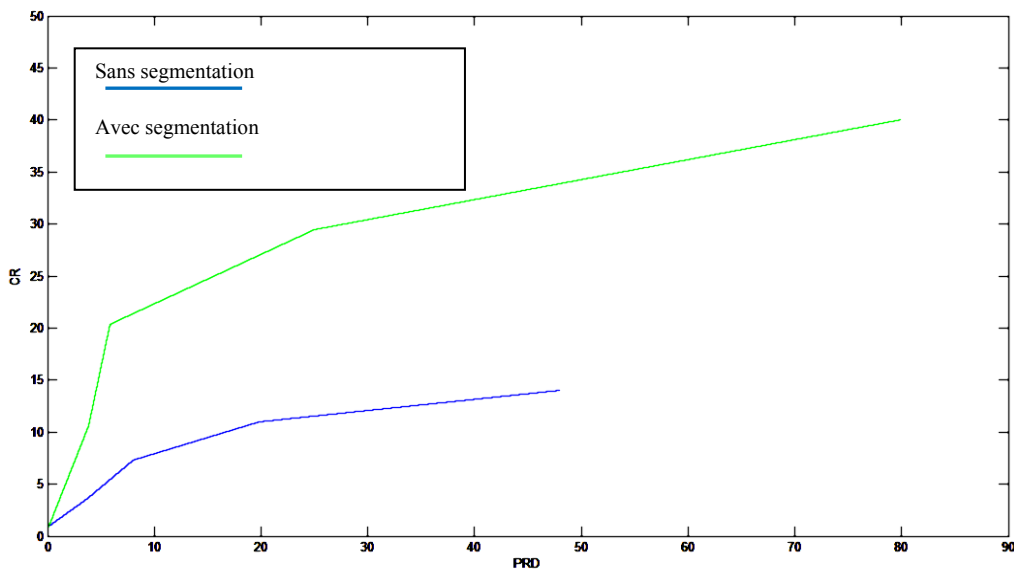


Figure IV.30 :Courbereprésentant la fonction CR/PRD2.

IV-3 Discussion :

Nos tests ont été appliqués sur un signal ECG dé-bruité, les figures (IV.25 : a & b) montrent que le prétraitement à adapter sur l'ECG normal n'a pas abimé l'informationclinique.

Les résultats précédents montrent la différence entre les performancesde ces techniques de compression appliquées au signal ECG ; et qui peuvent êtreanalysées selon:

- La fonction Taux de compression / Distorsion (CR/PRD).
- La qualité du signal reconstruit.
- La courbe de l'erreur.

Dans notre travail on a calculé le PRD avec les trois formules qui se trouvent dans la littérature, les valeurs obtenues sont récapitulées dans le tableau (IV.2), cela a été fait pour pouvoir comparer nos résultats avec des résultats publiés dans des articles de recherche, mais dans notre évaluation de nos algorithmes de compression on ne va prendre en considération que le PRD2, car cette formule utilise le signal original.

IV-3-1 Fonction CR / PRD2 :

La figure (IV.30) présente cette fonction pour chaque technique de compression traitée ; on remarque que la méthode de quantification codée par treillis avec segmentation du signal ECG, offre les meilleurs résultats et précisément pour le cas vectoriel où on a le taux de compression le plus élevé pour une faible erreur de reconstruction.

Par contre la technique sans segmentation de l'ECG présente la fonction CR/PRD2 la plus basse.

A partir de cette fonction on peut aussi connaître les limites de ces techniques, chacune des courbes de la figure précédente a été faite pour le cas scalaire et vectoriel à deux et trois dimensions; ce qu'on peut constater est qu'au-delà d'un vecteur à deux dimensions ces techniques ne sont plus intéressantes.

IV-3-2 La qualité du signal reconstruit :

La plupart des algorithmes de compression entraînent la perte des détails fins et cela d'autant que le rapport de compression est élevé ; c'est pour cette raison que dans le cas de l'ECG on doit prendre soin de l'onde P de manière à ne pas dégrader la qualité clinique du signal.

Le signal reconstruit pour la méthode de quantification codée par treillis sans segmentation de l'ECG, présente des discontinuités, et essentiellement pour le cas vectoriel où le taux de compression est plus élevé.

IV-3-3 La courbe de l'erreur :

Ces courbes représentent l'erreur entre le signal ECG original et celui après reconstruction, on remarque que la quasi-totalité de cette erreur se situe dans les pics, et elle est presque nulle dans le reste du signal ; et cela est due à la grande marge entre les sous dictionnaires choisis pour cette partie du signal.

Cette erreur de reconstruction est une erreur quadratique; on constate à partir des figures précédentes qu'elle est plus importante pour le cas vectoriel et essentiellement pour la procédure sans segmentation de l'ECG.

En revanche, elle est faible pour le cas scalaire avec segmentation de l'ECG.

IV-4 Comparaison entre les différentes techniques de compression:

Dans ce qui suit nous allons comparer notre meilleur résultat « TCVQ avec segmentation de l'ECG » avec des résultats de différentes méthodes.

Les résultats à comparer sont résumés dans le tableau suivant :

Méthodes :	Nombre d'échantillons :	Fichier utilisé :	CR :	PRD 2 (%) :
TCVQ avec segmentation de l'ECG	1000	100.txt	20.3809	5.8853
SPIHT [22]	2048	117.txt	20	6.49
SPLINE [4]	1024	100.txt	17.56	36.19
POLYNOME DE JACOBI [3]	1000	112.txt	23.25	14.36

Tableau IV.3 : Comparaison entre les résultats de différentes techniques de compression.

On remarque que nos résultats sont similaires à ceux de la méthode SPIHT, pour un taux de compression identique, on a presque la même erreur de reconstruction.

Par contre nos résultats sont meilleurs que ceux de la spline, avec un taux de compression plus élevé et une erreur de reconstruction minimale.

Pour la méthode polynomiale le taux de compression a dépassé celui de notre résultat, mais notre erreur de compression est plus petite ce qui signifie que notre reconstruction est de meilleure qualité.

Conclusion :

Arrivés au terme de ce dernier chapitre où nous avons exposé nos résultats, et nous les avons analysés de façon à évaluer les performances des quatre algorithmes de compression du signal ECG qui ont été développés à partir de la quantification codée par treillis.

Notre bilan nous permet de dire que la technique vectorielle avec segmentation de l'ECG est la meilleure vue qu'elle accorde un grand taux de compression avec une qualité de reconstruction acceptable.

CONCLUSION GENERALE

Le travail qui a été effectué dans ce mémoire concerne la compression du signal électrocardiogramme. Ce dernier est de nature électro-physiologique et apporte une information capitale dans le diagnostic des anomalies cardiaques ; la compression de ce signal se justifie par la nécessité de réduire les coûts de stockage et de sa transmission.

On a exposé dans le premier chapitre l'anatomie du cœur et son fonctionnement électrique responsables de la création des ondes constituant le tracé ECG.

Une revue de la littérature sur les méthodes de compression de l'ECG, a été donnée dans le second chapitre, ainsi que les critères d'évaluation des performances d'une méthode de compression.

Nous avons expliqué nos algorithmes basés sur la quantification codée en treillis avec ces différentes approches dans le troisième chapitre ainsi que les adaptations appliquées sur les algorithmes pour avoir la compatibilité entre la morphologie du signal ECG et la structure du treillis.

Après évaluation des résultats obtenus dans le dernier chapitre, on a constaté que la méthode vectorielle à deux dimensions de la quantification codée par treillis avec segmentation du signal ECG, donnait les meilleurs résultats avec un excellent rapport de compression avec une erreur de reconstruction minimale, est cela grâce à la structure du treillis et toutes les adaptations que nous avons intégrées dans l'algorithme.

On prévoit de combiner notre meilleur algorithme la TCVQ avec segmentation de l'ECG avec une autre technique de compression dans le but d'augmenter le taux de compression, qui est la méthode RLE (présentée dans le chapitre II).

Cette dernière sera appliquée sur l'indice final (une séquence de 0 & 1) qui représente le chemin optimal dans le treillis, avant sa transmission.

Vue la redondance qui existe dans l'indice final, la RLE est bien adaptée pour élever le taux de compression.

Dans notre étude nous avons constaté que la plus grande partie de l'erreur de compression se situe au niveau des pics R, alors pour diminuer cette erreur encore plus, on peut combiner notre technique TCVQ et une autre méthode qui reconstruit efficacement le complexe QRS, comme les splines.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] N.MEZIANE, “Etude et réalisation d’une carte d’acquisition à haute résolution avec port USB pour des applications en biomédical”, *Thèse de Magister*, USTHB, Algérie, 2006, pp.4-7.
- [2] M. SKANDER BENSEGUENI, “Analyse et compression du signal ECG par méthodes utilisant la transformée en ondelettes”, *Thèse de Magister*, Université Mentouri, Algérie, 2009, pp. 5-41.
- [3] D.TCHIOTSOP, “Modélisations polynomiales des signaux ECG. Applications à la compression”, *Thèse de Doctorat*, Institut National Polytechnique de Lorraine, France, 2007, pp. 6-44.
- [4] A.OULMANE et B.KHERRAB, “Compression du signal. Electrocardiographie”, *Mémoire d’Ingénieur d’état*, Ecole Nationale Polytechnique, Algérie, 2007, pp. 27-38.
- [5] R.SYLVAIN, “Compresser les images”, *séminaire*, Palais des Congrès - Paris, 2000.
- [6] http://www.ulb.ac.be/cours/acohen/travaux_2006_infodoc/CompressionNumerique/SansPe rteLZW.htm#LZW
- [7] F.GARGNE, C.KNOFF et G.LECOURTOIS, “Codage, compression et cryptologie”, Université de Nice-Sophia Antipolis, France, 2005.
- [8] P. COURTELLEMONT, “Traitement de l’Information. Application à la compression”, *Master*, 2005.
- [9] S.KTATA et K.OUNI, “Comparaison des Méthodes de Compression Appliquées aux Electrocardiogrammes”, Conférence, *Sciences of Electronic Technologies of Information and Telecommunication*, Tunisie, 2009.
- [10] <http://www.kaddour.com/chap2/chap2.htm>
- [11] M.S. MANIKANDAN et S. DANDAPAT, “Wavelet threshold based TDL and TDR algorithms for real-time ECG signal compression”, Conférence, *Science Direct-Biomedical Signal Processing and Control*, 2007.
- [12] http://www.rennes.supelec.fr/ren/fi/elec/ftp/docs/signal/codconv_poly.pdf
- [13] P. MABILLEAU, “La quantification par Codes de Treillis (TCQ): performance bas-délais; application au codage CELP de la parole”, *Mémoire de maîtrise*, Sherbrooke, Canada, 1992.

- [14] K. LAJNEF, C.GUILLEMOT et P.SIOHAN, “Compression vidéo distribuée utilisant la TCQ et un Turbo Code“, Conférence, *Compression et Représentation des signaux Audiovisuels*, Université de Caen Basse Normandie, France, 2006.
- [15] C.CHRISTOPHE, “une méthode d’aide à la navigation fondée sur Ω -means, algorithme de classification non-supervisée“, *Thèse de Doctorat*, Ecole des Mines de Paris, France, 2004, pp. 56-61.
- [16] A.CABASSON, “Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques“, *Thèse de Doctorat*, Université de Nice - Sophia Antipolis, France, 2008.
- [17] http://perso.telecom-paristech.fr/~vallet/dom_com/bacuvier/cadreviterbi.html
- [18] Z.CHALABI, A.BOUDJEMAOU, L.SAADIA, et N.BERRACHED, “Détection et Classification Automatiques d’Arythmies Cardiaques“, Conférence, *Sciences of Electronic Technologies of Information and Telecommunication*, Tunisie, 2009.
- [19] M. BENABDELLAH, S. RERBAL, N. HABIBES, A. MEZIANE TANI et A. NEMMICHE, “Traitement numérique du signal physiologique : Application au dé-bruitage et à l’analyse de l’ECG par Ondelettes“, *Article GBM21*, 2003.
- [20] “MIT BIH Arrhythmia Database“, CD ROM, The Harvard-Massachusetts Institute of Technology, Division of Health Sciences and Technology, 1992.
- [21] R.BESROUR, Z.LACHIRI et N.ELLOUZE, “Détection de l’Onde R d’un Electrocardiogramme Basée sur le Produit Multi-échelle“, *Article 124*, 2007.
- [22] Z. LU, D.Y.KIM, et W.A.PEARLMAN, “Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees (SPIHT) algorithm, Article 12180-3590, 2000.
- [23] R.M. GRAY et A. GERSHOR “Vector Quantization and Signal Compression“. *Preudice Hall*, 1991.
- [24] T. BERGER "Rate Distorsion Theroy". *Preudice Hall*, 1971.