

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE



DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE

Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état en Electronique

Thème :

Compression et détection du signal ECG

Président :D.BERKANI

Réalisé par : HAMANI Abdeslam

Examineurs :C. LARBES

M.MAMERI

Rapporteur : R.ZERGUI

Promotion : Octobre 2015

إشارة المخطط الكهربائي للقلب (م ك ق) تستعمل على نطاق واسع باعتبارها واحدة من أهم الأدوات التطبيقية من أجل تقييم حالة قلب المرضى. إنها تمثل تغير النشاط الكهربائي للقلب مع الزمن. تصنيف ضربات القلب إلى فئات مرضية محددة ومختلفة هي مهمة معقدة

من خلال هذا العمل سنقوم بمقارنة بين ثلاث طرق مختلفة لتقليص إشارة القلب وهن الطريقة المباشرة المتمثلة في السبلين التكميلية و الطريقة التحولية المتمثلة في التحويل الجيبي و التقليص باستخراج المعالم باستعمال الموجات ومقارنة بين نتائج الطرق الثلاث يتجلى لنا ان طريقة السبلين هي الافضل من ناحية نسبة التقليص علي مقدار الخطا خاصة في حالة الشارات الصافية بينما تبدي طريقة الموجات مردودية افضل عندما تكون الإشارة مشوشة .

كما تم التطرق من خلال هذا العمل الي خوارزميات الكشف عن المركب والمجال والذان تم استعمالهما لتقدير نظم دق القلب.

كلمات مفتاحية : إشارة نبض القلب –موجات –سبلين –تحويل جيبي

Résumé :

Le signal électrocardiogramme (ECG) est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients. Il représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps.

A travers ce travail on compare trois méthodes de compression complètement différentes qui sont la méthode des Splines comme méthode directe et la méthode DCT-RLE comme technique par transformée et la compression par ondelettes comme méthode d'extraction de paramètres on se basera dans cette comparaison sur des critères objectifs tels que le taux de compression CR et le pourcentage d'erreur PRD ainsi que la vision comme critère subjectif.

Les résultats obtenus montrent que la méthode des Splines reste la meilleure des trois en qualité CR/PRD tandis que la méthode des ondelettes présente une bonne robustesse pour les signaux bruités.

Dans la partie détection on essayera à travers deux méthodes différentes de détecter le complexe QRS et l'intervalle R-R, cette détection va nous servir dans l'estimation du rythme cardiaque.

Mots clés : ECG-méthode discrète en cosinus –méthode des splines –ondelettes

Abstract:

The electrocardiogram (ECG) signal is widely employed as one of the most important tools in clinical practice in order to assess the cardiac status of patients. It represents the variations of the electrical activity of the heart as function of time. The subject of this paper is the comparative study between three irreversible compression methods : Spline method as a direct technique DCT-RLE as transformed method and wavelets as extraction 's parameter method the comparison will be based on objective criteria such as the compression ratio and percentage of mean squared error difference and visual subjective criteria From the trial results that the spline method give good results .As for the wavelets method is best for noisy signal

We try to detect with 2 methods the QRS complex in order to estimate

Key words: ECG, Splins, DCT-RLE, wavelets

Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu de m'avoir donné la force pour réaliser ce présent travail

(الحمد لله)

Je tiens à exprimer ma très profonde gratitude à M. R.ZERGUI qui n'a ménagé aucun effort pour me prendre en charge pour la réalisation de ce travail son suivi, ses conseils et le temps qui m'a dispensé, et sa grande disponibilité dont il a fait preuve m'ont énormément facilité ma tâche.

On remercie M.D. BERKANI d'avoir accepté de présider le jury.

On remercie aussi M. C. Larbes et M. M. Maameri d'avoir bien voulu accepter d'examiner notre travail.

Nos remerciements vont aux enseignants, aux personnels et toute personne dévouée au service de l'école Nationale polytechnique.

Qu'ils trouvent ici toute ma reconnaissance.

Dédicaces

Je dédie ce travail aux personnes qui me sont les plus chers.

A ma mère qui m'avait soutenu dans les moments les plus difficiles.

A tous les membres de ma famille qui se sont toujours sacrifiés à mes dépends.

A mes amis Ryad , Oussama ,Islam ,Achref, Mounir et Anes pour leur soutien le long de mon parcours.

A ma spéciale promotion que je considère comme
Ma deuxième famille.

Abdeslam

LISTE DES FIGURES

Chapitre 1 : Anatomie et physiologie cardiaque

Figure 1.1 :Le vecteur cardiaque.....	12
Figure 1.2 :Circuits de conduction des excitations électriques dans le cœur... ..	12
Figure 1.3 :Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal.....	13
Figure 1.4 :Dérivations bipolaires et triangle d'Einthoven	15
Figure 1.5 :Connexion des électrodes pour les dérivations unipolaires.....	16
Figure 1.6 :dérivation précordiales.....	17
Figure 1.7 :Paramètres d'intérêt pour la description d'un battement cardiaque.....	18

Chapitre 2 : Techniques de compression

Figure 2.1:Construction d'un code de Huffman.....	23
Figure 2.2 :Codage de la chaîne "AIDE TOI LE CIEL T AIDERA"	24
Figure 2.3 – Splines cubiques : n polynômes de degré 3.....	26

Chapitre 3 : Compression du signal ECG

Figure 3.1 :Schéma bloc de compression et de décompression DCT-RLE.....	32
Figure 3.2 :Représentaion d'une fonction par spline cubique.....	34
Figure 3.3 :schéma synoptique de la compression par spline.....	37
Figure 3.4 décomposition et reconstruction pour l'analyse de bande.....	39
Figure 3.5 Algorithme rapide pour la transformée en ondelette.....	41

Chapitre 4 : Compression du signal ECG

Figure 4.1 :Illustration d'une méthode de segmentation sur les ondes P et R	44
Figure 4.2 :d'estimation de temps de retard sur les ondes P.....	45
Figure 4.3 :Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux.....	48
Figure 4.4 Algorithme de Balda	49

Chapitre 5 : Résultats et discussions

Figure 5.1 Signal ECG réel	52
----------------------------------	----

Figure 5.2 Signal ECG après reconstitution	52
Figure 5.3 Signal ECG après lissage par le filtre de Savitzky-Golay.....	53
Figure 5.4 Signal ECG après l'ajout d'un bruit gaussien de 30db.....	53
Figure 5.5 Signal reconstruit après compression	54
Figure 5.6 Signal décompressé pour un seuil de 0.02.....	55
Figure 5.7 Signal décompressé pour un seuil de 0.02 Et un signal d'origine bruité	55
Figure 5.8 Signal reconstitué après compression par la méthode des ondelettes	56
Figure 5.9 la fonction $CR=f(PRD)$ pour les fonctions DCT-RLE, Spline et Ondelette.....	57
Figure 5.10 détection du complexe QRS pour un ECG réel.....	58
Figure 5.10 détection du complexe QRS pour un ECG bruité.....	58
Figure 5.12 détection de QRS pour un ECG bruité Avec l'Algorithme de Balda.....	59

Liste des tableaux

TAB 5.1 CR et PRD pour des différents seuils pour la DCT-RLE.....	54
TAB 5.2 CR et PRD pour des différents seuils pour la Splines.....	54
TAB 5.3 CR et PRD pour des différents seuils pour les ondelettes	55

Sommaire

Liste des figures.....	1
Liste des tableaux	2
Liste des abréviations	6
Introduction générale	7

Chapitre 1 :Anatomie et physiologie cardiaque :

Introduction	10
1.1 Anatomie du cœur	10
1.2 Electrophysiologie cellulaire	11
1.3 Origine physiologique du signal ECG.....	11
1.4 Système de dérivation	14
1.4.1 Dérivations bipolaires (dérivations standard).....	14
1.4.2 Les dérivations unipolaires.....	16
1.4.3 Les dérivations unipolaires précordiales.....	16
1.5 Signal ECG normal	17
1.6 Conclusion.....	18

Chapitre 2 :Techniques de compression

Introduction	21
2.1 Systèmes de communication et théorie d'information	21
2.2 Entropie d'une source.....	21
2.3 types de compressions	21
2.3.1 compression sans perte.....	21
2.3.1.1 Codage RLE	21
2.3.1.2 Le code de Huffman :.....	22
2.3.1.3 Méthode Lempel-Ziv-Welch.....	23
2.3.2 Compression avec perte	25
2.3.2.1 Méthodes directes	25
2.3.2.1.1 La prédiction linéaire	26
2.3.2.1.2 Interpolation polynomiale	26
2.3.2.2.1 transformée discrète de fourrier.....	27

2.3.2.2.2 transformée en cosinus discrète.....	27
2.3.2.2.3 la transformée de Karhunen.....	28
2.3.2.3 Compressions par extraction des ...paramètres	29
2.3.2.3.1 la transformée en ondelette	29
2.4 Evaluation de la compression	29
2.4.1 Taux de compression.....	29
2.4.2 Mesure de la fidélité de la reconst...ruction	30
2.4.3 La complexité d'un algorithme	30
2.6 Conclusion	30

Chapitre 3 :Compression du signal ECG

Introduction	32
3.1 Méthode DCT-RLE :.....	32
3.1.1 Filtrage de bruit :.....	33
3.1.2 Transformation DCT.....	33
3.1.3 Seuillage	33
3.1.4 Quantification.....	33
3.1.5 RLE.....	33
3.1.6 La reconstitution du signal.....	33
3.1.7 Taux de compression	33
3.2 Compression par la méthode des Splines cubiques	33
3.2.1 Déterminations des polynômes $P_i(x)$:.....	34
3.2.2 compression par Splines.....	34
3.3 Compression par ondelettes :.....	37
3.3.1 Introduction.....	37
3.3.2 Analyse de bande	38
3.3.3 Analyse multi résolution	39
3.3.4 Fonction échelle :	39
3.3.5 La fonction ondelette :.....	40
3.3.6 Compression d'ECG :.....	41
3.3.6 Conclusion:.....	41

Chapitre 4 :Détection D'ECG

Introduction	44
4.1 Méthodes usuelles d'estimation des intervalles cardiaques.....	44

4.2	Estimation et analyse des intervalles	45
4.3	<i>Filtrage dérivatif et détection des ondes T</i>	45
4.3.1	<i>Méthode de Laguna et Al</i> :	46
4.4	Méthodes basées sur l'Intercorrélation :	47
4.5	Algorithme de détection du complexe QRS : :.....	47
4.5.1	Algorithme basés sur le calcul de la dérivée première :.....	47
4.5.1.1	Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux.....	47
4.5.2	Algorithme basé sur le calcul de la première et la dérivée seconde	48
4.5.2.1	Algorithme de Balda	48
4.6	Conclusion	49
Chapitre 5 :Résultats et discussions		
	Introduction	51
5.1	La base de données MIT/BIH :.....	51
5.2	Compression d'ECG.....	51
5.2.1	Compression d'ECG par DCT-RLE.....	51
5.2.2	Compression d'ECG par Splines.....	54
5.2.3	Compression par méthodes d'ondelettes	56
5.3	Détection de l'ECG	57
5.4	Discussions.....	59
5.5	Conclusion.....	60
	Conclusion générale	61

Liste des abréviations

ECG : électrocardiogramme

AV : Auriculo-Ventricule

LA : Left Arm

LL ; Left Leg

RA: Right Arm

DI, DII, DIII : Dérivations Standard (d'EINTHOVEN) de l'ECG

RLE : Run length Codes

FFT : transformée de fourrier rapide

STFT : Short Term Fourier Transform

DCT : Discret cosin Transform

KLT : Karhunen Loève Transform

CWT : Continuous Wavelets Transform

VQ : Vector Quantization Framework

DWT: Discrete Wavelets Transform

CR : compression ratio

PRD : percentage of root mean squared Difference

QRS : durée du complexe QRS

R-R : durée d'intervalle R-R

Introduction générale

L'électrocardiogramme est utilisé depuis près d'un siècle par les médecins cardiologues, il reste l'appareil d'exploration non invasive par excellence du système cardio-vasculaire, qui assure un bon diagnostic des arythmies cardiaques juste en exploitant son signal informatif ECG.

Les applications de l'instrumentation médicale en cardiologie nécessitent des méthodes de traitement plus efficaces et une représentation compacte de l'électrocardiogramme, l'utilité de la compression de ce signal est évidente dans l'aspect du stockage et la transmission à travers les réseaux de communications.

Ces techniques de compression se classent en trois groupes, les méthodes directes, la compression par transformée et la compression par extraction de paramètres. Dans les méthodes directes on essaye de garder en mémoire le moins d'échantillons possible puis on essaye d'interpoler le reste des échantillons, la compression par transformée consiste à appliquer une transformée orthogonale sur un bloc d'échantillons du signal. Finalement les méthodes par extraction de paramètres essayent de tirer quelques paramètres du signal qui vont être utilisés après pour reconstruire le signal d'origine.

On s'intéressera dans notre travail aux différentes techniques de compression qu'on les applique à notre signal ECG, les techniques traitées sont la méthode des Splines comme une méthode directe, la méthode DCT-RLE qui est une compression par transformée, et la méthode des ondelettes qui est une technique d'extraction de paramètres. On établira par la suite une étude comparative de ces méthodes pour les différents signaux ECG.

On étudiera aussi quelques algorithmes de détection du complexe QRS et les intervalles R-R qui vont nous servir dans l'estimation du rythme cardiaque.

L'objectif du premier chapitre est de présenter brièvement le fonctionnement du système cardiovasculaire, et notamment le cœur. Cela permet en particulier de comprendre l'origine et la nature des signaux électriques enregistrés par l'électrocardiographie et présenter aussi quelques pathologies cardiaques typiques souvent illustrées dans un enregistrement électrocardiographique ECG.

Le 2eme chapitre est dédié à la présentation des notions fondamentales de la théorie d'information, on traitera avec détails les différentes techniques de compression et les différents critères qui aide à tester la performance de ces derniers

Dans le 3eme chapitre on appliquera trois différentes techniques de compression sur l'ECG, tandis que dans le 4 eme chapitre on s'intéressera aux différentes techniques de détection du complexe QRS et d'intervalle R-R

Enfin dans le dernier chapitre on présentera les résultats de simulation des différents algorithmes traités dans le chapitre 3 et 4, et on terminera notre ce chapitre par une étude comparative entre ces méthodes.

Chapitre I
**Anatomie et physiologie
cardiaque**

Introduction :

L'électrocardiographie est devenue une des techniques les plus utilisées dans le diagnostic médical, elle aide à détecter certaines anomalies chez les patients afin de diriger le choix d'une action thérapeutique ou le choix d'une réalisation d'un geste interventionnel.

Elle est considérée comme la perception de l'activité électrique du cœur, les enregistreurs électrocardiographiques se servent essentiellement d'un galvanomètre, l'inertie considérable de ces instruments donnait des traces déformées, cette puissante technique de diagnostic s'est considérablement développée au fil des années.

1.1 Anatomie du cœur

Le cœur se situe dans la cavité thoracique, dans une zone appelée médiastin, entre deux poumons et le diaphragme, ce dernier le séparant du foie.

Le poids moyen d'un cœur humain adulte normal est compris entre 250 et 300 g. C'est un organe creux constitué d'un muscle qui délimite quatre cavités couplées deux à deux : l'oreillette droite (OD) et le ventricule droit (VD), formant le cœur droit. L'oreillette gauche (OG) et le ventricule gauche (VG), formant le cœur gauche. La séparation entre cœur gauche et cœur droit est réalisée par des cloisons internes étanches, ou septum : le septum intraoculaire entre les deux oreillettes, et le septum inter ventriculaire entre les deux ventricules [1]

Le ventricule gauche est la plus puissante des chambres cardiaques. Les parois du ventricule gauche ne font qu'environ 1cm d'épaisseur, mais elles sont suffisamment puissantes pour pousser le sang dans la valvule aortique.

Quatre types de valvules régulent le débit du sang circulant dans le cœur. La valvule tricuspide notamment régule le débit cardiaque entre l'oreillette droite et le ventricule droit.

La valvule mitrale laisse passer le sang oxygéné par les poumons de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche, la valvule pulmonaire contrôle le débit sanguin entre le ventricule droit et les artères pulmonaires et la valvule aortique ouvre la voie au sang oxygéné afin que ce dernier puisse passer du ventricule gauche vers l'aorte.

Le cœur et le système circulatoire constituent le système cardiovasculaire. Le cœur comme une pompe qui pousse le sang vers les organes, les tissus et les cellules de l'organisme. Le sang transporte l'oxygène et les nutriments vers chaque cellule du corps et élimine le dioxyde de

carbone et les métabolites. Le sang est transporté du cœur vers le reste du corps au moyen d'un réseau complexe d'artères, d'artérioles et de capillaires. Le sang est ramené vers le cœur par l'intermédiaire des veines [2]

1.2 Electrophysiologie cellulaire :

Au niveau de la fibre myocardique le processus d'activation électrique prend naissance, une fibre myocardique est dite polarisée. La phase interne de la membrane cellulaire est tapissée de charges électriques négatives, sa face externe de charges électriques positives de sorte qu'une microélectrode transperçant cette membrane recueille un potentiel négatif de l'ordre de 90 mv. Lorsque cette fibre myocardique est stimulée, des mouvements ioniques se produisent au niveau de la membrane cellulaire, les charges négatives internes sont remplacées par des charges positives et le potentiel intracellulaire passe brusquement de -90 mv à +20 mv. La cellule est dite dépolarisée et notre microélectrode enregistre cette montée rapide du voltage.

Ensuite des mouvements ioniques en sens inverse vont progressivement restaurer l'état du départ, c'est le processus de repolarisation qui va ramener le potentiel intracellulaire à sa valeur initiale. Au terme du processus, l'électrode exploratrice aura enregistré un 'potentiel d'action'.

Ce processus est constitué de 4 phases successives : état de base, montée rapide, plateau et descente progressive, la phase d'ascension rapide correspond à l'accident de déflexion de grande vélocité de l'ECG (complexe QRS) tandis que le plateau et la descente correspondent au segment ST et à l'onde T.

1.3 Origine physiologique du signal ECG

Les potentiels électriques prennent leur origine dans les fibres du muscle cardiaque. La génération et la propagation de l'excitation dans les différentes parties du cœur peuvent être étudiées non seulement par la mesure des potentiels électriques des cellules ou la mesure des potentiels électriques à la surface du cœur, mais aussi par l'enregistrement de l'activité cardiaque au niveau de la peau. En effet, avec le développement de différence de potentiel entre les zones excitées et non excitées du cœur, les forces électriques différentielles se propagent dans le corps entier. Des tracés reflétant les oscillations de ces potentiels peuvent donc être enregistrés en appliquant des électrodes à certains points du corps. En modèle simplifié, le cœur qui est la source des signaux est un générateur représenté par un dipôle électrique localisé dans le thorax.

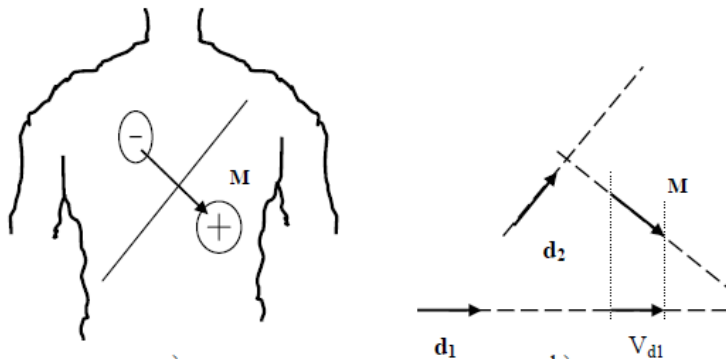


FIGURE 1.1 : Le vecteur cardiaque.

- a) *Le dipôle résulte des charges positives et négatives séparées les unes des autres ; le vecteur moment est représenté par M .*
 b) *La tension mesurée dans une dérivation représentée par le vecteur d_1 est tout simplement le produit*

Par convention, une impulsion électrique qui se propage vers l'électrode est représentée sur l'enregistrement de l'électrocardiogramme par une déflexion qui se dirige vers le haut du tracé. Si, au contraire, l'activité électrique fuit l'électrode, une déflexion orientée vers le bas du tracé est observée

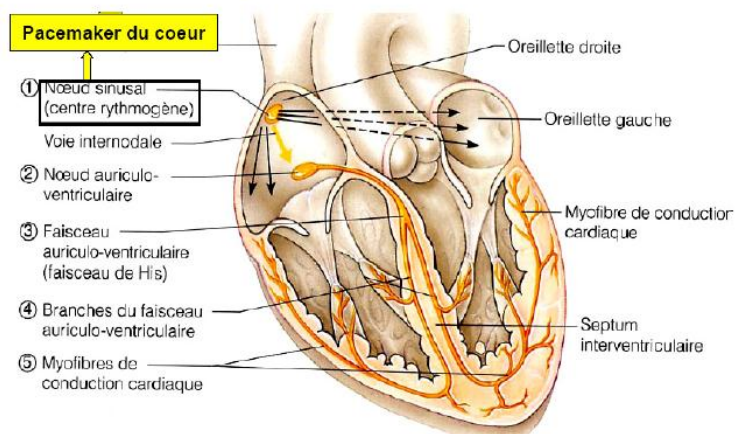


Figure 1.2 : Circuits de conduction des excitations électriques dans le cœur

La figure 1.2 montre les trajets empruntés par les impulsions électriques dans le cœur. La formation des déflexions enregistrées est intimement liée à l'activation et à la repolarisation subséquentes des oreillettes et des ventricules. L'activité électrique peut être décrite par les étapes suivantes :

- 1°) Formation de l'impulsion de stimulation dans le nœud sino-auriculaire (nœud SA).
- 2°) Activation des oreillettes, l'électrocardiogramme enregistre une petite onde, dite l'onde P.
- 3°) Activation du nœud auriculo-ventriculaire et du faisceau de His (l'électrocardiogramme revient à la ligne isoélectrique).

4°) Activation des ventricules (excitation des branches suivie de celle des parois internes) , l'électrocardiogramme enregistre plusieurs déflexions formant le complexe QRS.

5°) Lorsque toutes les parties du myocarde sont activées, l'électrocardiogramme enregistre de nouveau une ligne isoélectrique, nommée le segment ST.

6°) Lors de la repolarisation ventriculaire, l'électrocardiogramme enregistre une onde T.

7°) Pendant la repolarisation tardive de quelques régions du myocarde, l'électrocardiogramme pourrait enregistrer une petite onde U.

L'ECG normal est donc caractérisé par 3 ondes principales: P, QRS et T (figure 1.4). L'onde P représente la dépolarisation auriculaire. Le complexe QRS caractérise la dépolarisation des ventricules. L'onde T traduit la repolarisation ventriculaire. Les manifestations de la repolarisation auriculaire sont masquées par le complexe QRS. Les segments P-Q et S-T sont normalement au potentiel zéro.

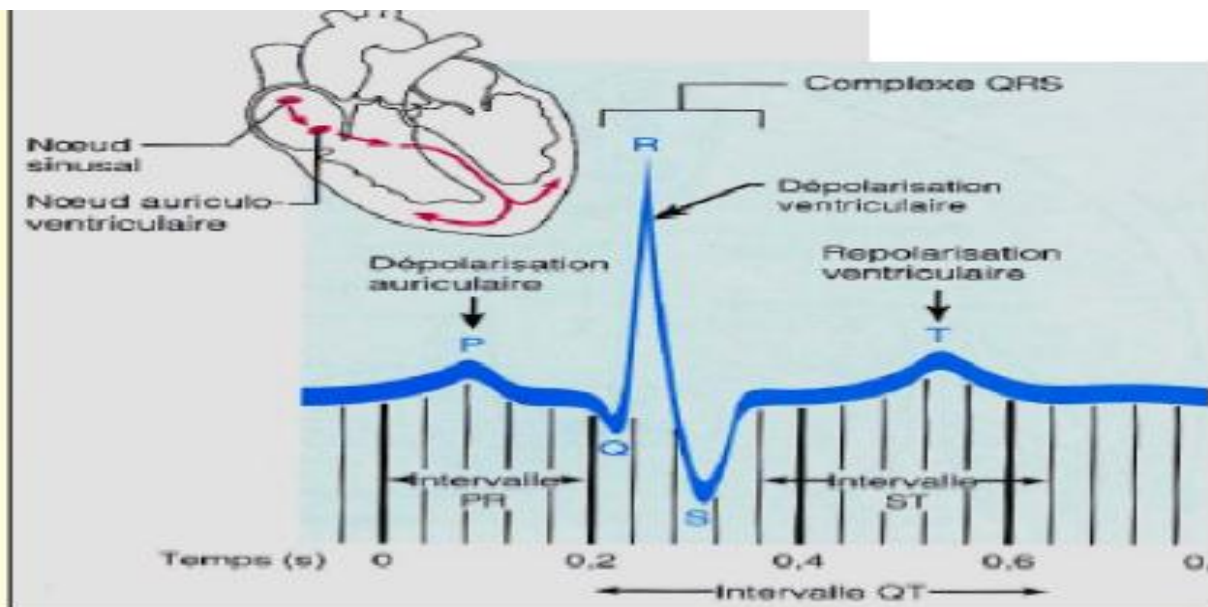


FIGURE 1.3 : Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal

La durée de P-Q correspond au temps de conduction que prend l'excitation pour aller des oreillettes aux ventricules, alors que S-T traduit la diastole électrique. Une petite onde U est parfois enregistrée après l'onde T, on estime qu'elle est due à une lente repolarisation des muscles papillaires ventriculaires. L'intervalle QT est la durée totale de la systole électrique ventriculaire qui coïncide presque avec la systole mécanique. La durée de la systole électrique (T_{se}) dépend de celle du cycle cardiaque (C), la durée d'un cycle cardiaque étant déterminée par l'intervalle (R-R) ou (P-P). Cette dépendance est représentée par les formules empiriques ci - après.

Formule de Fridercia :

$$Tse = 8.22\sqrt[3]{C} \quad (1.1)$$

Avec **C** en centaines de secondes.

Formule de Bazett :

$$Tse = 0.37\sqrt[3]{C} \quad (1.2)$$

Avec **C** en secondes.

Les complexes QRS présentent des morphologies variées selon les dérivation ou l'arythmie. On utilise des lettres majuscules (Q, R, S) pour désigner les grandes déflexions et des lettres minuscules (q, r, s) pour les petites déflexions. [3]

1.4 Système de dérivation

Les appareils électro cardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax, les membres chaque mesure de ces potentiels correspond à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivation consiste en un ensemble cohérent de dérivation, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le corps du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi- totalité du champ électrique cardiaque, en mesurant le vecteur cardiaque dans une seule direction on ne sera pas en mesure de le caractériser entièrement. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivation) pour l'évolution clinique du signal ECG. En pratique douze dérivation sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur. [4]

1.4.1 Dérivations bipolaires (dérivations standard)

Les dérivation bipolaires représentent la mesure du potentiel entre deux électrodes : DI, DII et DIII, elles sont obtenues à partir des potentiels du bras gauche (L), du bras droit (R) et de la jambe gauche (F) de la manière suivante :

$$DI=VL-VR \quad (1.3)$$

$$DII=VF-VR \quad (1.4)$$

$$DIII=VF-VL \quad (1.5)$$

$$DI+DIII=DII \quad (1.6)$$

Avec VR potentiel du bras droit , VL le potentiel du bras gauche et VF le potentiel de la jambe gauche .Ce système de référence est Schématisé par un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven dont les sommets représentent les localisations des électrodes comme elle est montrée dans la figure (1.5).Ces dérivations explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal.[5]

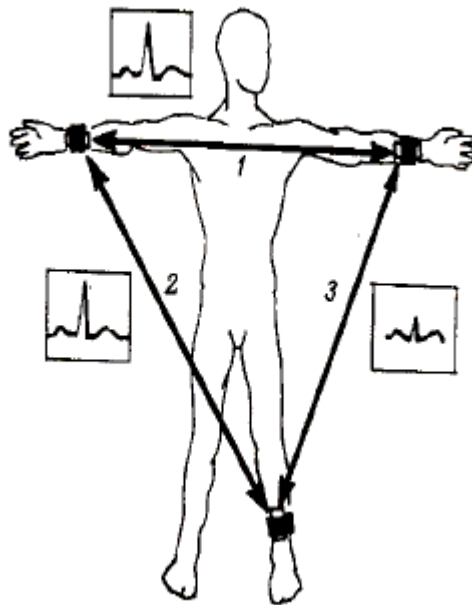


Figure 1.4 : Dérivations bipolaires et triangle d'Einthoven

1.4.2 Les dérivations unipolaires

Une électrode exploratrice est placée à la surface du corps est reliée au pôle positif de l'électrocardiographe quant au pôle négatif de l'électrocardiographe, il est relié à une électrode neutre ou indifférente (borne centrale de WILSON). Donc la ligne de chacune de ces trois dérivations passe par un des sommets du triangle et son centre géométrique (figure 1.6).

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

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

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

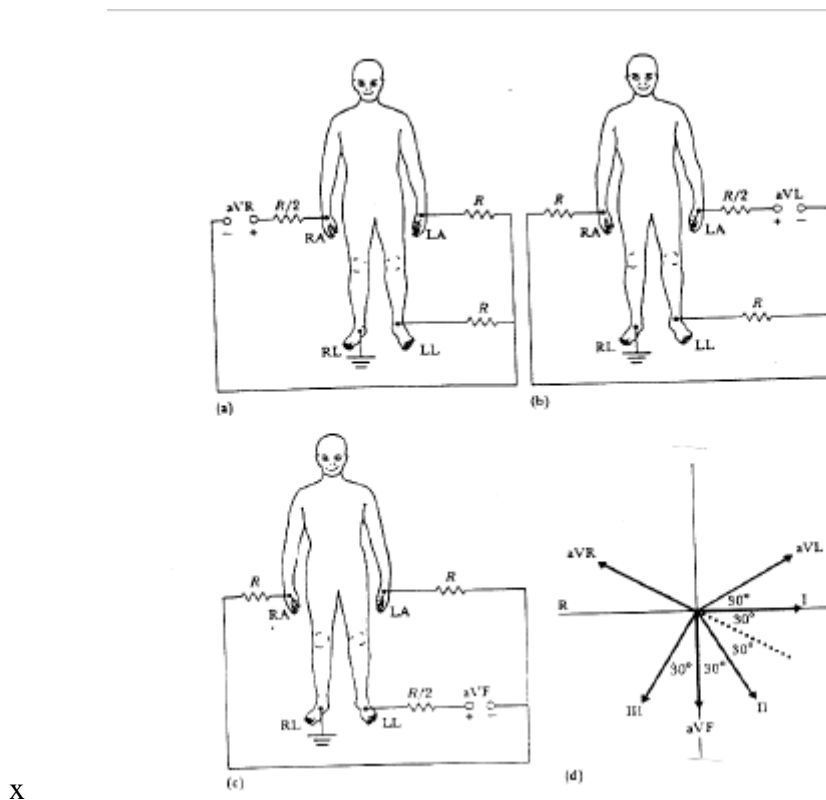


Figure 1.5 Connexion des électrodes pour les dérivations unipolaires

1.4.3 Les dérivations unipolaires précordiales

Elles explorent l'activité électrique dans un plan horizontal et correspondent aux mesures de différences de potentiel entre chaque électrode et la borne centrale de Wilson. Les électrodes sont situées en 12 points mais souvent seules les 6 premières sont mise en place. Elles sont repérées anatomiquement sur l'hémithorax gauche comme l'indique la figure 1.7.

Avec :

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

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

V3 : à mi-distance entre V2 et V4.

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

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

V6 : sur la ligne axillaire moyenne à la hauteur de V4.

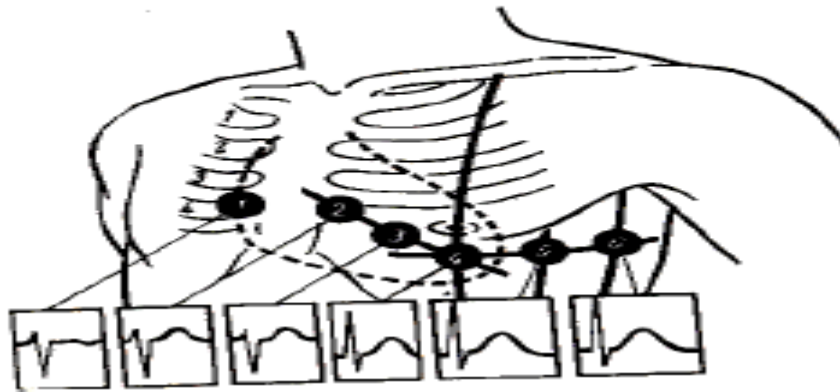


FIGURE 1.6 dérivation précordiales

1.5 Signal ECG normal :

Un ECG anormal peut être également tout à fait anodin, le médecin ne se sert de cet examen que comme un outil parmi d'autres permettant d'apporter des arguments pour étayer son diagnostic.

Le tracé électrique comporte plusieurs accidents répétitifs appelés ondes.

**L'onde P :*

Elle représente la dépolarisation auriculaire, cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre 90 ms, c'est difficile de l'observer quand l'amplitude du complexe QRS est grande. [4]

**Le complexe QRS :*

Il correspond à la dépolarisation (et la contraction) des ventricules, l'onde Q est la première onde négative du complexe. L'onde R est la première composante positive du complexe. L'onde S est la deuxième composante négative, sa durée normale vaut entre 85 et 95 ms.

**L'onde T :*

Elle correspond à la relaxation des ventricules, son amplitude est faible par rapport au complexe QRS.

**L'onde U :*

Elle correspond à la repolarisation du réseau Purkinjie.

**l'intervalle RR :*

Délimité par les sommets de deux ondes R consécutives, à travers cet intervalle on peut calculer la fréquence cardiaque qui correspond à sa durée et détecter aussi toutes les arythmies chez le patient.

**Le Segment ST :*

C'est la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T dans cet intervalle les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif.

*L'intervalle QT :

Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour qu'elle se propage du nœud sinoïdal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.[3]

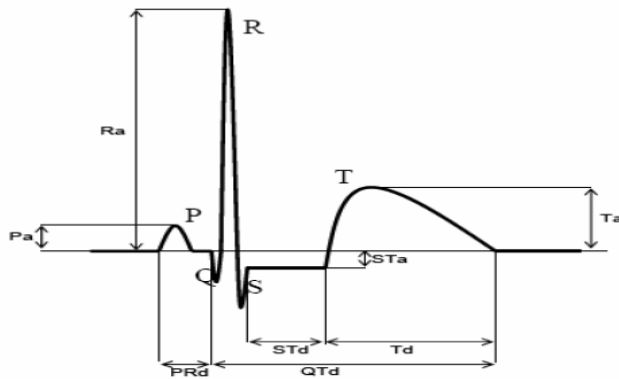


Figure 1.7 Paramètres d'intérêt pour la description d'un battement cardiaque

1.6 Conclusion :

A travers ce premier chapitre on a pu décrire l'anatomie du cœur en traitant le rôle de chacune de ses parties dans la circulation sanguine. On a aussi parlé de la correspondance de chaque forme d'onde de signal ECG avec l'activité du cœur. La bonne classification de ses ondes ainsi que la compréhension de leurs formes nous aident pour avoir une bonne compression du signal.

Chapitre II

Techniques de compression

Introduction :

La compression consiste à transformer une suite de bits A en une suite B d'une taille réduite en utilisant une considération venant de la théorie d'information .Cela assure le transfert des données dans un temps plus court ainsi que l'enregistrement de plus d'information dans le même espace de stockage.

La décompression représente son opération inverse ses deux procédés sont devenus 2 parties intégrantes dans la transmission des données.

Avant de citer les différentes techniques de compression, leur classification, et les différents critères utilisés pour évaluer leurs performances on entame ce chapitre par la définition des différentes notion de la théorie d'information :entropie au sens de Shannon ,codage ...

2.1 Systèmes de communication et théorie d'information :

La théorie des communications s'intéresse aux moyens de transmettre une information depuis une source jusqu'à un utilisateur .La nature de la source peut-être très variée. Il peut s'agir par exemple d'une voix, d'un signal électromagnétique ou d'une séquence de symboles binaires [6].

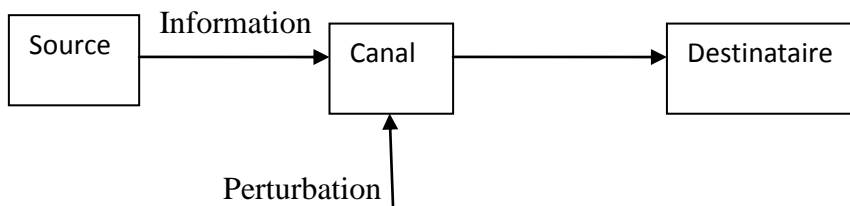


Figure 2.1 –Schéma d'un système de communication.

Cette figure montre le schéma de communication .La source et le destinataire sont deux entités séparées et reliées par un canal qui représente le support de la communication, mais aussi le siège des perturbations.

Afin d'avoir un système de communication plus fiable deux parties fondamentales étaient ajoutées, il s'agit des Codec et les modems.

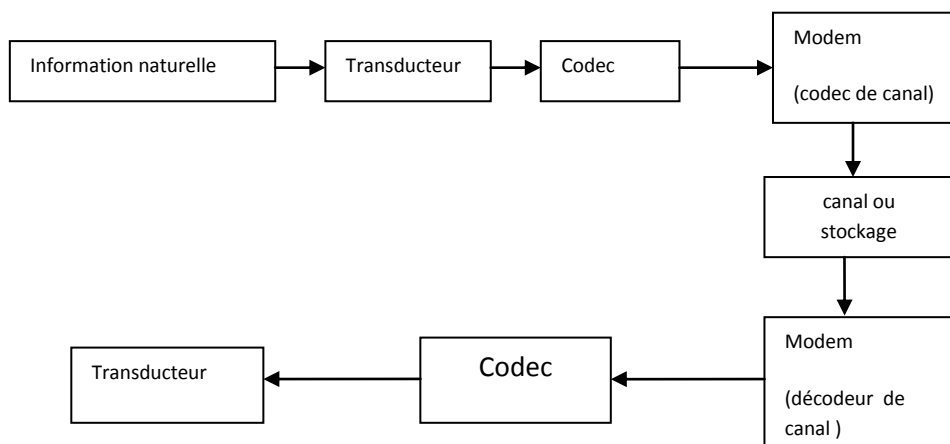


Fig. 1.2 Schéma actuel d'un système de communication [10]

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

2-le modem essaye d'adapter le flot de bits « bits stream » Au canal ou au média,il ajoute également une redondance pour protéger le signal contre les erreurs du canal [10].

Dans les années 40 C.E Shannon a pu développer une théorie probabiliste appelée théorie de l'information, son objectif principal est de représenter un signal avec le moins de bits possible, tout en ayant une distorsion acceptable ou nulle pour une distribution statistique donnée.

Shannon a pu démontrer à l'existence d'une limite de compression, appelé l'entropie, elle est dénotée par H. La compression des signaux avec un taux près de cette valeur assure une distorsion presque nulle, au-delà de cette valeur toute compression a une distorsion dépendante au taux suivant la fonction de distorsion $R(d)$ qui donne le meilleur taux de compression pour une distorsion quelconque.

2.2 Entropie d'une source :

On considère qu'on a une source discrète stationnaire, ergodique et sans mémoire X. Les échantillons $X(i)$ sont totalement décorrélés entre eux. Chaque échantillon temporelle $x(i)$ est indépendant des échantillons $x(i-1), x(i-2), \dots, x(N-1)$ et il ne peut prendre que N valeurs différents dans l'ensemble $\{a_0, a_1, \dots, a_{n-1}\}$ [10].

On associe pour chaque échantillon de la source X sa probabilité d'apparition $P(x(i)=a_i)=P_x(a_i)$. On définit ainsi les probabilité : $P(a_0), P(a_1), P(a_{N-1})$.

L'expression de l'entropie de X est définie comme suit :

$$H(x) = -E[\log_2 p(x)] = -\sum P_x(a_i) \log_2 P_x(a_i) \quad (2,1)$$

Le bits/échantillons représente l'unité de l'information, la quantité de l'information moyenne mesure alors le nombre de bits nécessaire en moyenne pour coder des symboles émis par la source .La grandeur $I(x) = -\log_2(x)$ est appelé l'auto information, plus l'événement est rare, plus l'information qui lui associé est grande, chaque lettre de la source a donc une surprise qui lui est propre. La surprise moyenne n'est que l'entropie de la source :

$$H(x) = E [I(x)] \quad (2,2)$$

2.3 Types de compression :

2.3.1 compression sans perte :

La compression sans perte est aussi appelée compression non destructive ou encore compactage. La compression sans perte utilise des algorithmes qui compressent les données sans les dégrader.

Autrement dit, après la décompression des données, celles-ci sont identiques à celles utilisées pour la compression.

Dans ce type de compression la distorsion est nulle ($D=0$) et le débit est supérieur à l'entropie ($R>H(x)$).

Parmi les techniques de compression sans perte on peut citer :

2.3.1.1 Codage RLE :

RLE ou (Run-Length Encoding) représente un des modes de compression les plus simples, il se base sur le remplacement de toutes suites symboles ou de caractères identiques par un couple (nombre d'occurrences, bit ou caractère répété).

Exemple: AAAAAAAAAZZEEEEER donne : 8A2Z6E1R, ce qui est beaucoup plus court.

2.3.1.2 Le code de Huffman :

L'algorithme de Huffman met en œuvre plusieurs structures de données, Il opère sur un ensemble d'arbres. Ceux-ci sont plus précisément des arbres binaires pondérés. Tout nœud est affecté d'un poids, qui est la somme des poids de ses enfants, le poids de l'arbre est par définition le poids de sa racine. La forêt initiale est formée d'un arbre à un nœud pour chaque symbole de l'alphabet source, dont le poids est la probabilité d'occurrence de ce symbole. La forêt finale est formée d'un unique arbre, de poids 1, qui est l'arbre de décodage du code. L'algorithme est de type Glouton : il choisit à chaque étape les deux arbres de poids minimaux, soit a_1 et a_2 , et les remplace par l'arbre binaire pondéré d'enfants a_1 et a_2 (ayant donc comme poids la somme du poids de a_1 et du poids de a_2). La structure de données contenant les arbres doit permettre les opérations suivantes : déterminer l'arbre de poids minimum et l'extraire de la forêt, insérer un arbre dans la forêt. La figure 2.3 représente les étapes de la construction d'un arbre de Huffman.

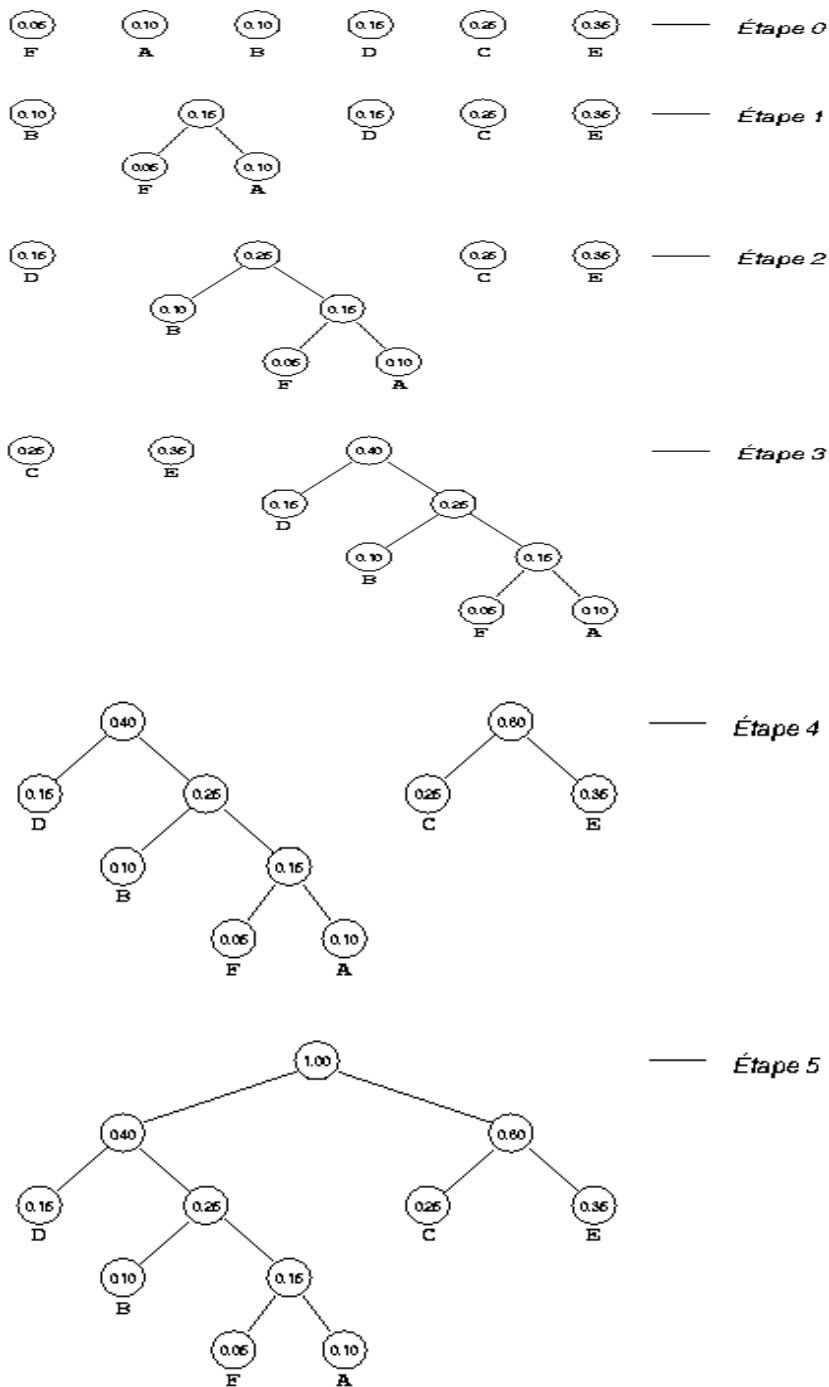


FIG. 2.1-Construction d'un code de Huffman

code de Huffman pour l'alphabet source $\{A,B,C,D,E,F\}$

Avec les probabilités $P(A) = 0.10$, $P(B) = 0.10$, $P(C) = 0.25$, $P(D) = 0.15$, $P(E) = 0.35$, $P(F) = 0.06$. Si l'on utilise les bonnes structures de données pour représenter les arbres et les forêts (par exemple, une file de priorité), le coût de la construction du code est en $n \log n$ pour un alphabet à n symboles. Le code d'un symbole est alors déterminé en suivant le chemin depuis la racine de

l'arbre jusqu'à la feuille associée à ce symbole en concaténant successivement un 0 ou un 1 selon que la branche suivie est à gauche ou à droite.

2.3.1.3 Méthode Lempel-Ziv-Welch (LZW) :

LZW est basée sur la même méthode, mais Welch a constaté que, en créant un dictionnaire initial de tous les symboles possibles, la compression était améliorée puisque le décompresseur peut recréer le dictionnaire initial et ne doit donc pas le transmettre ni envoyer les premiers symboles. La compression Lempel-Ziv-Welch est dite de type dictionnaire. Elle est basée sur le fait que des motifs se retrouvent plus souvent que d'autres et qu'on peut donc les remplacer par un index dans un dictionnaire. Le dictionnaire est construit dynamiquement d'après les motifs rencontrés. Le dictionnaire est déjà rempli de 255 caractères. En effet, les caractères du code ASCII sont déjà présents au début du dictionnaire. En parcourant la chaîne à coder, on enregistre donc le premier élément en tant que n° 256.

étape	lu	émis (déc)	émis (bin)	tampon	adresse	séquence
1	A			A	0...255	ascii 0...255
2	I	65	0100 0001	AI	256	AI
3	D	73	0100 1001	ID	257	ID
4	E	68	0100 0100	DE	258	DE
5	blanc	69	0100 0101	E blanc	259	E blanc
6	T	32	0010 0000	blanc T	260	blanc T
7	O	84	0101 0100	TO	261	TO
8	I	79	0100 1111	OI	262	OI
9	blanc	73	0100 1001	I blanc	263	I blanc
10	L	32	0100 0000	blanc L	264	blanc L
11	E	76	0100 1100	LE	265	LE
12	blanc	SP	1111 1111	E blanc		
13	C	259	1 0000 0011	E blanc C	266	E blanc C
14	I	67	0 0100 0011	CI	267	CI
15	E	73	0 0100 1001	IE	268	IE
16	L	69	0 0100 0101	EL	269	EL
17	blanc	76	0 0100 1100	L blanc	270	L blanc
18	T			blanc T		
19	blanc	260	1 0000 0100	blanc T blanc	271	blanc T blanc
20	A	32	0 0010 0000	blanc A	272	blanc A
21	I			AI		
22	D	256	1 0000 0000	AID	273	AID
23	E			DE		
24	R	258	1 0000 0010	DER	274	DER
25	A	82	0 0101 0010	RA	275	RA
26		65	0 0100 0001			

Figure 2.2 Codage de la chaîne "AIDE TOI LE CIEL T AIDERA"

La figure 2.2 nous montre les étapes du codage de la chaîne "AIDE TOI LE CIELT AIDERA". La colonne 1 numérote les étapes. La seconde montre l'action du pointeur (lecture), on se réfère ensuite à la colonne 5 pour y étudier le tampon, et le comparer avec le dictionnaire (colonnes 6 et 7). Le résultat est ensuite émis (colonnes 3 et 4). L'objectif de l'algorithme LZW est de construire un dictionnaire où les séquences seront désignées par une adresse dans le dictionnaire. Les premières étapes du compactage sont les

suivantes : le premier octet lu est A .l'algorithme n'effectue que cette action à la première étape. A est mémorisé dans un tampon T. Puis l'octet I est lu. On le place dans le tampon T qui contient alors AI. On regarde si la chaîne de T existe dans le dictionnaire. Elle n'existe pas, donc on ajoute la chaîne de T (AI) dans le dictionnaire et on émet le code de A à défaut d'une chaîne plus longue. Ensuite on retire A de T et on recommence le processus. Si la chaîne dans T existe dans le dictionnaire, on n'émet rien dans le fichier de sortie, mais on lit le caractère suivant pour rechercher une chaîne plus longue. C'est ce qui se passe à l'étape 12 : E blanc est déjà dans le dictionnaire, on tente de chercher E blanc C à l'étape suivante. La recherche de E blanc C échoue et on émet le code de E blanc puis on garde seulement C dans T (le dernier caractère lu) : On se retrouve comme en phase d'initialisation. On peut remarquer qu'à l'étape 12, au lieu de ne rien faire on a émis un code SP =11111111. Ce code signifie qu'à partir de ce point les adresses ne seront plus émises sur 8 bits mais sur 9 bits, ceci pour permettre de gérer des adresses de tailles variables. Ce code ne sert qu'au décompacteur pour savoir l'action qu'il doit faire, en plus du décodage. D'autres codes peuvent être émis, comme Vider le dictionnaire. Le code SP peut être codé sur 17 bits (8 puis 9) pour ne pas le confondre à la décompression avec le caractère 255. [8]

2.3.2 Compression avec perte :

La compression avec pertes ne s'applique qu'aux données « perceptibles », en général sonores ou visuelles, qui peuvent subir une modification, parfois importante, sans que cela soit perceptible par un humain. La perte d'information est irréversible, il est impossible de retrouver les données d'origine après une telle compression. La compression avec pertes est pour cela parfois appelée compression irréversible ou non conservative.

Dans ce type de compression le débit est inférieur à l'entropie ($R < H(x)$), la distorsion sur le signal existe on fait souvent dans ce genre de compression une sorte de compromis entre le taux de compression et la distorsion.

2.3.2.1 Méthodes directes

Les méthodes directes considèrent le signal à compresser comme une succession de segments ou de courbes. La recherche des pentes, des débuts et des fins de ces segments, relève des estimateurs, de l'extrapolation et de l'interpolation et d'autres points caractéristiques des signaux tels que les extrema et les points d'inflexion doivent aussi être déterminés. Les méthodes directes comme AZTEC, CORTES, et les Splines cubiques ont l'avantage d'utiliser des algorithmes rapides, se prêtant mieux aux implémentations temps réel. Toute fois, elles introduisent beaucoup de distorsions ce qui exige en outre un filtrage passe bas après reconstruction.[3]

2.4.2.1.1 La prédiction linéaire :

Son principe se base sur l'estimation d'échantillon présent en fonction des échantillons précédents sous une forme linéaire :

$$X_m(n) = \sum_{i=0}^n a_i * x(n-i) \quad (2.7)$$

Avec a_i coefficient de prédiction, l'erreur est égale à :

$$E = X - X_m$$

2.4.2.1.2 Interpolation polynomiale :

C'est l'approximation d'un signal par un polynôme dont les coefficients sont calculés à partir de quelques échantillons du signal original, afin d'estimer le reste d'échantillons.

Parmi les techniques d'interpolation on peut citer la méthode des splines .

Méthode des splines

Les fonctions Splines sont des tronçons de polynômes définis sur de sous intervalles et raccordés par des conditions de continuités. Par leur nature segmentée, les fonctions Splines

Permettent une interpolation efficace des caractéristiques locales d'un signal. Ceci comble certaines lacunes des polynômes d'interpolation de Lagrange qui donnent un résultat exact en tout point du support de façon globale. Une fonction Spline d'ordre m est formée de polynômes successifs de degré m . Elle est définie sur un intervalle $[a, b]$, ayant comme noeuds la suite : $t = \{t_0, t_1 \dots t_n\}$, avec $T_0 = a$ et $T_n = b$. Les polynômes P_{im} sont donc de la forme [3]:

$$P_{im}(x) = \sum_{k=0}^n a_k^{(i)} (x - x_i)^k \quad (2.8)$$

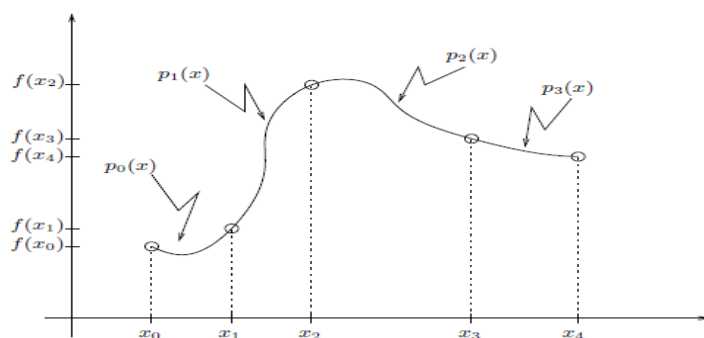


Figure 2.3 – Splines cubiques : n polynômes de degré 3

2.3.2.2 Méthodes par transformée

2.3.2.2.1 transformée discrète de fourrier

La transformée de Fourier discrète est plus facile à décrire pour une variable complexe même si elle s'applique également à un signal réel. Elle correspond au changement de base du signal depuis l'espace des temps (ou des positions), vers la base des fréquences (ou des vecteurs d'onde) associées aux fonctions $e^{-2i\pi.k.r}$ avec k variable. Si le signal à étudier est échantillonné à intervalle régulièrement espacé et si l'erreur statistique est la même pour tous les échantillons, on peut utiliser la méthode du produit scalaire pour obtenir les Coefficients de Fourier.

Le signal s'écrit $S_r \in \mathbb{C}$ avec $r \in [0, N[$ dans l'espace direct, les composantes de Fourier s'écrivent :

$$a_k = \frac{1}{n} \sum_{r=0}^{N-1} S_r \cdot \exp(-2i\pi.k.r/N) \quad (2.9)$$

avec $k \in [-N/2, N/2[$ et $1/N$ est un coefficient de normalisation.

Si nous avons N points complexes de signal (soit $2N$ variables), nous obtenons N modes de Fourier (également complexes, soit à nouveau $2N$ variables). Nous avons bien affaire à un changement de base. On peut évidemment définir la transformée de Fourier inverse qui redonne le même signal à partir de ses composantes :

$$S_s = \sum_{k=-N/2}^{k < N/2} a \exp(2i\pi.k.s/N) \quad (2.10)$$

L'ensemble des composantes de Fourier contient la même information et la même énergie que le signal dans l'espace direct.

2.4.2.2.2 transformée en cosinus discrète :

La transformée en cosinus discrète ou TCD (de l'anglais : DCT ou Discrete Cosine Transform) est une transformation proche de la transformée de Fourier discrète (DFT). Le noyau de projection est un cosinus et crée donc des coefficients réels, contrairement à la DFT, dont le noyau est une exponentielle complexe et qui crée donc des coefficients complexes. On peut cependant exprimer la DCT en fonction de la DFT, qui est alors appliquée sur le signal symétrisé.

La DCT d'un vecteur X de N éléments est définie de la manière suivante :

$$C(k) = w(k) \sum_{x=1}^N f(x) \cos\left(\frac{\pi(2x-1)(k-1)}{2N}\right) \quad (2.11)$$

$$k=1,2,\dots,N$$

Tels que $w(k) = \frac{1}{\sqrt{N}}$ pour $k=1$ et $w(k) = \sqrt{\frac{2}{N}}$ pour $2 \leq k \leq N$

La transformée inverse est définie par la relation suivante :

$$f(u) = \sum_{x=0}^{N-1} a(x)C(x) \cos\left(\frac{\pi(2x+1)u}{2N}\right) \quad (2.12)$$

2.4.2.2 la transformée de Karhunen-Loeve :

Cette transformée qui est reliée à l'Analyse en composantes principales. Cette technique optimale concentre l'énergie sur le même axe, l'étalement des valeurs statistiques sur l'axe rassemblant le maximum d'informations en terme de variance contribue à accentuer la capacité de discrimination des objets géographiques, les informations statistiques contenues sur les autres axes de la transformée de Karhunen-loeve constituent de nouvelles informations statistiques qui par leur contenus inédits peuvent enrichir notre connaissance.

$$R_{N \times N} = E[(x - \bar{x})(x - \bar{x})^T]_{N \times N} \quad (2.13)$$

L'élément (i,j) de la matrice est la covariance des éléments X_i, X_j .

$$R = \begin{Bmatrix} \sigma_{11}^2 & \dots & \sigma_{1N}^2 \\ \dots & \dots & \dots \\ \sigma_{N1}^2 & \dots & \sigma_{NN}^2 \end{Bmatrix}$$

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

$$\begin{pmatrix} 1 & \rho_1 & \dots & \rho_{N-1} \\ \rho_1 & 1 & \dots & \rho_{N-2} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ \rho_{N-1} & \rho_1 & 1 & \end{pmatrix}$$

Donc on décompose le signal X sur la base constituée par les vecteurs propres de cette matrice, la matrice R' (R après le changement de base) est une matrice diagonale, l'énergie se concentre dans ses premières le reste des valeurs représente une information supplémentaire. [9]

2.3.2.3 Compressions par extraction des paramètres

2.3.2.3.1 la transformée en ondelette :

La transformée en ondelettes est un outil mathématique qui décompose un signal en fréquences en conservant une localisation spatiale. Le signal de départ est projeté sur un ensemble de fonctions de base qui varient en fréquence et en espace. Ces fonctions de base s'adaptent aux fréquences du signal à analyser. Cette transformation permet donc d'avoir une localisation en temps et en fréquence du signal analysé.

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

$$W(\omega) \Big|_{\omega=0} = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) e^{-j\omega t} dt \Big|_{\omega=0} = 0$$

Cette condition assure la reconstitution du signal original à partir de la transformée inverse d'ondelettes.

On peut citer deux types d'ondelettes la transformée en ondelette continue (CWT) et transformée en ondelette discrète.

La transformée en ondelette continue

$$\text{CWT}(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi_{a,b}(t) dt \text{ avec une fonction ondelette est définie par : } \psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) [10]$$

La transformée en ondelette discrète est décrite en détails dans le 4eme chapitre.

2.4 Evaluation de la compression :

2.4.1 Taux de compression :

Le taux de compression est une comparaison du volume de données compressées et celui des données initiales. Quantitativement, on le représente par le rapport entre le Nombre de bits utilisés pour représenter le signal original et le nombre de bits nécessaires pour représenter le signal comprimé.

$$\tau_c = \frac{\text{Nb de bits signal original}}{\text{Nb de bits signal compressé}}. [3]$$

2.4.2 Mesure de la fidélité de la reconstruction :

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

-le PRD (percent Root square Difference)

Le PRD est la méthode la plus utilisée. Il traduit en quelque sorte le pourcentage de l'erreur relative normalisée en énergie. Le PRD s'exprime par :

$$\text{PRD} = 100 * \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^N x_i^2}} \%$$

où :

N : est le nombre des échantillons que contient le signal

x_i : sont les échantillons du signal original

\hat{x}_i : sont les échantillons reconstruits après décompression.[3]

2.4.3 La complexité d'un algorithme :

La complexité d'un algorithme se mesure par le temps nécessaire pour son exécution. Les machines ayant des architectures différentes et par conséquent des vitesses d'exécution différente, on préfère exprimer la charge de calcul par une quantité absolue qui est le nombre d'opérations mathématiques. Ceci permet d'établir une différence entre les algorithmes rapides et les algorithmes lents, entre les algorithmes qui fonctionnent en temps réel et ceux qui ne peuvent pas le faire. Comme nous l'avons indiqué au chapitre 1, les méthodes temporelles de compression des signaux sont plus rapides que celles s'appuyant sur les transformations.[3]

Conclusion :

A travers ce chapitre on a pu traiter les types de compressions avec pertes et sans pertes, leur différence réside au niveau de complexité et de distorsion, celles avec pertes peuvent atteindre un niveau de compression élevé mais une fiabilité médiocre, elles ne sont utilisées que dans les systèmes de communication là où la rapidité de transmission est le facteur le plus important.

Chapitre III
COMPRESSION DU
SIGNAL ECG

Introduction :

A partir de quelques secondes d'enregistrement d'un signal ECG on peut obtenir un nombre important des données .Le transfert d'un flot plus important (des heures d'enregistrements) nécessite une compression, les différentes techniques avec pertes et sans pertes traités dans le chapitre précédent sont les plus utilisées.

Dans ce chapitre on va exploiter trois techniques de compression la 1ere c'est une compression par transformation qui est la DCT, les données compressées par cette méthode vont être ensuite codées par la méthode RLE (Run-length –encoding) qui est une méthode sans pertes, la 2eme méthode est une méthode directe (Spline cubique), la 3eme méthode c'est une compression par extraction de paramètres (méthode d'ondelettes).

3.1 Méthode DCT-RLE :

La transformée en cosinus discrète projette le signal sur un cosinus ce qui crée contrairement à la DFT des coefficients réels, cette méthode nous permet d'avoir une énergie bien concentrée sur un minimum de bits, le seuillage met à zéro les coefficients inférieurs au seuil (qui correspond aux hautes fréquences), l'utilisation de RLE nous permet de compresser le signal quantifié sans perdre de l'information en codant chaque bit et sa redondance cela réduit la taille physique de la chaîne de caractères, la récupération du signal passe par la RLE inverse ,la reconstitution et la DCT inverse ,le schéma ci-dessous montre le processus de compression et décompression :

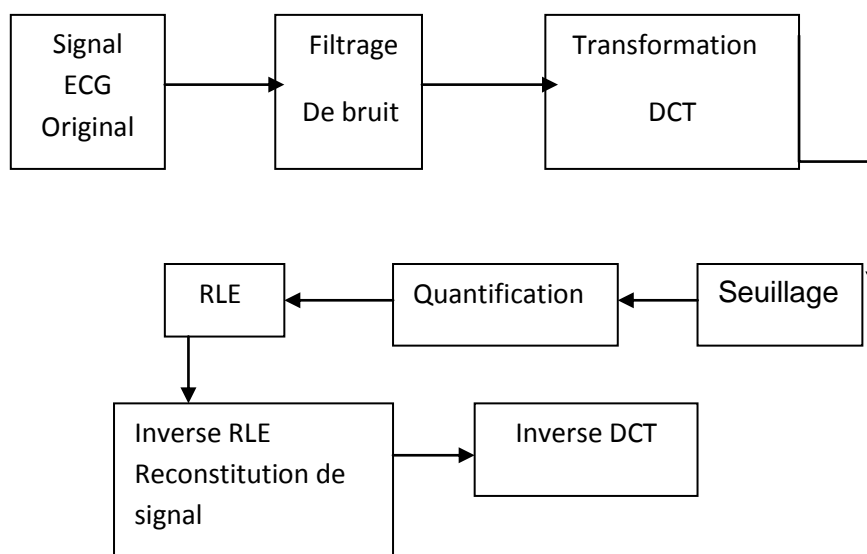


Figure 3.1 Schéma bloc d'un système de compression et de décompression DCT-RLE

3.1.1 Filtrage de bruit :

Le signal ECG couvre la plage de fréquence 0,05-80 Hz l'utilisation d'un filtre adéquat comme celui de Savitzky-Golay permet de lisser le signal et filtrer le bruit de fond et minimiser les artefacts par parasitage, cette purification est une étape de préliminaire incontournable dans tous les algorithmes de compressions vu qu'elle augmente le taux de compression.

3.1.2 Transformation DCT

Dans cette étape on projette le signal filtré sur un cosinus suivant la transformation suivante

$$C(k) = w(k) \sum_{x=1}^N f(x) \cos\left(\frac{\pi(2x-1)(k-1)}{2N}\right) \quad (3.1)$$

$$k=1,2,\dots,N$$

L'énergie est concentrée sur les basses fréquences d'où la possibilité de reconstituer le signal avec un minimum de bits.

3.1.3 Seuillage (Thresholding) :

Après la transformation en cosinus discrets les bits qui correspondent à des coefficients inférieurs à un seuil fixe sont mises à zéro, cette opération joue le rôle d'un filtre passe bas vu que l'énergie est concentrée sur les basses fréquences.

3.1.4 Quantification :

La quantification est un processus irréversible qui entraîne une perte d'information, cette technique consiste à représenter les valeurs après seuillage par une plage d'entier de 0 à 255.

3.1.5 RLE :

Le seuillage engendre un nombre important de coefficient égal à zéro l'utilisation de la RLE permet de réduire la taille de trame en supprimant toute redondance.

3.1.6 La reconstitution du signal

On arrive à récupérer le signal original à partir de sa compression en appliquant une RLE et une DCT inverse puis une reconstitution du signal quantifié.

3.1.7 Taux de compression :

$$CR = \frac{N}{M} \quad (3.1)$$

tels que : M est la taille du signal compressé (après RLE)

N : est la taille du signal original.[11]

3.2 Compression par la méthode des Splines cubiques :

Les Splines cubiques sont des fonctions régulières ou lisses cette caractéristique permet de représenter un nombre important de points par le peu de polynômes possibles. Elles représentent un bon compromis entre la régularité de la courbe obtenue et le degré des polynômes utilisés.

3.2.1 Déterminations des polynômes $P_i(x)$:

Pour une fonction f quelconque on considère $(n + 1)$ points d'interpolation $(x_i, f(x_i))$, $i=0,1,2,\dots,n$ par lesquels on souhaite faire passer une courbe autant de fois différentiable que possible. Dans chaque intervalle $[x_i, x_{i+1}]$ (de longueur $h_i = x_{i+1}-x_i$), Nous allons utiliser un polynôme de degré 3 de la forme :

$$p_i(x) = f_i + f'_i(x - x_i) + \frac{f''_i}{2!}(x - x_i)^2 + \frac{f'''_i}{3!}(x - x_i)^3 \quad (3.2)$$

Pour $i=0,1,2,\dots,n-1$

La figure suivante illustre la représentation d'une fonction par segment

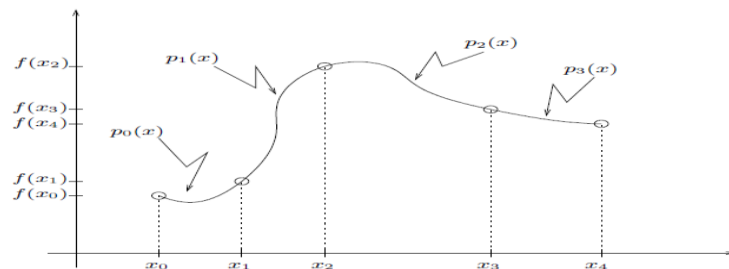


Fig (3.2) Représentaion d'une fonction par spline cubique

Puisque l'on a $(n + 1)$ points d'interpolation, il y a n intervalles $[x_i, x_{i+1}]$ qui résultent en $4n+1$ coefficients inconnus (f_i, f'_i, f''_i pour $i = 0, 1, 2, \dots, n - 1$ plus le f''_n). La détermination de ces coefficients nécessite $4n+1$ équation afin que le système soit déterminé. on essayera a travers ces équations de les exprimer en fonction de la dérivée deuxième.

Suite à la continuité de la Spline et ses dérivés sur les extrémités on a :

$$P_i(x_i) = f_i = P_{i+1}(x_i) \quad (3.3)$$

$$P'_i(x_i) = f'_i = P'_{i+1}(x_i) \quad (3.4)$$

$$P''_i(x_i) = f''_i = P''_{i+1}(x_i) \quad (3.5)$$

On définit tout d'abord que f''_n comme la dérivée seconde de la spline en x_n . à partir de la condition de continuité de la dérivée seconde on a :

$$f''_n = P''_{n-1}(x_n) = f''_{n-1} + f'''_{n-1}(x_n - x_{n-1}) = f''_{n-1} + f'''_{n-1} + f'''_{n-1}h_{n-1} \quad (3.6)$$

D'où :

$$f'''_n = \frac{f''_n - f''_{n-1}}{h_{n-1}} \quad (3.7)$$

A partir de l'équation (3.3) on a :

$$P_i(x_{i+1})=f(x_{i+1})= P_{i+1}(x_{i+1})= f_i+ f'_i(x_{i+1}- x_i)+ \frac{f''_i}{2!} (x_{i+1}- x_i)^2 + \frac{f'''_i}{3!} (x_{i+1}- x_i)^3 = f(x_i)+ f'_i h_i+ \frac{f''_i}{2!} h_i^2+ \frac{f'''_i}{3!} h_i^3 \quad (3.8)$$

On isole f' :

$$f'_i= \frac{f(x_{i+1})-f(x_i)}{h_i} - \frac{f''_i}{2!} h_i- \frac{f'''_i}{3!} h_i^2 = f[x_i, x_{i+1}]- \frac{f''_i}{2!} h_i- \frac{f'''_i}{3!} h_i^2 \quad (3.9)$$

on a :

$$f'''_i= \frac{f''_i- f''_{i-1}}{h_{i-1}} \quad (3.10)$$

On la remplace dans l'équation (3.9) qui devient :

$$f'_i= f[x_i, x_{i+1}]- \frac{h_i f''_i}{3} - \frac{h_i f''_{i+1}}{6} \quad (3.11)$$

et puisque $P'_{i+1}(x_{i+1})= P'_i(x_{i+1})$ d'où :

$$f'_{i+1}= f'_i+ f''_i h_i+ \frac{f'''_i h_i^2}{2} \quad (3.12)$$

En remplaçant (3.10) et (3.11) dans (3.12) on trouve :

$$h_i f''_i + 2(h_i + h_{i+1}) f''_{i+1} + h_{i+2} f''_{i+2} = 6(f[x_{i+1}, x_{i+2}] - f[x_i, x_{i+1}]) \quad (3.13)$$

$$\text{Puisque } h_i+h_{i+1}=x_{i+1}-x_i+ x_{i+2}- x_{i+1}= x_{i+2}- x_i \quad (3.14)$$

Et l'équation devient (3.13) devient :

$$\frac{h_i}{h_i+h_{i+1}} f''_i + 2f''_{i+1} + \frac{h_{i+2}}{h_i+h_{i+1}} f''_{i+2} = 6(f[x_i, x_{i+1}, x_{i+2}]) \quad (3.15)$$

Dans le cas où les abscisses sont équidistantes c'est-à-dire $h_i=h$

L'équation qui définit la matrice du système devient plus simple :

$$\frac{1}{2} f''_i + 2f''_{i+1} + \frac{1}{2} f''_{i+2} = 6(f[x_i, x_{i+1}, x_{i+2}]) \quad (3.16)$$

pour $i = 0, 1, 2, \dots, n-2$

Donc on obtient une matrice tri diagonal qui représente le système. Nous avons donc imposé un total de $4n-1$ contraintes à nos $4n+1$ inconnues de départ. Nous avons également exprimé toutes

les inconnues du système en fonction des dérivées secondes f_i' de la spline ,et de fait il ne reste que $n + 1$ inconnues pour les $n-1$ équations du système. On doit donc ajouter, de façon plus ou moins arbitraire, deux équations supplémentaires pour compléter le système et avoir autant D'équations que d'inconnues. Nous présentons maintenant quelques possibilités dont le choix précis dépend du problème et de la connaissance que l'on a de ce qui se passe aux extrémités de la courbe.

Afin de compléter le système on ajoute deux autres nouvelles conditions (conditions frontières).

Parmi les types de conditions frontières on site :

1-Spline naturelle :On ajoute deux équations S_1 et S_n qui sont nulle $S_1=S_n=0$

2-On ajoute deux équations $f''_1=f''_2$; $f''_{n-1}=f''_n$

3-méthode « not –a knot » Cela consiste à éliminer, mais de manière virtuelle seulement, les nœuds d'interpolation

x_1 et x_{n-1} . Pour ce faire, on impose en ces deux nœuds la continuité de la troisième dérivée soit :

On ajoute deux conditions :

$$f''_1 = f''_2 \frac{h_1+h_2}{h_2} - \frac{h_1}{h_2} f''_3 \quad (3.17)$$

$$f''_n = -f''_{n-2} \frac{h_{n-1}}{h_{n-2}} + \frac{h_{n-2}+h_{n-1}}{h_{n-2}} f''_{n-1} \quad (3.18)$$

une fois les dérivées secondes sont calculées on peut conclure les f_i , f'_i , f''_i d'où de cette manière on détermine chaque polynôme d'approximation.[11]

3.2.2compression par Splines :

L'utilisation des Splines nous permet de reconstituer notre signal ECG à partir de quelques échantillons afin de choisir les bons échantillons à garder, on applique un algorithme de choix Le principe de ce dernier est facile il consiste à choisir un échantillon de contrôle $f(x_i)$ (extrémité à gauche de notre intervalle) et $f(x_{i+2})$ l'extrémité à droite. Après on essaye de calculer $\{f, f'_i, f''_i, f'''_i\}$ et on approxime avec la spline calculée la valeur de $f(x_{i+1})$.toute en la comparant avec la valeur originale, si elle dépasse un certain seuil on garde l'échantillon dans la mémoire si la différence ne dépasse pas le seuil ,l'échantillon est redondant donc on incrémente notre intervalle en choisissant x_{i+3} comme extrémité droite on approxime x_{i+1} ,et x_{i+2} par la nouvelle spline et on compare la différence avec leurs valeurs originales si elle dépasse le seuil. on mémorise $f(x_{i+2})$ toute en le mettant comme échantillon de control ,si elle ne dépasse pas le seuil on franchit x_{i+4} ,on répète la même procédure pour les points suivant ,en incrémentant à chaque redondance notre intervalle.

La figure suivante montre le schéma synoptique de la compression et la reconstitution du signal par Spline cubique

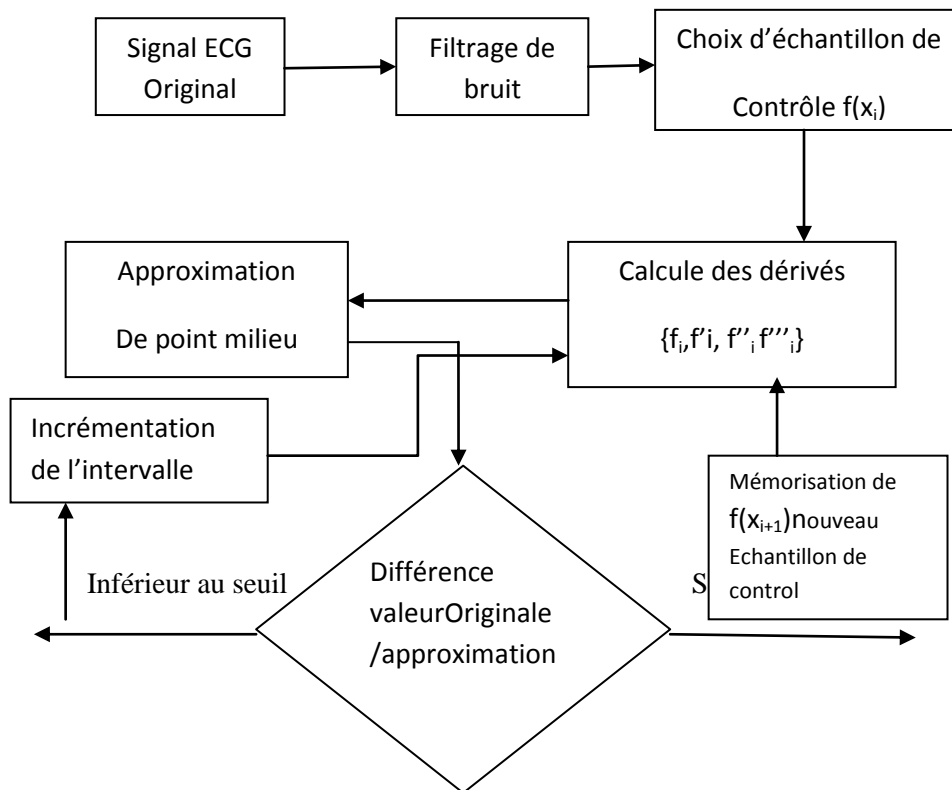


Fig (3.3) schéma synoptique de la compression par spline

3.3 Compression par ondelettes :

3.3.1 Introduction :

Une des faiblesses de la transformée de fourrier c'est l'incapacité de représenter simultanément et avec précision l'information sur le temps et la fréquence une des solutions pour résoudre ce problème c'est les représentations temps -fréquences

Au lieu de représenter $f(t)$ par sa transformée $F(u)$, on veut pouvoir représenter $f(t)$ par une nouvelle fonction $g(v, \tau)$ qui donne à la fois de l'information selon le temps τ et selon la fréquence v .

La transformée en ondelette est la technique la plus récente pour représenter un signal en temps et en fréquence, et contrairement aux autres techniques comme la transformée de GABOR où la fonction fenêtre est d'une largeur fixe. Cela entraîne une perte de précision en temps et en fréquences. Cette technique utilise une fonction ondelette d'une largeur dépendante de la

fréquence, elle s'étire en fonction S en gardant le même nombre d'oscillations comme le démontre l'équation suivante :

$$g(s, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi_{s\tau}(t) f(t) dt \quad (3.19)$$

L'ondelette est choisie d'une manière qu'elle produit autant de coefficients nuls que possible afin que notre codage soit optimal.

La décomposition en ondelette nous permet d'analyser le signal sur différentes bandes de fréquences, en le décomposant à chaque étape en 2 composantes basses fréquences et hautes fréquences. Les basses fréquences donnent la forme du signal et hautes fréquences montrent les détails.

La compression d'ECG à l'aide de cette méthode consiste donc à éliminer les détails qui n'influent pas sur la vision, en gardant juste le signal d'approximation.

3.3.2 Analyse de bandes :

Le principe de base d'analyse de bandes est de penser qu'on peut décomposer un signal discret $x(n)$ de longueur N , où $n = \{0, 1, \dots, N - 1\}$, et de largeur de bande Ω en un ensemble de signaux $y_i(n)$ plus courts et de largeur de bande plus étroite. Chacun des signaux $y_i(n)$ est produit en appliquant le filtre passe-bande approprié et en sous-échantillonnant.

L'opération de sous-échantillonnage n'élimine pas d'information, Puisqu'on l'applique sur des signaux ayant la même longueur que $x(n)$ mais ayant une largeur de bande réduite. Chacun des signaux $y_i(n)$ ne contient qu'une portion de l'information du signal de départ. Aucune information n'est perdue. On peut donc espérer reconstruire parfaitement $x(n)$ à partir de l'ensemble des $y_i(n)$.

On réalise cette reconstruction de la façon suivante. On sur-échantillonne les signaux $y_i(n)$ et on leur applique le filtre d'interpolation approprié. Il suffit ensuite d'additionner les signaux résultants pour obtenir $x(n)$. On décompose donc le signal $x(n)$ en seulement deux signaux : $y_0(n)$ et $y_1(n)$. La largeur de ces signaux est $\Omega/2$ et leur longueur est $N/2$. Le signal de sortie $x'(n)$ provient de la décomposition du signal d'entrée $x(n)$ par l'utilisation des filtres $h_0(n)$ et $h_1(n)$, suivie de la reconstruction du signal par l'utilisation des filtres $g_0(n)$ et $g_1(n)$. Les filtres $h_0(n)$ et $h_1(n)$, ou $H_0(u)$ et $H_1(u)$ dans le domaine de Fourier, sont appelés les filtres d'analyse. $H_0(u)$ est un filtre passe-bas et $H_1(u)$ est un filtre passe-haut. Le signal $y_0(n)$ contient les basses fréquences du signal $x(n)$ tandis que le signal $y_1(n)$ en contient les hautes fréquences. Les filtres $g_0(n)$ et $g_1(n)$ sont appelés les filtres de synthèse.

La relation entre les filtres d'analyse et de synthèse est la suivante.

$$\begin{cases} g_0(n) = (-1)^n h_1(n) \\ g_1(n) = (-1)^{n+1} h_0(n) \end{cases} \quad (3.20)$$

Le Figure suivante montre la procédure de décomposition et reconstruction pour l'analyse de bandes

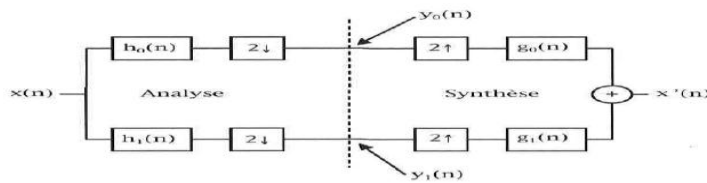


Fig 3.4 Algorithme de décomposition et reconstruction pour l'analyse de bandes

3.3.3 Analyse multi résolution :

L'objectif de cette analyse est de diviser chaque niveau de résolution j en deux espaces vectoriel V_j qui représente l'espace d'approximation à l'échelle j et l'espace W_j qui représente l'espace des détails, deux fonctions qui engendrent ces deux espaces :

- La fonction échelle $\zeta_{jk}(x)$ qui génère l'espace V_j
- La fonction ondelette $\psi_{jk}(x)$ qui génère l'espace W_j

3.3.4 Fonction échelle :

La fonction échelle $\zeta(x)$ est une fonction réelle qui appartient à l'espace des fonctions de carré sommable $L^2(\mathbb{R})$, la famille des fonctions $\{\zeta_{jk}(x)\}$ est définie de la manière suivante.

$$\zeta_{jk}(x) = 2^{j/2} \zeta(2^j x - k) \tag{3.21}$$

Pour tous j et k entiers. Le paramètre j permet une contraction ou une dilatation de la fonction tandis que le paramètre k permet une translation de celle-ci.

On peut choisir de restreindre le paramètre j à une valeur j_0 donnée. L'ensemble de toutes les fonctions $f(x)$ qui peuvent s'écrire comme une combinaison linéaire des fonctions de la famille $\{\zeta_{jk}(x)\}$ forme l'espace vectoriel V_0 . De façon plus générale, V_j est l'espace généré par la famille de fonctions $\{\zeta_{jk}(x)\}$ où le paramètre j est fixe.

Intuitivement, il est facile de voir que plus j augmente, plus l'espace V_j pourra inclure des fonctions avec de fortes variations et des détails plus fins. Ceci est une conséquence directe du fait qu'à mesure que j augmente, les fonctions $\zeta_{jk}(x)$ deviennent plus étroites et sont séparées par de plus petites distances sur l'axe des x .

3.3.5 La fonction ondelette :

La fonction ondelette génère l'espace complémentaire orthogonal de V_j dans V_{j+1} , elle est définie comme suit :

$$\psi_{jk}(x) = 2^{j/2} \psi(2^j x - k) \quad (3.22)$$

Les fonctions ψ_{jk} forment pour un j fixe l'espace W_j tels que :

$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j \quad (3.23)$$

Où \oplus dénote l'union des espaces

Donc à partir de cette équation on a la formule suivante :

$$V_j = V_{j_0} \oplus W_{j_0} \oplus W_{j_0+1} \oplus W_{j_0+2} \oplus \dots \dots W_{j-1}$$

Si une fonction appartient à l'espace V_j les fonctions

de base $\zeta_{j_0 k}$ pourront fournir une approximation de $f(x)$ mais pas la reproduire exactement. Dans ce cas, ce sont les fonctions $\{\psi_{j_0, k}, \psi_{j_0+1, k}, \dots, \psi_{j-1, k}\}$ qui pourront donner ce qu'il faut ajouter à l'approximation pour obtenir une représentation exacte.

Cela se traduit par l'expression suivante :

$$\zeta_{jk} = \sum_k h_\zeta(j_0, k) \zeta_{j_0, k}(x) + \sum_{j=j_0}^{j-1} \sum_k h_\psi(j, k) \psi_{j, k}(x) \quad (3.24)$$

les coefficients $h_\zeta(j_0, k)$ et $h_\zeta(j_0, k)$ représentent les projections de la fonction ζ_{jk} sur $\{\zeta_{j_0, k}\}$ et $\{\psi_{j_0, k}, \psi_{j_0+1, k}, \dots, \psi_{j, k}\}$

la relation entre h_ζ et h_ψ est donnée par la relation suivante :

$$h_\psi(n) = (-1)^n h_\zeta(1 - n)$$

Les coefficients de deux niveaux de résolution successifs j et $j + 1$ sont reliés suivant la loi suivante :

$$W_\zeta(j, k) = h_\zeta(-n) * W_\zeta(j+1, n) |_{n=2k, k \geq 0} \quad (3.25)$$

$$W_\psi(j, k) = h_\psi(-n) * W_\zeta(j+1, n) |_{n=2k, k \geq 0} \quad (3.26)$$

Les coefficients $W_\zeta(j, k)$ et $W_\psi(j, k)$ s'obtiennent donc en faisant la convolution des coefficients $W_\zeta(j, k)$ avec le filtre approprié $h_\psi(-n)$ ou $h_\zeta(-n)$ et en faisant ensuite l'opération de sous-échantillonnage, l'analogie avec l'analyse de bande nous permet d'écrire $h_0(n) = h_\zeta(-n)$ et $h_1(n) = h_\psi(-n)$. On peut construire un algorithme rapide pour la transformée en ondelette, pour

un signal discret $f(n)$ défini pour $n=0,1,\dots,2^j-1$ peut être considéré comme un ensemble de coefficients d'approximation de résolution J . ($f(n)=W_{\psi}(j,n)$).

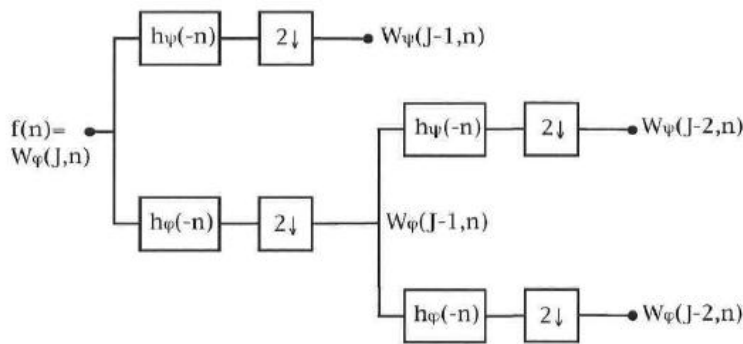


Fig 3.5 Algorithme rapide pour la transformée en ondelette

La figure suivante montre l'algorithme rapide de la transformée inverse

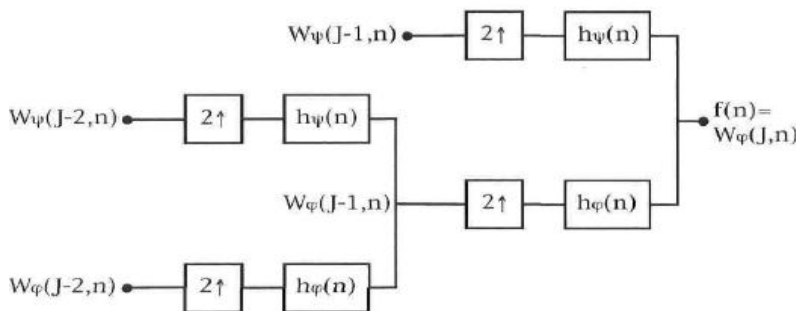


Fig 3.5 Algorithme rapide pour la transformée inverse en ondelette

-3.3.6 Compression d'ECG :

Le principe de cette compression est d'extraire le signal d'approximation à travers la transformation rapide en ondelettes, tout en gardant en mémoire les signaux détails pour des niveaux inférieurs à j_0 qui représentent notre niveau de résolution.

Le bon choix de la fonction ondelette et la fonction échelle et le seuillage des coefficients, éliminent la redondance statique et aident à représenter le signal avec le moins de bits possibles.

Conclusion :

La méthode Dct-RLE la méthode de Spline et la méthode des ondelettes sont des méthodes de compression qu'éliminent la redondance et représentent le signal avec le moins de bits possibles. Le fait de jumeler deux technique (une directe et une autre indirecte) comme dans la DCT-RLE augmente le taux de compression sans influencer la valeur du PRD. Dans la méthode

des Splines on approxime le signal avec le moins de bits possibles ce qui rend le choix d'un bon seuil primordiale.

Une méthode d'extraction de paramètres comme la méthode d'ondelettes sépare le signal d'approximation du signal détail, cela élimine la redondance et l'effet du bruit en même temps.

Chapitre IV

Détection D'ECG

Introduction :

L'ajout des artéfacts et les bruits non stationnaires dus à la variation du contact entre la peau et l'électrode rend l'extraction d'information par la méthode visuelle et la perception des complexes un peu difficile, le développement des méthodes robustes et fiables qui compensent ces artéfacts revêt d'une grande importance.

Dans ce chapitre on va traiter plusieurs algorithmes de détections des complexes QRS, et les autres intervalles cardiaques, tout en indiquant pour chaque algorithme son origine et le principe sur lequel il repose.

4.1 Méthodes usuelles d'estimation des intervalles cardiaques :

Le problème d'estimation des intervalles cardiaques peut être abordé de deux manières :

-soit on détermine les points caractéristiques (début/pic/n) des ondes par des méthodes de segmentation, puis on en déduit les intervalles d'intérêt, ces méthodes de segmentation reposent sur des techniques basées sur du filtrage dérivatif ou différentiel ou sur la transformation en ondelettes.

-on peut aussi considérer le problème comme une estimation de temps en retard TDE (time delay estimation) la ou chaque variation d'un intervalle comme [S-T] ou [P-R] est considérée comme un retard entre la seconde onde S ou P et la première vis-à-vis de leur ondes T/R .

Des méthodes basées sur la corrélation entre les ondes de références et les différentes observations comme la méthode de woody ont été développée pour calculer ce retard noté d_k qui correspond au temps qui maximise cette corrélation. [12]

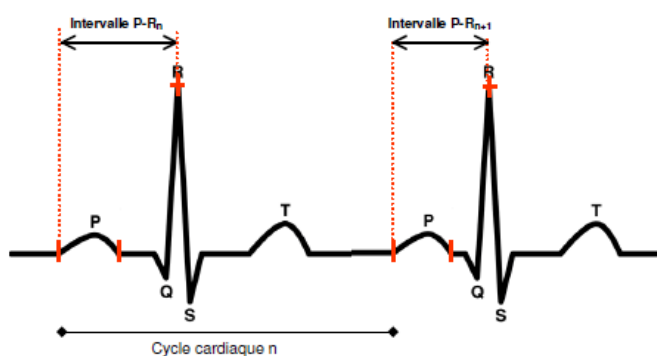


Figure 4.1 Illustration d'une méthode de segmentation sur les ondes P et R. A partir des points caractéristiques des ondes considérées

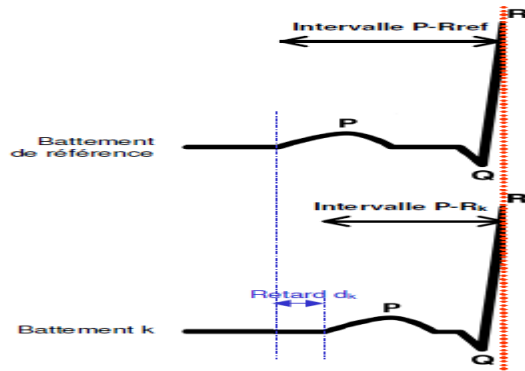


Figure 4.2 Illustration d'un problème d'estimation de temps de retard sur les ondes P

-En pratique, les intervalles R-R sont « facilement » détectable suite à l'amplitude relativement grande de l'onde R, d'autres intervalles sont difficiles à segmenter (faible SNR) comme l'intervalle Q-T qui est généralement mesurée en détectant le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, l'estimation aussi d'un intervalle noyé dans le bruit comme P-R demeure difficile mais représente un véritable enjeu.[12]

4.2 Estimation et analyse des intervalles :

Lors de l'étude d'une onde bien précise , on essaye de maximiser l'amplitude et la qualité de dérivation ,en jouant sur la positions des électrodes et en exploitant par les méthodes de segmentations les différentes voies d'enregistrement.

On peut modéliser la relation entre le signal ECG et l'observation par le modèle suivant :

$$X_i(n) = \alpha_i S_i(\zeta_i(n)) + f_i(n) + e_i(n) \quad (4.1)$$

Où $X_i(n)$ est le signal d'observation, S_i est appelée onde de référence, f_i fonction parasite que représente les perturbations dus aux contacts électrodes- peau et e_i et le bruit additif,

Ce modèle montre que la fonction S peut subir un retard d_i lorsque $\zeta_i = n - d_i$ ou un changement d'échelle lorsque $\zeta_i = \frac{n - a_i}{b_i}$

4.3 Filtrage dérivatif et détection des ondes T :

Afin de délimiter les ondes cardiaques, plusieurs méthodes qui se basent sur la différenciation numériques sont proposées pour exploiter les changements de pente du signal, on suppose pour ces méthodes que la connaissance de S est partielle .Ce signal peut aussi subir des changements de forme, des à priori sont déposés sur l'intervalle du temps ou l'onde se situe quant à la fonction parasite, elle est supposée nulle.

4.3.1 Méthode de Laguna et Al :

Dans cette méthode on traite le signal ECG par un filtre dérivateur $G_1(z)$ Puis par un filtre de lissage $G_2(z)$ tels que :

$$G_1(z) = 1 - z^{-6} \quad (4.2)$$

$$G_2(z) = \frac{1 - z^{-8}}{1 - z^{-1}} \quad (4.3)$$

La sortie de ce système est notée $y(k)$

A travers cette méthode on arrive à délimiter le complexe QRS et les ondes T, pour le faire on applique tout d'abord une fenêtre qui nous permet de localiser l'onde T/complexe QRS en temps. Les limites de cette fenêtre b_{wind} et e_{wind} pour l'onde T par exemple sont déterminées à partir des pics R détectés et les intervalles R-R précédents suivant la relation suivante :

$$(b_{wind}, e_{wind}) = \begin{cases} (R_p + 140, R_p + 500)ms \text{ si } \overline{RR} > 700ms \\ (R_p + 140, R_p + 0.7\overline{RR})ms \text{ si } \overline{RR} < 700ms \end{cases} \quad (4.4)$$

\overline{RR} est la durée moyenne des intervalles d'une manière générale, cet intervalle est calculé depuis le début d'enregistrement jusqu'au intervalle RR courant.

Suivant la relation suivante :

$$\overline{RR} = \begin{cases} 0.8 \overline{RR} + 0.2RR & \text{si } 1.5 \overline{RR} > R > 0.5 \overline{RR} \\ \overline{RR} & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.5)$$

L'algorithme cherche dans la fenêtre définie par l'équation (4.3) le Max et le Min de $y(k)$ et à partir de leur positionnement et leur rapport on arrive à les classer en 4 catégories :

-Onde biphasique montante : si on trouve le maximum avant le

-Onde normale (monophasique et positive) : si on trouve le maximum avant le minimum et $|\max| < 4|\min|$

-Onde biphasique descendante si on trouve un min avant un max et $|\min| > 4|\max|$

-Onde inversé si on trouve un min avant un max et $|\min| < 4|\max|$.

Dans le cas ou on trouve un minimum avant un maximum puis un deuxième (Min a) si $|\max| < 4|\min|$ l'onde est considérée normal sinon elle est inversée .[13]

4.4 Méthodes basées sur l'Intercorrélation :

L'idée de cette technique est de définir une onde de référence évoluée à partir des différents enregistrements du signal ECG

On localise après le τ qui maximise l'inter corrélation entre cette onde et l'onde testée. L'inter corrélation est calculée suivant cette relation :

$$I = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} S(t)x(n + \tau) \quad (4.6)$$

Avec $S(t)$ signal de référence, x_i signal détecté I est l'inter corrélation entre les deux signaux, le τ qui correspond a I maximal représente le retard estimé entre l'onde de référence et l'onde réelle.

Afin de rendre cette méthode plus robuste il est proposé de réaliser un pré filtrage dont les coefficients prennent en compte les à-priori sur les formes d'onde et leur domaine d'occupation spectral.

Les méthodes qui se basent sur le principe d'intercorrélation sont plus robuste au bruit, cependant elles sont très sensibles au changement morphologique de l'onde.

4.5 Algorithme de détection du complexe QRS :

Les algorithmes de détection de QRS peuvent se classifier en deux catégories ceux qui utilisent les dérivées premières et secondes ou bien un ou plusieurs filtres, cette détection présente plusieurs difficultés dus à la perturbation de bruit non stationnaire et au changement morphologiques des complexes QRS.

4.5.1 Algorithme basés sur le calcul de la dérivée première :

4.5.1.1 Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux

Cet algorithme recherche 3 valeurs consécutives de la première dérivée supérieure à un seuil positif, après un délai de 100ms de deux valeurs consécutives de la dérivée inférieure à un seuil négatif.

On note :

$X(i)$: valeur brute de l'ECG à l'instant i ;

$Y(i)$: dérivé première de $x(i)$ défini par $y(i)=x(i+1)-x(i-1)$

$YY(i)$: dérivé seconde définie par $yy(i)=x(i+2)-2*x(i)+x(i-2)$

Détection (i) : indique la présence de complexe QRS à l'instant i

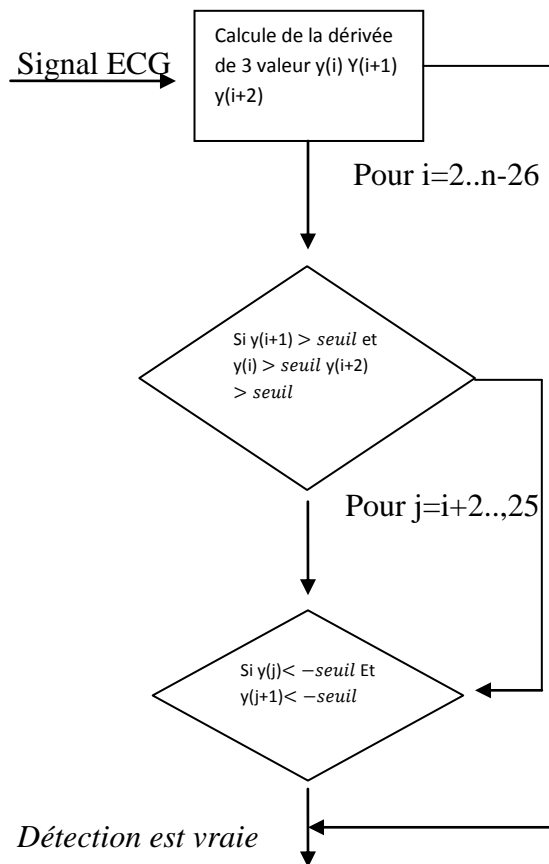


Fig 4.3 Algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux

4.5.2. Algorithme basé sur le calcul de la première et la dérivée seconde :

4.5.2.1 Algorithme de Balda :

On calcule les dérivées premières et secondes on effectue une pondération de ces dérivées, on recherche 1 point dépassant ce seuil, on aura une détection si six ou plus des huit points suivants dépassent ce seuil.

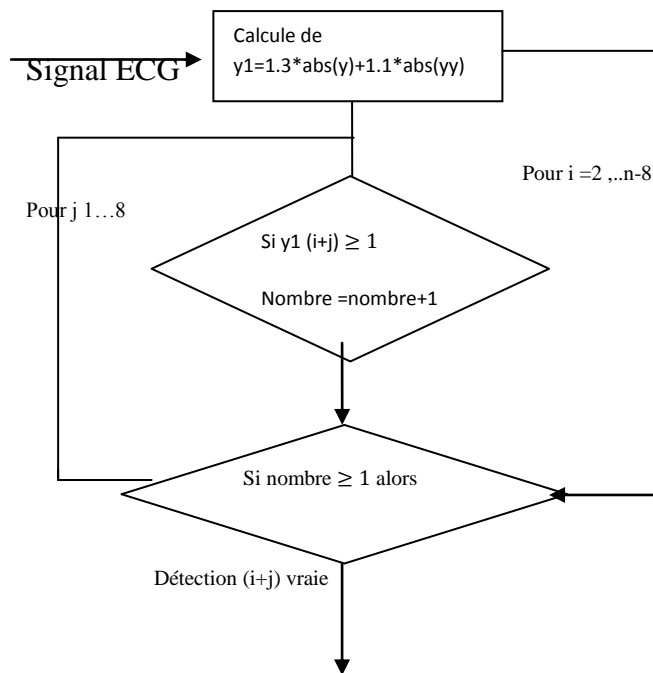


Fig 4.4 Algorithme de Balda

Le risque de ne rien détecter ne se pose pas, par contre le problème de fausses détections peut apparaître pour un signal ECG très fortement bruité, ou pour une onde T importante.

4.6 Conclusion :

Le traitement et l'analyse des intervalles cardiaques d'une manière visuelle demeurent très difficile, des méthodes de détection sont développées pour estimer ces intervalles, elles sont basées soit sur la localisation des points caractéristiques en utilisant les dérivées premières et les dérivées secondes soit sur l'estimation de temps en retard à l'aide de l'intercorrélation du signal avec un signal référence.

La détection du complexe QRS présente plusieurs difficultés suite à la sensibilité des algorithmes de détection au bruit non stationnaire causé par les mauvais contacts des électrodes avec la peau du patient.

Chapitre V

Résultats et discussions

Introduction :

Dans ce chapitre on présentera au premier lieu les résultats de l'application des méthodes de compression traitées en détail dans le chapitre 3 ,(méthode DCT-RLE - méthode des Splines et la compression par ondelette) les données traitées proviennent de la base MIT-BIH-ARRYTHMIA en utilisant les fichiers 100.txt.

Dans la deuxième partie de ce chapitre on va s'intéresser à la détection des complexes QRS, en utilisant l'algorithme de P.Morizet-Mahoubeaux et celui de BLADA.

Les Algorithmes de compression et de détection sont développés à partir du logiciel MATLAB.

5.1 La base de données MIT/BIH :

Les signaux exploités dans ce travail sont issus de la base de donnée MIT/BIH cette base de données est un ensemble de 48 fichiers qui comportent une demi-heure d'enregistrement pour chacun, les signaux sont échantillonnés à une fréquence de 360 Hz avec une résolution de 11 bits pour 10Mv elles sont prises de 23 hommes et 22 femmes qui représentent 2 groupes le premier est prévu pour servir comme échantillon descriptif de la variété courante ,le 2eme groupe représente une variété de cas pathologiques.

5.2 Compression d'ECG :

A l'aide du logiciel MATLAB on va exploiter les données du fichier 100.txt puisque l'enregistrement comporte 4 cycles on s'intéressera qu'aux 1500 premiers échantillons, afin de tester la robustesse de ces méthodes, on les appliquera tous d'abord aux données réelles, puis on ajoutera des bruits gaussiens d'espérances différentes et on évolue notre compression en calculant à chaque fois le taux de compression (CR) et le pourcentage de la puissance d'erreur (PRD).

5.2.1 Méthode DCT-RLE :

On traite tous d'abord un signal ECG réelle, sans le filtrer ou lui ajouter du bruit la figure suivante montre l'enregistrement 100.txt tiré de la base de données MIT/BIH

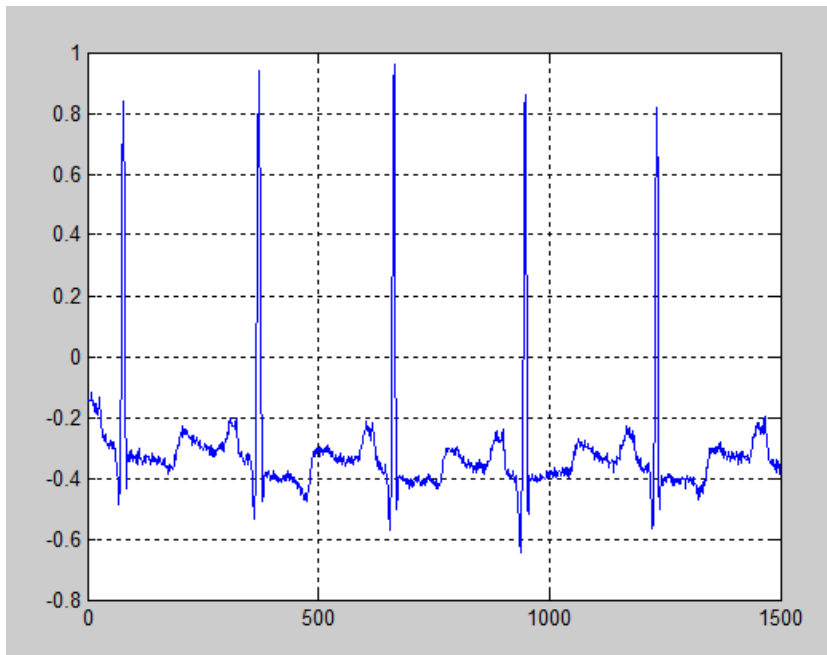


FIG 5.1 Signal ECG réel

Après la compression de notre Signal par la méthode DCT-RLE le signal reconstitué est le suivant :

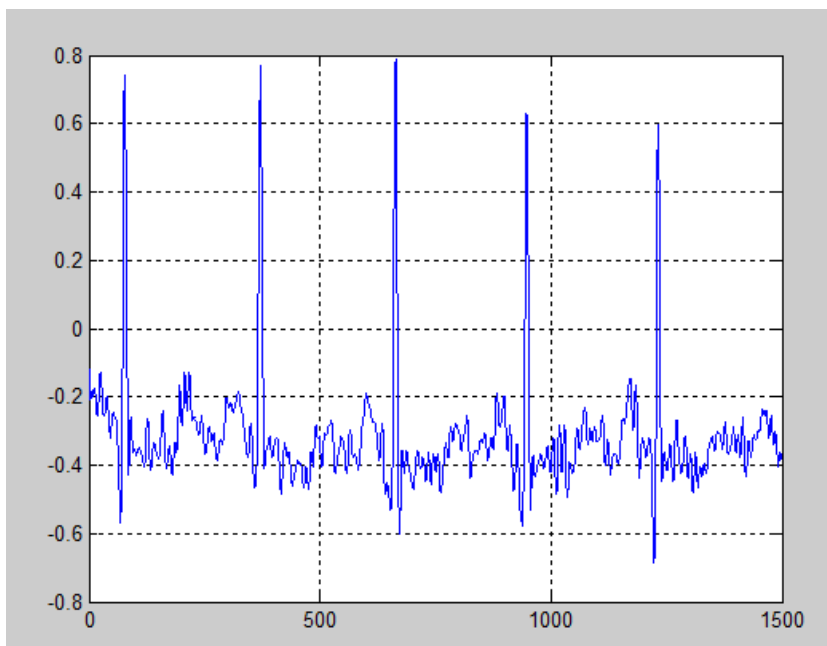


FIG5.2 Signal ECG après reconstitution

Le taux de compression de la DCT-RLE est calculé à l'aide du rapport signal ECG d'entrée sur le signal compressé, il est égal pour 1500 échantillons à 3.8265 le pourcentage de la puissance d'erreur est égal à 14.30%

- A l'aide du filtre Savitzky-Golay ,on lisse notre signal ECG et on obtient le signal suivant :

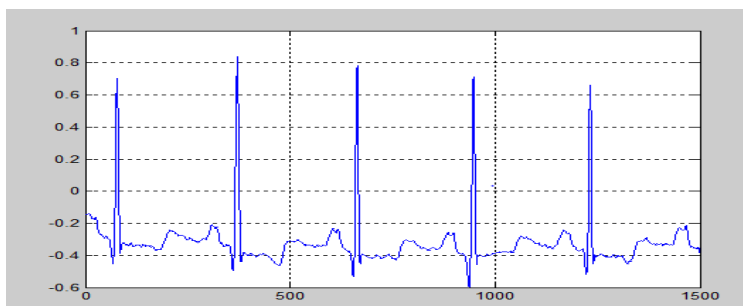


FIG 5.3 Signal ECG après lissage par le filtre de Savitzky-Golay

La compression d'un tel signal nous donne un taux de compression égal à 4.4118 et un pourcentage d'erreur égal à 0.1762.

-on ajoute un bruit gaussien avec un SNR de 30db

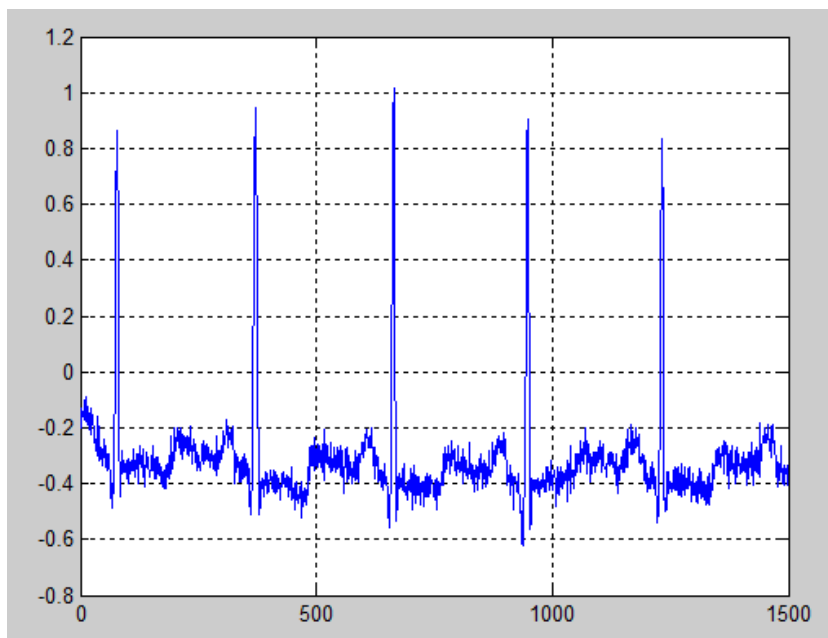


FIG 5.4 Signal ECG après l'ajout d'un bruit gaussien de 30db

Le signal reconstruit après cette compression est moins bruité que le signal original comme le montre la figure suivante.

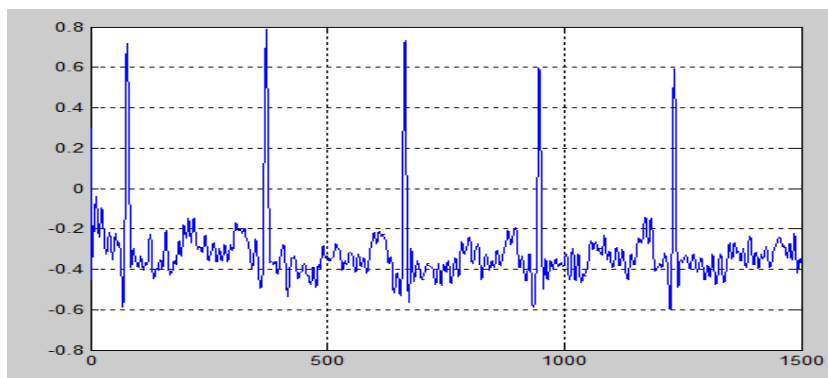


FIG 5.5 Signal reconstruit après compression

Le taux de compression CR dans le cas d'un signal bruité est égal à 3.8071 et le PRD à 0.1543.

- Le seuil d'écrêtage choisi est égal à 0.25 un changement de ce seuil entraîne un changement du taux de compression et du PRD

On peut tracer le tableau suivant qui donne CR et PRD d'un signal ECG réel pour un seuil de 0.2 ,0.25, 0.30.

Seuil	CR	PRD
0.2	3.2328	0.1123
0.25	3.8265	0.1430
0.3	4.6012	0.1758

TAB 5.1 CR et PRD pour des différents seuils

5.2.2 Méthode des Splines :

Le traitement d'un signal ECG non bruité et non laissé avec la méthode des splines nous donne les résultats suivants pour un seuil égal à 0.02, 0.025 ,0.03

Seuil	CR	PRD
0.02	3.3482	0.08726
0.025	5.4545	0.109
0.03	7.1770	0.12804

TAB 5.2 CR et PRD pour des différents seuils

Pour la méthode des Splines

La compression d'un signal lissé avec un seuil égal à 0.02 nous donne un taux de compression de 3.6946 et un PRD de 0.9592

La figure 5.6 nous montre le signal reconstitué après cette compression

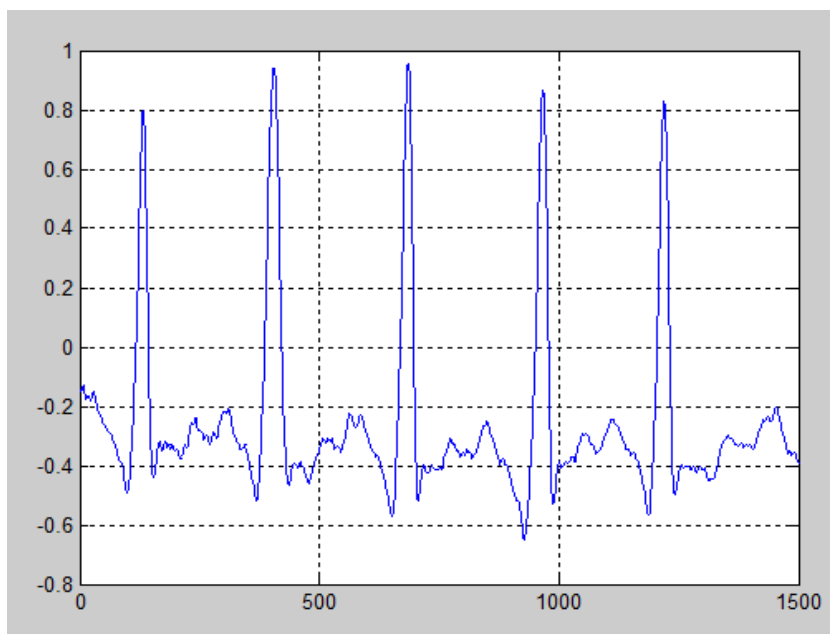


Fig5.6 Signal décompressé pour un seuil de 0.02
Et un signal d'origine lissé

-La compression d'un signal bruité avec un SNR de 30 db pour un seuil de 0.02 nous donne un CR de 1.4549 et un PRD de 0.7203

Le signal reconstitué est le suivant :

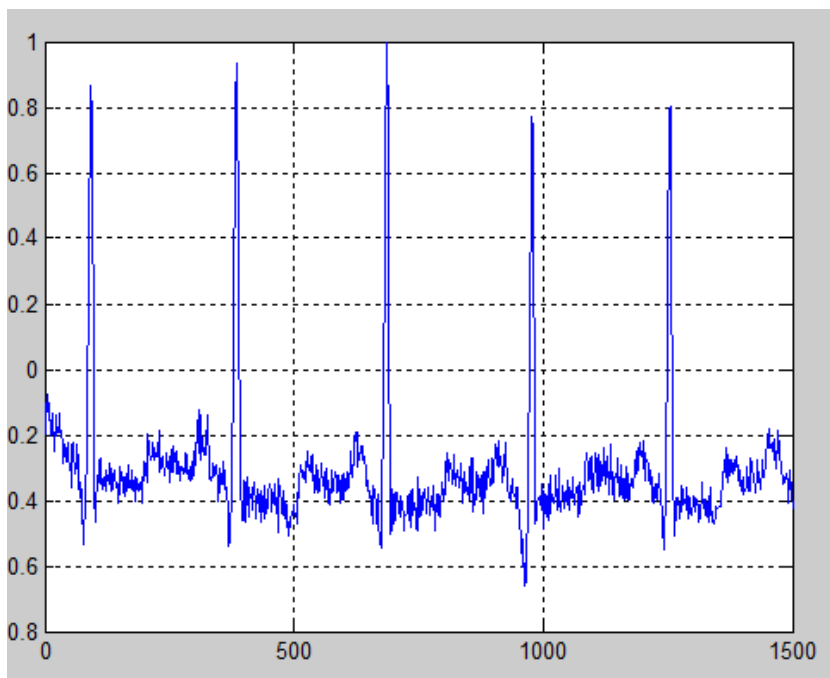


Fig5.7 Signal décompressé pour un seuil de 0.02
Et un signal d'origine bruité

5.2.3 Compression par méthodes d'ondelettes :

On fixe le seuil de coefficient à 0.02 le niveau de résolution N à 3, on analyse premièrement le ECG réel, puis on le lisse avec le filtre de savitzky-golay et on lui ajoute à la fin un bruit gaussien d'un SNR de 30db on évolue à chaque fois les performances de notre méthode en calculant le CR et le PRD.

-pour un signal ECG réel le signal reconstitué est le suivant :

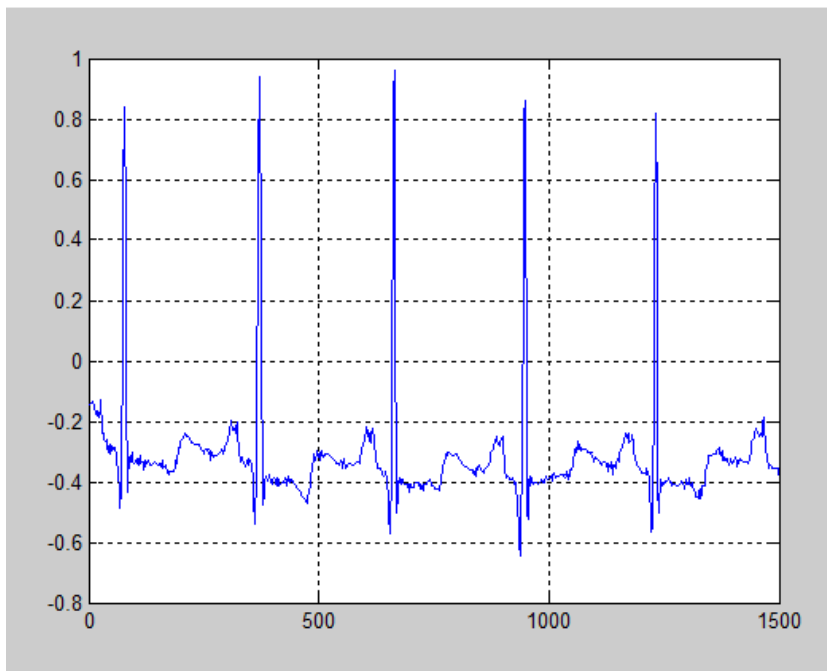


Fig 5.8 Signal reconstitué après compression par la méthode des ondelettes

Le taux de compression pour ce signal est égal à 6 et le PRD est de 0.0194

Pour un signal lissé avec le filtre de savitzky-golay on a un PRD égal à 0.0189 et un CR toujours égal à 6.

Pour un signal bruité avec un SNR égal à 30db le CR est égal à 4.88 et le PRD à 0.0197.

-Pour des seuils de 0.01, 0.02 et 0.03 on trace le tableau du CR et PRD pour une compression d'un signal ECG réel.

Seuil	CR	PRD
0.01	5.0167	0.110
0.02	6	0.194
0.03	6.6964	0.252

Tab5.3 :CR et PRD pour des différents seuils pour les ondelettes

La fonction $CR=f(PRD)$:

Afin de comparer nos trois méthodes de compression on trace la courbe $CR=f(PRD)$ pour chaque compression comme le montre la figure suivante :

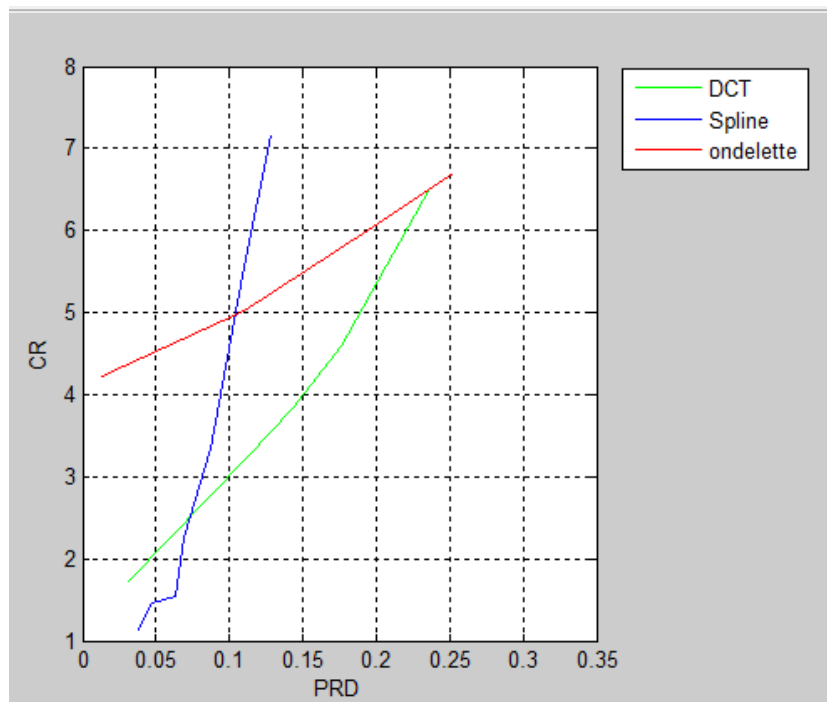


Fig 5.9 la fonction $CR=f(PRD)$ pour les fonctions DCT-RLE, Spline et Ondelette.

5.3 Détection de l'ECG :

Les Algorithmes de détections du complexe QRS sont nombreux, on a utilisé dans ce travail 2 algorithmes. Le premier c'est l'algorithme de *P.Morizet-Mahoubeaux* qui se base sur le calcul de la dérivée première, afin de tester sa robustesse on le testera sur un signal réel puis sur un signal bruité.

Pour un signal ECG réel

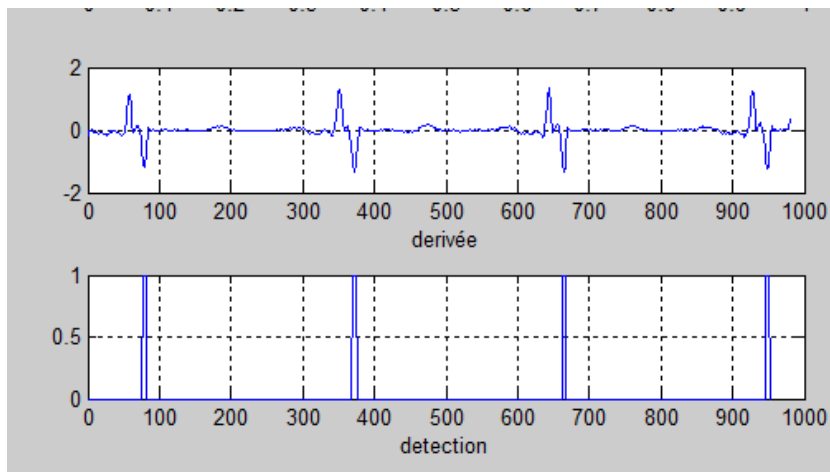


Fig 5.10 détection du complexe QRS pour un ECG réel

On trouvera une durée de segment R-R de 0.0134s qui correspond à 290 échantillons d'où le rythme cardiaque est égal à 74.8428 battement /seconde

Pour un signal ECG bruité (SNR=30 db)

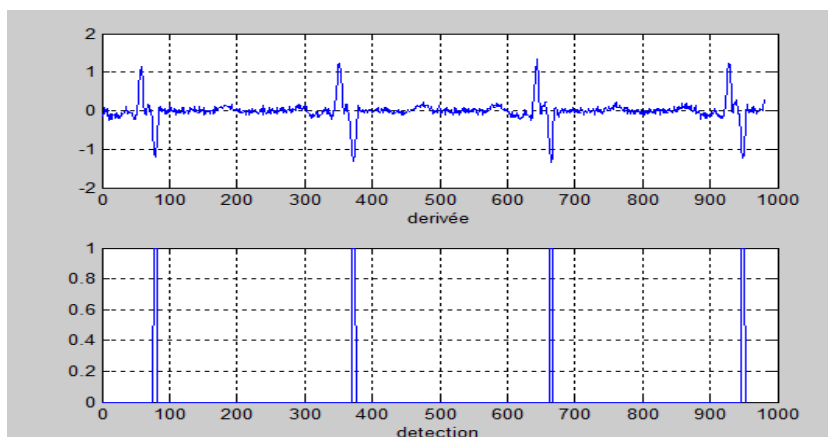


Fig 5.11 détection du complexe QRS pour un ECG bruité

L'intervalle R-R estimé est d'une durée de 0.0134 ce que signifie que l'ajout de bruit n'a pas influé sur l'estimation.

-l'utilisation d'un Algorithme qui se base sur le calcul de la dérivée première et seconde (*Balda* dans notre cas) nous donne les résultats suivants :

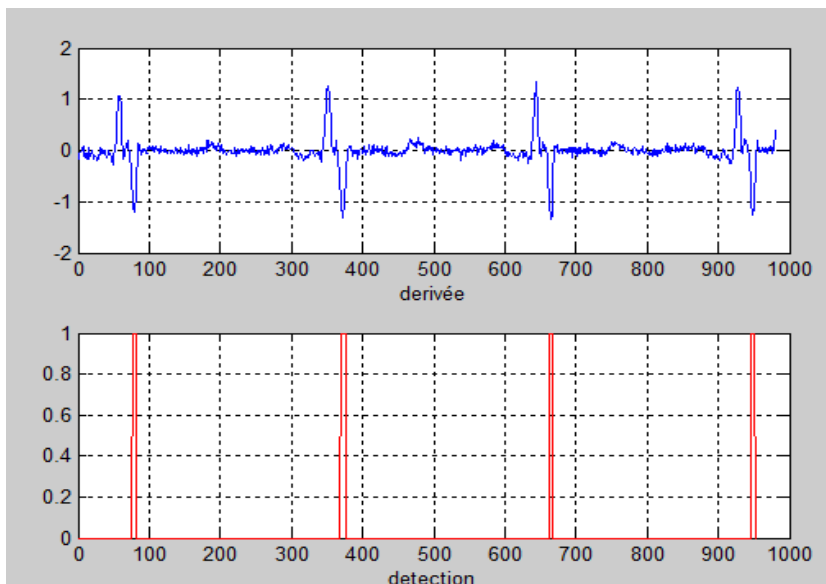


Fig 5.11 détection du complexe QRS pour un ECG bruité
Avec l'Algorithme de Balda

la durée de l'intervalle R-R estimée est de 0.0135 est le rythme cardiaque est de 74.0741 battement /s

5.4 Discussions :

Lors de ce travail on a utilisé trois méthodes différentes pour compresser le signal ECG tiré de la base MIT/BIH, la 1ere méthode est une compression par transformée qui est la DCT jumelée à une technique sans perte (RLE). L'utilisation de ces deux méthodes permet de décorrélérer le signal en le projetant sur une base orthogonal ,puis éliminer toute redondance avec la RLE ,la méthode des Splines est une méthode directe qui consiste à interpoler le signal d'origine avec quelques points en fixant d'avance un seuil de tolérance qui représente la différence maximale entre 2 échantillons consécutifs ,afin d'avoir une bonne interpolation de ce signal avec le minimum d'échantillons.

La dernière méthode est une compression par extraction de paramètres, l'ondelette utilisée est l'ondelette de daubechies 2, ce choix aide à avoir le moins de coefficients non-nuls possibles, cet algorithme de compression consiste à décomposer le signal à chaque étape à un signal d'approximation et un signal de détails, on s'est contenté dans ce travail sur un niveau de résolution égal à 3, afin d'avoir une distorsion et un nombre de coefficient minimal.

-Pour faire évoluer les performances de ces méthodes, on les a testé avec des signaux ECG différents (réels –bruités –lissés) le calcul de CR et PRD nous a aidé à comparer ces méthodes et tester leur robustesse face au bruit.

-Le bruit influe sur les performances de ces trois algorithmes, il dégrade le taux de compression CR et toute compensation de cette perte avec l'augmentation du seuil engendre des distorsions en plus.

- Pour des taux de compression un peu élevés on risque d'avoir des grandes distorsions, lors de la reconstitution de notre signal, et les ondes peuvent ne pas toutes être reproduites.

-les Algorithmes de détection basés sur le calcul de la dérivée première ou la dérivée première et seconde sont très robustes au bruit, l'ajout de ce dernier n'influe ni sur la détection du complexe QRS ni sur l'estimation de la durée d'intervalle R-R.

5.5 Conclusion :

Dans ce chapitre on a exploité les différents résultats obtenus le long de notre travail, on s'est focalisé sur la compression du signal ECG en utilisant trois méthodes différentes toute en essayant de comparer leurs performance à l'aide du calcul de PRD et CR, les résultats montrent la supériorité de la méthode des Splines (des taux de compression élevés pour des distorsions minimales) et face à un bruit gaussienne additionnel la méthode des ondelettes reste la plus robuste.

L'utilisation des algorithmes Morizet-Mahoubeaux et Blada nous ont permet de détecter avec précision le complexe QRS et d'estimer la durée de l'intervalle R-R donc le rythme cardiaque. Ces méthodes bien qu'elles soient différentes elles donnent des résultats similaires qui sont robustes à l'effet du bruit.

Conclusion générale

Nous avons pu décrire dans ce travail le signal ECG qui procure une information essentielle dans le diagnostic des anomalies cardiaques, afin de régler tous les problèmes de stockage et de transmission des méthodes de compression sont proposées.

La compression des signaux consiste à éliminer la redondance afin d'assurer une reproduction du signal avec le moins de bits possible les techniques traitées dans ce travail sont dites irréversibles puisqu'elles n'assurent qu'une reproduction approximative du signal original, la différence entre le signal original et le signal reconstruit est appelée distorsion elle est estimée à travers le calcul du PRD, ce dernier représente avec le taux de compression les deux paramètres qui caractérisent l'efficacité de toute méthode de compression.

La méthode des Splines donne les meilleurs résultats en point de vue CR/PRD la méthode des ondelettes reste la plus robuste au bruit vu qu'elle sépare le signal de détails qui contient le bruit du signal approximatif (ECG), la méthode DCT/RLE donne aussi des résultats assez bons pour des signaux bruités, elle filtre intrinsèquement les bruits gaussiens ce qui donne des signaux filtrés après la reconstruction.

A la fin le choix de la technique dépend donc du rapport de compression, des résultats de la technique face à des signaux bruités et à la puissance des moyens disponibles

Quant à la détection du complexe QRS et l'estimation de l'intervalle R-R des algorithmes sont élaborés afin de mieux estimer le rythme cardiaque qui représente un facteur très important dans le diagnostic du cœur.

-Ces méthodes sont multiples on a traité dans ce travail la méthode de Morizet-Mahoubeaux et la méthode de Blada qui donnent des résultats presque similaires et leur seule différence réside dans la complexité de leurs Algorithmes qui est un facteur très important dans l'implémentation.

Bibliographie

- [1] Antoine SIMON (2005),Extraction et caractérisation du mouvement cardiaque en imagerie scanner multi-barrette.
- [2] Gari D. Clifford ,Francisco Azuaje,Patrick E,McSharry . Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis .ARTECH HOUSE ,INC ,2006.
- [3] Daniel Tchiotsop, Modélisations polynomiales des signaux ECG. Application à la compression, HAL archives –ouvertes.fr
- [4] M.L.TALBI, analyse et traitement du signal électro cardiographique (ECG) Thèse de doctorat 2011.
- [5] Bernard DENIS, les bases électro physiologiques de l'électrocardiogramme, janvier 2005
- [6] Nicolas Sendrier,Introduction à la théorie de l'information,Ecole polytechnique , août 2007
- [7] Olivier RIOUL ,Information et codage , TELECOM ParisTech ,janvier 2012
- [8] M. Thiebert, M. Jussiaux, Les méthodes de compression graphique et les formats informatiques concernés, Dodane Jean-Baptiste, Septembre 2001
- [9]Stéphane BAZEILLE et Paul HEMAR, Rapport d'image numérique, université de Rochelle 2004.
- [10]N.GUENNOUNI Compression du signal Electrocardiographique, thèse d'ingénieur d'état ENP 2012
- [11] Nievergelt, Yves, Splines in Single and Multivariable Calculus ,1993.
- [12] J-D GRETILLAT , modification de l'algorithme de la transformée en ondelettes discrète pour l'obtention d'une représentation invariante sous rotation ,2001
- [13] M. BOUTAA et F. BEREKSI-REGUIG « étude de la corrélation entre le rythme cardiaque RR et l'intervalle QT » université Aboubekr Belkaïd, Tlemcen

[14]R. BENALI « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » thèse de doctorat, Université de Tlemcen.

[15]A.GABASSON « estimation et analyse des intervalles cardiaques » ,université de Sophia Antipolis Nice.

[16] M. Abo-Zahhad, Tarik K. Abdel-Hamid, Abdelfatah M. Mohamed, Compression of ECG Signals Based on DWT and Exploiting the Correlation between ECG Signal Samples, université d'Assiut Egypte

[17] Hanselman, Duane et Bruce Littlefield. *Mastering Matlab 5*. 1998 New Jersey, Prentice Hall

[18] <http://www.physionet.org/physiobank/database>, MIT-BIH Arrhythmia Database