

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
المركز الجامعي لعين تموشنت
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Institut des Sciences et de la Technologie
Département de Génie Electrique



Projet de fin d'études
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
Filière : Génie Electrique
Spécialité : électronique bio-médicale
Thème

La compression du signal L'électrocardiogramme

Présenté Par :

- 1) MESSAOUDI ASMAA
- 2) BENAMAR SABRINA

Devant les jurys composés de :

-BENGANA Fatih	MAA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Président
-BENOSMAN Mourad	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Encadrant
-BOUDKHIL Malika	MCA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Examineur

Année universitaire 2015/2016

Dédicace



A ma très chère mère :

Tu représentes pour moi la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

A mon très cher papa :

Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation.

A mon très cher mari Ilyes :

Quand je t'ai connu, j'ai trouvé l'homme de ma vie , Que dieu réunisse nos chemins pour un long commun serein et que ce travail soit témoignage de ma reconnaissance et de mon amour sincère et fidèle.

A mon très chères mes frère :

Amine ,Hamza et mes sœurs :Imène, Khadidja, Hadjla et toutes ma famille « Messaoudi » en reconnaissance de leurs encouragement.

A tous mes amis :

Badia , Amina, Sara, Zahra, Khadidja-Hayet-Fatima-Sara -bilel- Mohamed .

A pour leur sympathie, leur humeur et leur solidarité envers moi.

Veillez, tous accepter mes hautes salutations et considérations.

Que (Dieu puisse vous protéger).

Dédicace



En témoignage d'amour et d'affection, je dédie ce travail avec une grande fierté.

A mes parents qui ont été d'un dévouement exemplaire et d'un réconfort inestimable.

A mon frère : Saïd et ma sœur : Souad et toutes ma famille « Benamar » en reconnaissance de leurs encouragements.

A tous mes amis : Badia, Amina, Sara, Zahra, Khadida-Hayet-Fatima-Sara-Fethi pour leur sympathie, leur humeur et leur solidarité envers moi.

Veillez, tous, accepter mes hautes salutations et considérations.

Que (Dieu puisse vous protéger).

Remerciements

-Nous remercions ALLAH le Tout-puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

-Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à Monsieur Dr. BENOSMAN pour avoir encadré et dirigé mes travaux de recherche.

-Nous remercions par ailleurs vivement les membres du jury de nous avoir fait l'honneur de juger notre travail et d'assister à notre soutenance.

-J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs de notre spécialité, pour leurs valeureux conseils et leurs encouragements.

Un grand merci aux personnes qui nous ont aidées à la réalisation de ce mémoire.

Table des matières :

Dédicace.....	i
Remerciements	ii
Table des matière.....	iii
Liste des figures.....	vi
Liste d'abréviations	vii
Résumé	xi
Introduction générale	1

Liste des abréviations :

ADC :Analog to Digital Converters.

AV :Nœud auriculo-Ventriculaire.

AVF : Arm,Ventricular Foot.

AVL : Arm, Ventricular Left.

AVR : Arm, Ventricular Right

AZETEC: Amplitude Zone Time Epoch Coding.

CORTES: Coordinate Réduction Time Encoding System.

CWT: Continous Wavelet Transform.

DI,DII,DIII :Dérivation Standard (D'ENTHOVEN)de L'ECG.

DCT :Discrète Cosinus Transform .

DFT : Discrète Fourier Transform .

DST :Discrète Sinus Transform.

DWT :Discrète Wavelet Transform.

ECG :Eléctrocardigramme.

EEG :Electroencéphalogramme.

EOG :Electro-oculographie.

FAN :Algorithme de compression de l'ECG (eventail).

FFT :Fast Fourier Transform.

IDFT : Inverse Discrète Fourier Transform .

IDST : Inverse Discrète Sinus Transform.

PGA :Programmable Gain Amplifier.

PRD :Pereent Root mean square Différence.

QRS (complexe) :région du signal ECG constituées des ondes Q,R et S.

RLD Amp :Right- Leg Drive Amplifier

SAPA: Scan Along Polygonal Approximation.

TC: Taux de Compression.

TP: Tuning Point .

V_e :potentiel extracellulaire.

V_i :potentiel intracellulaire.

V_m :potentiel de membrane.

Résumé :

le coeur est l'élément central du système cardiovasculaire qui permet l'alimentation en oxygène et en nutriments des organes.il est principalement composé de quatre cavités:deux oreillettes et deux ventricules.à chaque battement,leurs contractions successives peuvent être suivies depuis l'extérieur du corps par des électrodes,collées à la surface de la peau, qui mesurent l'activité électrique des fibres musculaires cardiaques.

-en utilisant l'accéléromètre pour compresser les donnée.nous présentant une nouvelle méthode pour diminuer le nombre donnée,l'étude abordée c 'est le développement,et l'évaluation des algorithmes de compression et enfin,nous avons présenté l'expérimentation notamment l'instrumentation utilisée,le sujet qui a participé et le protocole.et aussi dicuté la méthode utilisé pour finalement voir le résultat obtenu.

ملخص

في هذه الاطروحة نجد ان القلب هو عنصر الاساسي الذي يسمح بمرور الاكسجين و المواد المغذية للاجهزة و يتكون من اربع غرف هما كالتالي البطينين و الاذنين و عند كل نبضة يمكن قياس تقلصات القلب عن طريق وضع اقطاب كهربائية على مستوى الجلد .

-وذلك بتقديم وسيلة جديدة للحد من اعطاء مقبض فعالة جدا.يمكن استخدام التسارع لضغط البيانات

قمنا بتقديم معايير واساليب مختلفة اشارة القلب

وفي الاخير قمنا بوضع تجربة بواسطة الاجهزة المستخدمة و تمت مناقشة الطريقة التي استخدمت للحصول على النتيجة النهائية.

abstract:

the heart is the central element of the cardiovascular system which allows the supply of oxygen and nutrients organs.it is mainly made up of four chambers:two atria and two ventricles.with each beat.their successive contractions can be followed from outside the body through electrodes,bonded to the surface of the skin ,with measure the electrical activity of cardiac muscle fibers.

Introduction générale :

L'ECG est un signal de nature électro-physiologique dont le tracé matérialise l'activité électrique du cœur. Depuis quatre décennies la compression des signaux ECG a fait l'objet d'un nombre élevé de travaux de recherche. La compression des signaux ECGs trouve aujourd'hui un nouvel intérêt à cause de la télémédecine. En effet, il faut minimiser la durée et les couts de transmission des signaux à travers les canaux de télécommunications. La plupart des appareils qui mesure le rythme cardiaque mesurent aussi l'accélération du corps pour détecter certaines activités physiques du corps humain.

L'étude du signal électrocardiogramme est un moyen essentiel pour faire le diagnostic de plusieurs maladies d'origine cardio-vasculaire. L'ECG est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes placées à la surface de la peau, qui mesure la différence de potentiel présent au deux endroits différent du corps. L'intégration de l'accéléromètre peut aider le professionnel dans quel conditions le rythme cardiaque a changé. Dans cette thèse, nous présentons une nouvelle méthode pour diminuer le flux de données envoyés par l'appareil cardiaque à travers n'importe quel moyen de transmission. La méthode quand a développée a gardé la même taille du signal ECG mais a permis de réduire à zéro la taille du signal accéléromètre tous en gardons l'information. Comment c'est possible, nous l'expliquons dans ce qui suis dans ce mémoire.

Chapitre 01
Généralité sur les signaux
Physiologiques

Introduction :

Dans cette partie, nous allons voir des généralités sur les signaux physiologiques pour comprendre l'origine du signal ECG pour ensuite dans les autres chapitres comprendre pourquoi il est utile et comment nous pouvons l'utiliser encore plus efficacement en l'intégrant avec un signal qui représente l'état du corps, s'il est en mouvement ou s'il est au repos.

I.1 Potentiels de repos :

Les cellules au repos sont polarisées : - à l'intérieur, + à l'extérieur, en raison des différences de concentration en ions de part et d'autre de la membrane :

*Na et Ca à l'extérieur

*K à l'intérieur

On obtient le potentiel de repos lorsqu'on insert une des 2 électrodes reliée à un voltmètre à l'intérieur de la potentiel de membrane d'une cellule excitable tandis que la seconde électrode est relié à la face externe de cette potentiel de membrane on va enregistrer une différence de potentiel.

Au repos elle est de -70 mV. Cette valeur est négative, car c'est la face interne de la potentiel de membrane qui est chargée négativement et c'est la face externe qui est chargée positivement. Par convention on définit le potentiel de membrane (ou potentiel de repos) comme la différence entre le potentiel mesuré au niveau intracellulaire et le potentiel mesuré au niveau extracellulaire. $V_m = V_i - V_e$ (V_m : potentiel de membrane, V_i : potentiel intracellulaire, V_e : potentiel extracellulaire).

Le genre de la membrane n'est pas actif (quand elle n'est pas activé par un stimuli ou par impulsions électriques), les canaux potassiques qui sont perméable que les autres, comme il y a une différence de concentration (inégalité de charge de part et d'autre de la membrane).

I.2 Le potentiel d'action cardiaque :

Lors de la contraction des cellules cardiaque, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la (figure I.1) qui distingue 5 phases successives :

- La phase 0 ou dépolarisation rapide : Après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un flux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.
- La phase 1 ou début de repolarisation : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions potassium K^+ .
- La phase 2 ou plateau : Elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente d'ions Ca^{++} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir ralentissant ainsi la phase de repolarisation

- La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos originale. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortant tandis que le potentiel tend vers son seuil de repos.
- La phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, ou la cellule est plus facilement excitable.

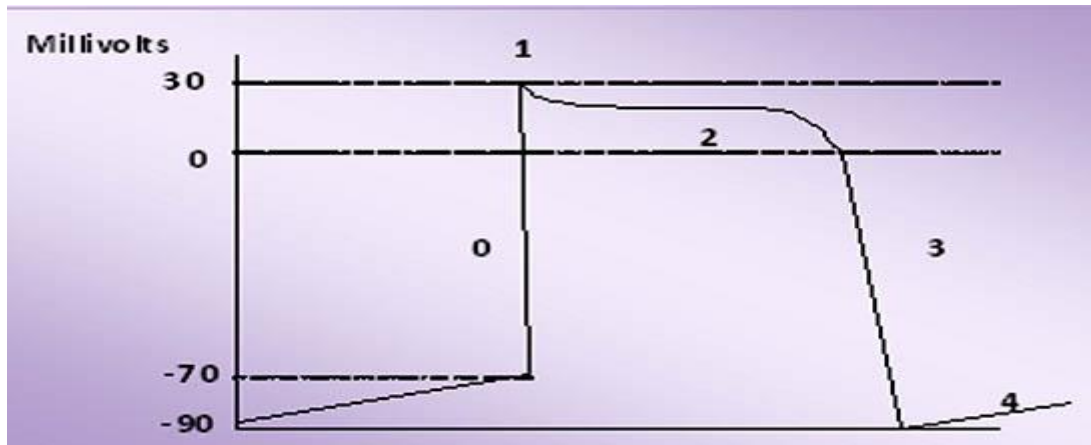


Figure 1.1 Le potentiel d'action cardiaque

A. L'électrocardiographie (ECG) :

C'est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique est liée aux variations de potentiel électrique des cellules spécialisées dans la contraction (myocytes) et des cellules spécialisées dans l'automatisme et la conduction des influx. Elle est recueillie par des électrodes à la surface de la peau.

L'électrocardiogramme est le tracé papier de l'activité électrique dans le cœur. L'électrocardiographe est l'appareil permettant de faire un électrocardiogramme. L'électrocardioscope, ou scope, est un appareil affichant le tracé sur un écran.

C'est un examen rapide ne prenant que quelques minutes, indolore et non invasif, dénué de tout danger. Il peut être fait en cabinet de médecin, à l'hôpital, voire à domicile. Son interprétation reste cependant complexe et requiert une certaine expérience du clinicien. Il permet de mettre en évidence diverses anomalies cardiaques et a une place importante dans les examens diagnostiques en cardiologie, comme pour la maladie coronarienne.

B. Le signal électro-oculographie (EOG) :

La rétine transforme le signal lumineux reçu par l'œil en un signal électrique. La transmission des informations visuelles de l'œil vers le cerveau se fait donc par propagation de ce signal électrique. L'activité électrique des voies visuelles peut être enregistrée, de la même façon que le cœur est enregistré sur l'électrocardiogramme. C'est très utile pour savoir si les circuits nerveux chargés de la vision fonctionnent correctement.

C. L'électro-oculographie, examen de la rétine :

Cet examen est indiqué en complément d'autres pour préciser ou confirmer un diagnostic. Il peut être pratiqué à tout âge, dans le cas de différentes maladies, et chez le bébé quand on suspecte un défaut de vision. On peut utiliser cet examen pour mesurer les mouvements des yeux pour analyser le déroulement du sommeil.

Il permet de repérer des anomalies dans une zone appelée épithélium pigmentaire. Cette couche est située à l'arrière de la rétine et, notamment, en assure la vascularisation.

Des électrodes sont placées sur la tête, à côté de l'œil à examiner et sur le front ou près d'une oreille. L'appareil détecte le potentiel électrique (une tension, en fractions de volt) entre la rétine et la cornée. La mesure indique l'activité électrique de la rétine au repos, qui existe en l'absence de tout stimulus visuel. L'œil, en effet, se comporte comme un dipôle électrique dont le pôle positif serait devant (côté externe) le pôle négatif serait à l'arrière.

D. Le signal Électroencéphalogramme (EEG) :

L'électroencéphalographie est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représentée sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. Comparable à l'électrocardiogramme qui permet d'étudier le fonctionnement du cœur, l'EEG est un examen indolore et non-invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps et en particulier du cortex cérébral soit dans un but diagnostique en neurologie, soit dans la recherche en neurosciences cognitives. Le signal électrique à la base de l'EEG est la résultante de la sommation des potentiels d'action post-synaptiques synchrones issus d'un grand nombre de neurones.

I.3 Généralité sur le signal ECG :

Nous présentons le fonctionnement général du système cardiovasculaire, puis, de manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiogramme. Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension du mémoire ; le lecteur intéressé par une approche médicale rigoureuse pourra se reporter aux nombreux ouvrages médicaux disponibles sur le sujet, comme par exemple . « Le cœur en action » aux éditions Sanofi-Synthélabo [DeBakey, 1997].[1]

A. Le système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est composé du cœur, sorte de double pompe, qui assure la circulation dans deux réseaux complémentaires : celui des artères et celui des veines.

1. La circulation artérielle et veineuse :

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression ; il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels (Figure I.2). Ce dernier niveau est constitué de multiples petites ramifications qui facilitent le transfert de l'oxygène du sang aux organes. Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur dans les veines, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons. Le réseau veineux est le principal réservoir de sang : il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte.

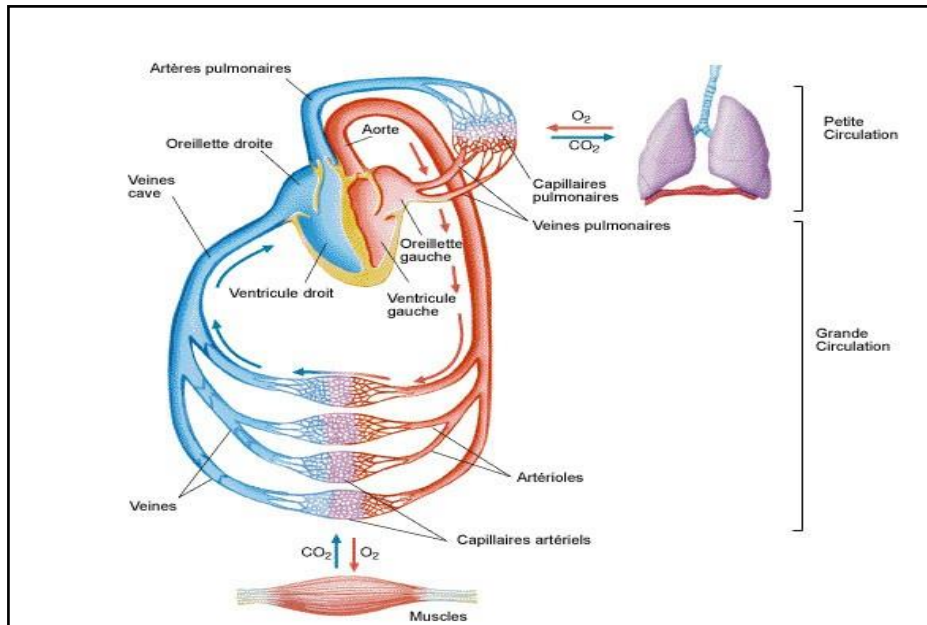


Figure 1.2 : le système artériel et le système veineux

2. Le cœur:

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur.

a. Anatomie :

Le cœur propulse le sang grâce aux contractions de son tissu musculaire appelé myocarde. Une épaisse cloison le divise en deux moitiés (cœur gauche/cœur droit), et chacune d'elles comporte deux cavités : l'oreillette et le ventricule. À chaque battement, le myocarde suit la même séquence de mouvement : le sang pauvre en oxygène arrive au cœur par la veine cave. Il y entre par l'oreillette droite, et en est chassé par sa contraction appelée *systole auriculaire* qui le déplace dans le ventricule droit. La *systole ventriculaire* (contraction des ventricules) propulse à son tour le sang du ventricule droit vers les poumons où il va se charger en oxygène. De retour au cœur par les veines pulmonaires, le sang s'accumule dans l'oreillette gauche puis, lors de la *systole auriculaire*, passe dans le ventricule gauche qui lors de la *systole ventriculaire* l'envoie vers les organes par l'artère *aorte* (Figure I.3).

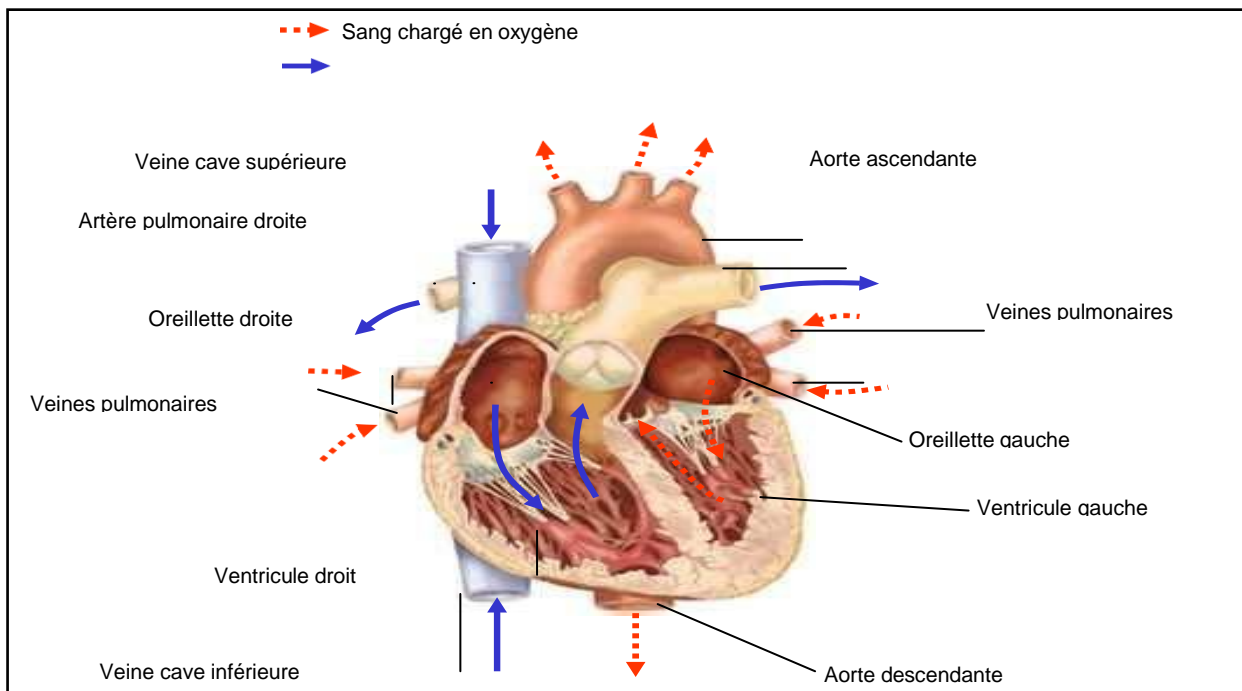


Figure I.3 : anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

b. Fonctionnement électrique:

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire (Figure I.4) qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches

principales allant chacune dans un ventricule. Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle) ; les fibres musculaires se re-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial.

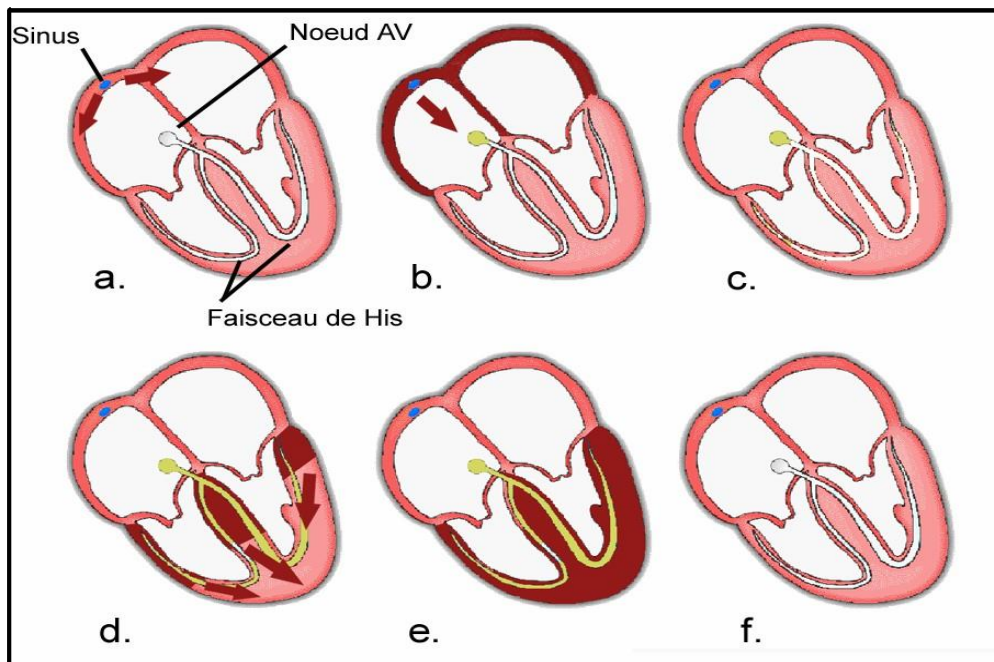


Figure I. 4 : fonctionnement électrique du cœur

B. L'électrocardiographie :

1. Principe de l'électrocardiogramme (ECG) :

Vers 1880, E Marey [Marey, 1876] et Augustus Waller [Waller, 1893] montrèrent que l'activité électrique du cœur, découverte quelques années plus tôt, pouvait être suivie à partir de la peau ; et vers 1890, Willem Einthoven réalisa le premier enregistrement cardiographique [Einthoven, 1941]. Le courant mesuré par des électrodes sur le torse du patient mettait en mouvement un mince fil d'argent tendu entre les pôles d'un gros aimant ; ces déflexions étaient enregistrées sur du papier photographique qui se déroulait face à un rayon lumineux. [2],[3],[4].

« Maintenant, nous pouvons enregistrer l'activité électrique du cœur anormale et la comparer à l'activité normale » (Einthoven). Ainsi naît l'électrocardiogramme à l'aube du XX-ième siècle.

Le principe de l'enregistrement moderne est, à peu de chose près, celui qui fut proposé par Einthoven : grâce à deux électrodes collées à la surface de la peau, on enregistre la différence de potentiel entre deux points diamétralement opposés par rapport au cœur, ce signal étant directement corrélé au déplacement de l'impulsion électrique dans les fibres du muscle cardiaque. L'activité électrique instantanée peut être définie par un vecteur orienté suivant la différence de potentiel présente dans le cœur, et de module proportionnel à celle-ci. Le couple d'électrodes enregistre à chaque instant l'amplitude de la projection de ce vecteur suivant leur axe : ainsi, lorsque le vecteur électrique est orienté de l'électrode - à l'électrode +, on observe sur l'enregistreur une déflexion positive, et lorsque le vecteur est orienté en sens inverse, la déflexion est négative. À l'échelle d'une cellule, le détail des tracés est indiqué sur la (Figure I. 5).[4]

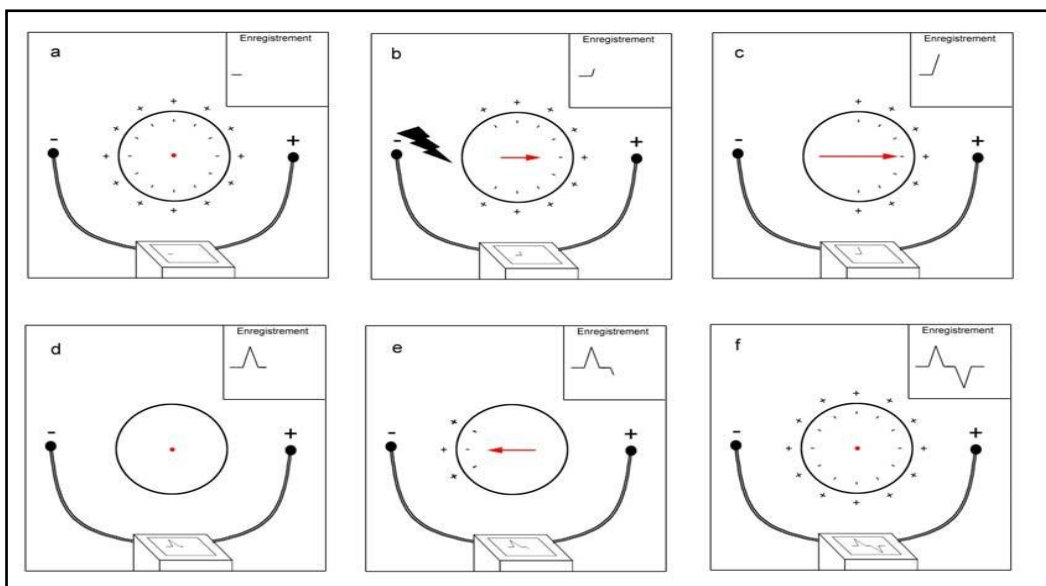


Figure I.5 : principe de l'électrocardiogramme ECG

2. De l'ECG a l'holter :

En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électro cardiographique est visualisé selon 12 axes privilégiés : 6 axes dans le plan frontal, et 6 axes dans le plan transversal. Sa durée peut varier de quelques secondes à une ou deux minutes ; il permet le diagnostic et la localisation précise de certaines pathologies qui laissent des traces permanentes comme, par exemple, des zones du myocarde déficientes à la suite d'un infarctus. En revanche, la courte durée de cet examen est un obstacle à la détection systématique de pathologies qui apparaissent de manière sporadique, comme certains troubles du rythme par exemple.

C'est pourquoi Norman Holter proposa, au début des années 60, un appareil portatif permettant d'enregistrer l'activité cardiaque pendant plusieurs heures ; cet enregistrement constitue ce que l'on appelle « l'examen Holter ».

L'enregistreur Holter d'aujourd'hui se présente sous la forme d'un petit boîtier (Figure I.6) auquel sont reliées sept électrodes, permettant ainsi l'enregistrement sur 2 ou 3 dérivations (2 frontales et 1 transversales). Le patient se fait poser l'appareil chez un cardiologue et retourne ensuite à ses occupations habituelles. 24 heures plus tard, il revient chez le cardiologue pour se faire enlever l'appareil qui a en mémoire 24 heures d'enregistrements ECG effectués tandis que le patient a vécu une journée normale. Les résultats issus de l'analyse des quelque 100 000 battements que compte l'enregistrement permettent ainsi de diagnostiquer une plus grande gamme de pathologies que l'ECG hospitalier. En outre, la longueur de l'enregistrement autorise par exemple le suivi du rythme cardiaque durant les phases diurne et nocturne.

L'examen Holter, examen non invasif complémentaire de l'ECG 12 dérivations, est de plus en plus prescrit ; depuis quelque temps, la communauté des cardiologues commence à envisager des enregistrements Holter de très longues durées : 1 mois par exemple, ce qui correspond à plus de 2 millions de battements enregistrés. On comprend que l'analyse d'un tel examen n'est envisageable que parce qu'une lecture automatique des données enregistrées est aujourd'hui possible.



Figure I.6: Enregistreur Syneflash® de la société Ela Médical. Le signal cardiaque enregistré pendant 24 heures est stocké sous forme numérique à 200Hz sur une carte à puce du type SanDisk®. Cette carte est ensuite directement lisible sur un ordinateur PC et l'enregistrement peut être analysé avec le logiciel Synetec® produit par la même société.

1. Trace électrique du cœur :

Le battement cardiaque peut donc être suivi grâce à l'enregistrement en surface du signal électrique qui l'accompagne. En effet, chaque phase du battement possède une trace électrique particulière. Un œil exercé peut donc, dans la plupart des cas, différencier de manière rapide la trace d'une contraction auriculaire de la trace de contraction ventriculaire.

L'impulsion initiale vient du sinus : elle n'est pas visible sur l'ECG. L'onde électrique qui se propage ensuite dans les oreillettes, entraînant leurs contractions, laisse la trace d'une petite déflexion positive sur l'ECG : l'onde P (Figure I.7 a).

L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), où se produit la courte pause qui se traduit sur l'ECG par un petit segment plat ; puis elle emprunte les voies de conduction rapides (le faisceau de His) pour entraîner la contraction des ventricules, suivie de leur repolarisation. Cette propagation de l'impulsion, et la contraction brève et puissante de l'ensemble du muscle ventriculaire, dessinent sur l'ECG une succession de 3 ondes (Q, R et S) appelé complexe QRS (Figure I.7 b). L'onde Q est la première : c'est une onde dirigée vers le bas, qui n'est pas toujours visible sur le tracé ; la seconde est l'onde R : elle est de grande amplitude et dirigée vers le haut ; la dernière est dirigée vers le bas : c'est l'onde S. C'est l'ensemble de ces trois ondes qui constitue le complexe QRS. Après chaque complexe QRS, on observe sur l'ECG une onde appelée onde T. Entre cette onde et l'onde précédente, on note une courte pause appelée le segment ST, dont l'étude est très importante pour l'identification de certaines pathologies [Zareba, 2001]. L'onde T traduit la phase de repolarisation des cellules constituant les ventricules ; c'est un phénomène purement électrique et pendant cette phase le cœur est mécaniquement inactif (Figure I.7 c).[5]

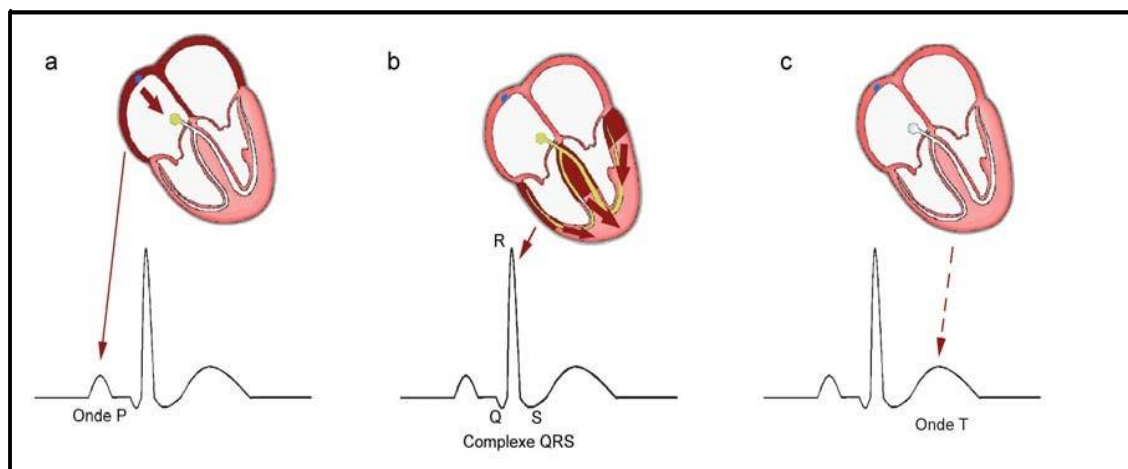


Figure I. 7 : tracé électrique du cœur

2. Les représentations de l'ECG :

a. La représentation temporelle :

Cette représentation est la plus classique. Les pistes sont représentées séparément : dans le cas de l'enregistrement Holter, les 3 voies sont présentées en parallèle. Les intérêts de ce type d'affichage sont nombreux : tout d'abord, le placement des électrodes sur le corps est normalisé : chaque piste représente donc l'activité cardiaque dans une direction bien précise, repérable d'un enregistrement à l'autre ; ainsi, le cardiologue connaît la forme typique de chaque onde caractéristique sur chacune des pistes (Figure I.8).

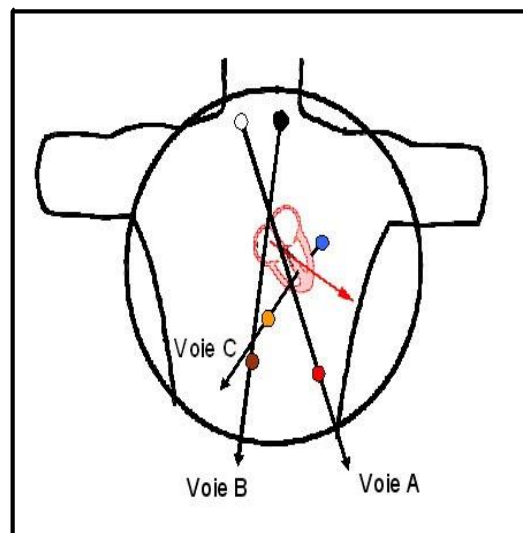


Figure I.8: les représentation de l'ECG

Un autre intérêt réside dans le fait que, lorsqu'une piste est bruitée, le cardiologue peut alors en faire abstraction et concentrer son analyse sur les pistes fiables ; enfin, comme précisé au paragraphe précédent, la relative facilitée de séparation de l'activité auriculaire de l'activité ventriculaire est en partie favorisée par cette représentation temporelle, dans laquelle l'onde P arrive graphiquement avant le complexe QRS, etc. L'inconvénient de cette représentation est que la corrélation entre les trois voies n'est pas traduite explicitement.

b. Le vectocardiogramme :

Le vectocardiogramme est une représentation qui permet de tracer sur un même graphe les trois voies d'enregistrement.

Considérons trois couples d'électrodes placées de manière à définir trois directions orthogonales centrées sur le cœur ; chaque couple enregistre à chaque instant la projection du vecteur cardiaque dans sa direction. Le vectocardiogramme reconstruit, à partir de ces trois projections, la courbe parcourue par l'extrémité du vecteur électrique dans l'espace à trois dimensions ; cette courbe est paramétrée par le temps (Figure I.9).

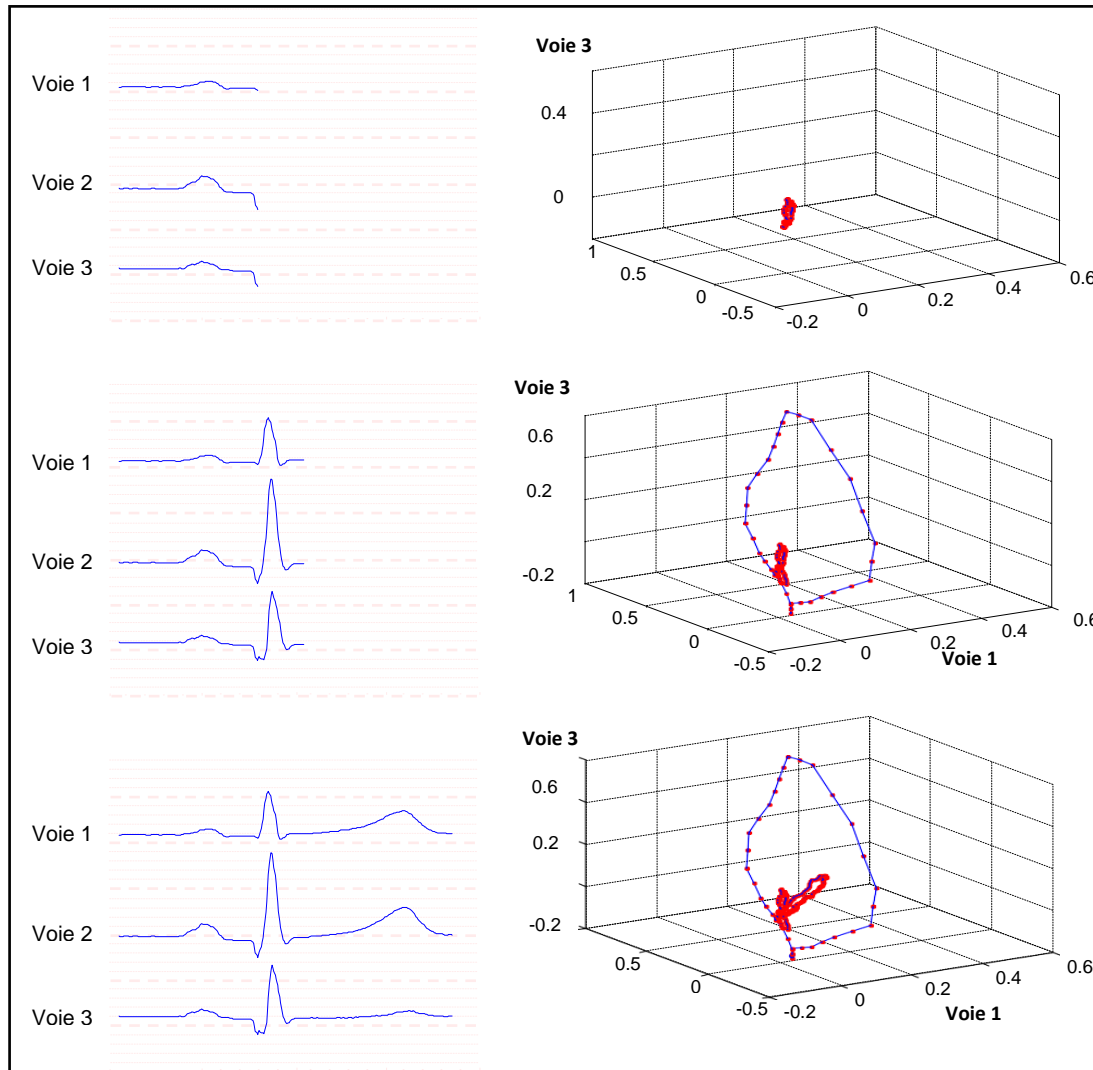


Figure 1.9: Le vectocardiogramme .

La trace d'un battement normal est composée de trois boucles de tailles différentes qui se succèdent dans le temps : la première correspond à l'activité des oreillettes (l'onde P), la deuxième, de grande amplitude, correspond au complexe QRS, et la dernière est la repolarisation des cellules ventriculaires (onde T). En général, cette courbe est analysée battement par battement ; sa forme, et notamment sa planéité, permet de diagnostiquer des

Pathologies difficiles à repérer sur l'ECG classique. Mais la propriété la plus intéressante pour nous est qu'elle synthétise toute l'information enregistrée.

Le principal avantage de ce type de représentation est de retrouver à chaque instant la direction du vecteur cardiaque (Figure I.10); elle présente néanmoins l'inconvénient d'être difficilement interprétable directement.

Cette représentation nous sera particulièrement utile dans la suite.

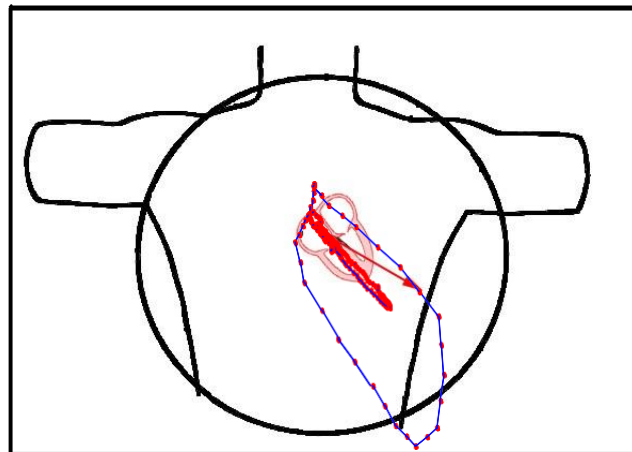


Figure I.10: Le vectocardiogramme permet de suivre dans l'espace la trace du vecteur cardiaque au cours du temps pendant les différentes phases caractéristiques du battement cardiaque.

3. Cycle cardiaque :

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques électriques collectivement appelés cycle cardiaque. Celui-ci consiste en trois étapes majeures: la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

- Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes.
- La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aortique à gauche se ferment.

-Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable.

4. Les dérivations de l'électrocardiogramme :

L'acquisition du signal ECG est assurée par des électrodes de surface, dont l'emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

En cardiologie, l'examen le plus complet est l'ECG à 12 dérivations, pour lequel le signal est visualisé selon 12 axes privilégiés.

• Six axes dans le plan frontal qui correspondent :

D'une part aux trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven (figure I.11).

DI : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche.

DII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche.

DIII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche.

D'autre part aux dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF dites de Wilson (figure I.12).

aVL : (arm, Ventricular, Left) pour l'avant-bras gauche.

aVR : (arm, Ventricular, Right) pour l'avant-bras droit.

aVF : (Foot) pour la jambe gauche.

•Autre six axes sur le plan transversal qui sont les dérivations unipolaires précordial V1 à V6 dites de Kossman (figure I.13) :

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

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

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure. [4]

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

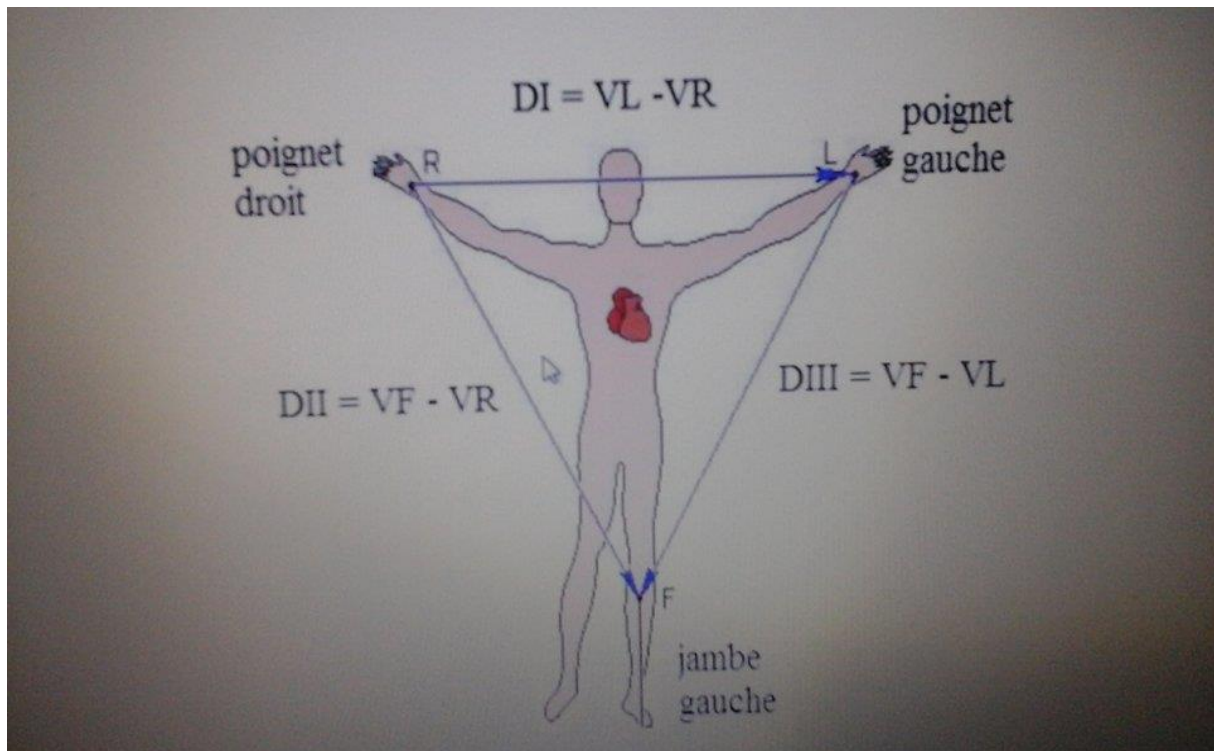


Figure I.11– Dérivations bipolaires d'Einthoven.

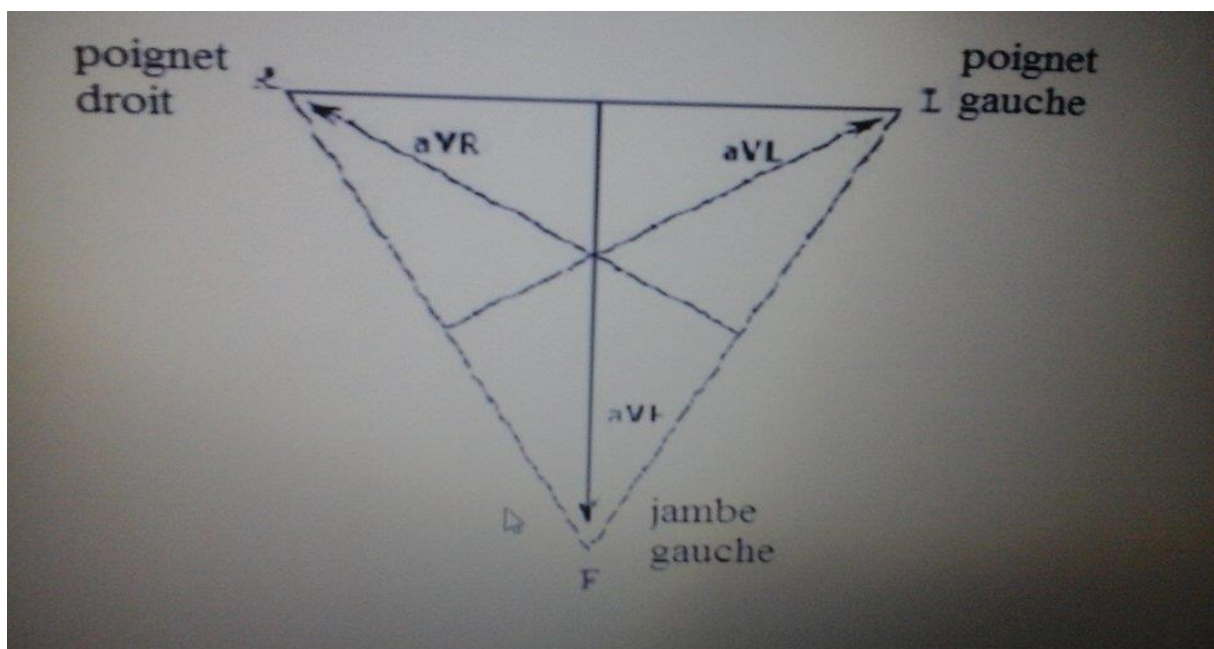


Figure I.12 – Dérivations unipolaires des membres.

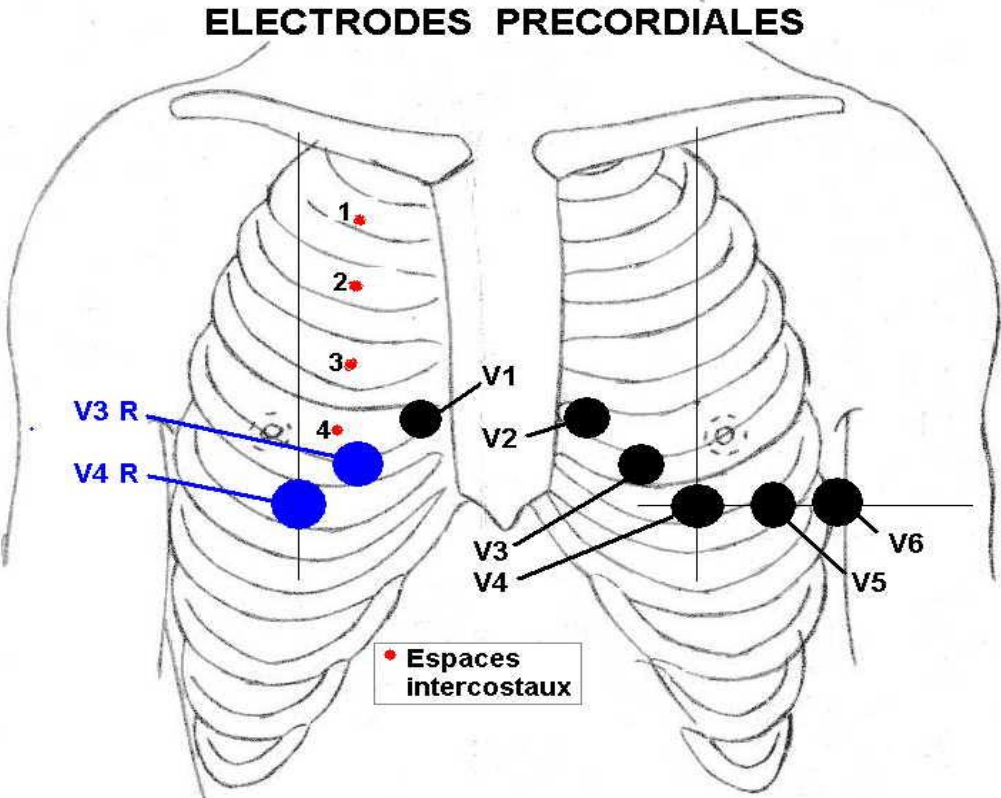


Figure I.13 - Dérivation précordiales de Kossman

1.4 Conclusion :

Depuis le premier ECG qui a été utilisé sur l'être humain, de gros changements se sont produits. Le but principal de ces changements est de rendre l'ECG plus précis et qui dure de plus en plus longtemps pour la détection de certaines arythmies qu'on ne peut détecter que si la période de l'enregistrement est de plusieurs jours. Actuellement, même avec tous les progrès des algorithmes pour l'analyse de l'ECG et du rythme cardiaque. Un besoin réel est constaté pour la mesure de l'intensité physique notamment par des accéléromètres pour relier l'évènement cardiaque avec l'état du corps. Dans le deuxième chapitre, nous allons comprendre comment peut-on utiliser l'ECG.

Chapitre 02

Généralité sur l'accéléromètre

II.1 Introduction :

Entre l'année 1975 à 1985 y a eu un grand développement dans le domaine des accéléromètres. À partir de 1996, y a eu un grand boom dans la vente des accéléromètres :

1996 : 24millions de ventes

2002 : 90millions de ventes On observe aujourd'hui une omniprésence de l'accéléromètre dans les produits "grand public". Le prix de l'accéléromètre ne fait que diminuer depuis sa création, ce qui explique le développement aussi rapide de ses applications.

II.2 L'accélération :

Les accéléromètres reposent tous dans leur fonctionnement sur le principe fondamental de la dynamique : $F = m \cdot a$ avec F, force (en N) ; m, masse (en kg) et a, accélération (en $m \cdot s^{-2}$).

Plus précisément, les accéléromètres reposent sur l'égalité entre la force d'inertie de la masse sismique du capteur et une force de rappel appliquée à cette masse. À partir de là, on obtient une grandeur électrique ou une information visualisable pour l'opérateur.

A. Différentes gammes d'accélération :

1. Accélération basse fréquences :

Les capteurs permettant de mesurer l'accélération ne reposent pas sur les mêmes phénomènes physiques suivant le niveau d'accélération et les fréquences étudiées. On distingue aisément plusieurs cas de figures :

Les mesures d'accélération de mobiles d'une certaine masse (ex : avion, missile, véhicule...) dont les mouvements du centre de gravité restent à des fréquences faibles (0-10 Hz) et qui ont des accélérations de faible niveau.

Dans ce cas, les capteurs appropriés seront plutôt de type asservis, à mesure de déplacement (inductifs, capacitifs, potentiométriques) ou à jauges d'extensométrie.

Les mesures d'accélération de structures rigides ou de masses importantes, avec une bande de fréquence allant jusque 100 Hz ; ou les mesures d'accélération continues ou pseudo-continues (avec amortissement).

Dans ce cas, les capteurs les plus adaptés sont ceux de type à inductance variable, à jauges d'extensométrie métalliques ou piézorésistives.

Les mesures d'accélération de structures légères, de niveau moyen et de gamme de fréquence élevée.

Les capteurs utilisés sont de type piézorésistif ou piézoélectrique. Toutefois, comme le principe des accéléromètres piézoélectrique ne permet pas la mesure d'accélérations continues, ils seront utilisés pour les mesures de vibrations.

Les mesures de chocs (=accélérations pulsées).

2. Vibrations et chocs :

Les chocs correspondent à des accélérations pulsées. Les vibrations, quant à elles, peuvent être caractérisées par le déplacement, la vitesse ou l'accélération en des points déterminés de la structure vibrante. Par conséquent, l'accéléromètre est le capteur le plus adapté et le plus utilisé pour la mesure des vibrations et des chocs. L'étude préliminaire des capteurs sismiques permet de mieux comprendre le principe de base des accéléromètres.

Le capteur sismique enregistre le mouvement du sol. Pour en évaluer la vitesse, on mesure son accélération. D'une manière générale, le capteur sismique est la version la plus courante de l'accéléromètre. L'étude de ce capteur permet de mieux comprendre le principe de fonctionnement des divers accéléromètres suivants. Les capteurs sismiques sont composés de trois éléments :

Un bâti solidaire du mobile dont on veut connaître l'accélération, une masse sismique M , un organe mécanique qui relie la masse M au bâti. Cet organe mécanique peut être un cristal piézoélectrique, un ressort, une lame en flexion,...

Les capteurs sismiques sont des systèmes mécaniques à 1 degré de liberté, indépendants de l'organe mécanique et du mode de traduction en signal électrique.

On peut dégager trois points essentiels qui sont communs aux différents types d'accéléromètres et qui concernent les trois caractéristiques métrologiques déterminantes : la rapidité, la finesse et la sensibilité.

La bande passante augmente avec la finesse du capteur.

Comme on a : $\omega_o = \sqrt{\frac{K}{M}}$ la pulsation est augmentée en :

Diminuant la masse sismique M

Augmentant la raideur K du corps élastique qui la supporte.

Ces deux tendances vont amener à la miniaturisation du capteur et donc à une amélioration de sa finesse.

La sensibilité vaut $\frac{1}{\omega_o^2}$ dans la bande passante. Elle diminue donc avec l'augmentation de la fréquence propre.

L'augmentation de l'amortissement permet d'augmenter la bande passante utile. Cependant, elle entraîne aussi une diminution de la finesse du capteur.

II.3 Les Grandes familles d'accéléromètres :

Les accéléromètres peuvent être classés en deux grandes familles :

- Les accéléromètres non asservis.
- Les accéléromètres à asservissement.

A. Accéléromètres non asservis :

1. Effet piézoélectrique :

L'effet piézoélectrique est la propriété de certains corps de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique et réciproquement.

Quelques matériaux piézoélectriques : Quartz, Céramiques polarisées, Topaze, Tourmaline, sucre,...

2. Effet piezorésistif :

L'effet piezorésistif consiste en la modification de la résistivité d'un corps lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique.

Quelques matériaux piezorésistifs : conducteurs, semi-conducteurs,...

3. Caractéristiques communes des accéléromètres piézoélectriques et piezorésistifs :

Les accéléromètres piézoélectriques et piezorésistifs présentent des caractéristiques communes, telles que :

La rapidité, liée à la fréquence de résonance.

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{M}} \sqrt{1 - \xi^2}$$

Avec :

K, raideur du corps élastique

M, masse sismique

ξ , amortissement

Dans le cas des accéléromètres piézoélectriques, l'amortissement est quasiment nul.

La finesse : La présence d'un accéléromètre sur une structure modifie son mouvement et donc son accélération.

C'est pourquoi il est nécessaire de connaître la masse et les dimensions du capteur de manière à apprécier les modifications engendrées sur le mesurande.

a. Capteurs piézoélectriques :

La masse sismique exerce, sous l'effet de l'accélération, des efforts de compression ou de cisaillement sur un matériau piézoélectrique.

Ce matériau génère alors une charge électrique proportionnelle à la force qui lui est appliquée, en l'occurrence, proportionnelle à l'accélération.

b. Capteurs piézorésistifs :

La masse sismique est solidaire d'une lame de rappel élastique équipée de 2 ou 4 jauges piézorésistives montées dans un pont de Wheatstone. La flexion de la lame (sous l'effet de l'accélération) est traduite en déformation des jauges.

c. Capteurs capacitifs :

Le capteur peut être assimilé à un condensateur double différentiel.

Il est composé d'une armature mobile (A1), placée entre deux armatures immobiles (A2 et A3). On a donc deux capacités : C_{21} , capacité entre A2 et A1 ; et C_{31} , C capacité entre A3 et A1. À l'état initial, A1 est située à la même distance D de A2 et de A3.

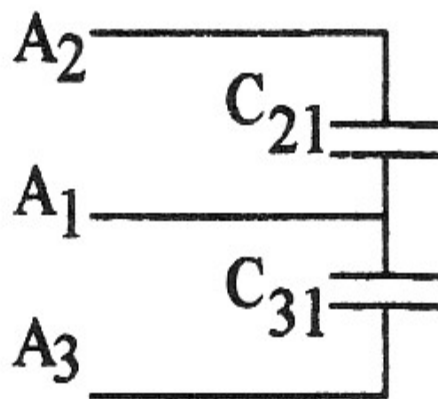


Figure II.1- Schéma électrique

Le déplacement d de la masse sismique (A1) entre les armatures (A2 et A3) entraîne des variations de capacité qui sont fonction de l'accélération.

$$\text{Donc : } C_{21} = \frac{C_0}{1 - d/D} \text{ et } C_{31} = \frac{C_0}{1 + d/D}$$

B. Accéléromètres asservis :

L'objectif des accéléromètres asservis est de maintenir la masse sismique en position, quelle que soit l'accélération subie. Pour cela, une force de rappel est créée avec un actionneur électromagnétique commandé en courant.

Lorsque la masse est en équilibre, le courant qui est à l'origine de la force de rappel donne la mesure de l'accélération.

La force de rappel utilisée peut être de type électromagnétique ou électrostatique.

II.4 Domaines d'utilisation :

Les accéléromètres sont utilisés dans des domaines très variés, tels que :

- La mesure de vitesse (qui est obtenue par intégration)
- La mesure du déplacement (qui est obtenue par double intégration)
- Le diagnostic de machines vibrantes,
- La détection de défauts dans les matériaux, par la mesure de la propagation d'une vibration à travers le matériau.
- Le déclenchement des airbags dans les voitures
- Les crash-tests
- La pyrotechnie
- Les stations inertielles des avions
- La mesure d'inclinaison (ex : manettes de jeu de la wii, ...)
- Dans des appareils médicaux pour la détection du mouvement du corps,
- Dans des appareils de fitness pour détecter le niveau de l'activité physique des sujets.

II.5 Utilisation de l'accéléromètre avec L'Holter :

L'accéléromètre est actuellement l'appareil le plus utilisé pour mesurer l'activité physique et le mouvement du corps des sujets. Cette information est intégrée avec le L'ECG

pour mieux diagnostiquer les arythmies. La plupart des limitations de la télémédecine et la quantité de données que l'appareil peut envoyer à travers le Bluetooth car ce dernier ne peut envoyer qu'une quantité de données bien précise qui est liée à la fréquence d'échantillonnage des signaux mais aussi à la vitesse de transmission du module Bluetooth. Dans ce cadre-là, la compression du signal ECG et du signal accéléromètre est très importante.

II.6 Conclusion :

En conclusion, on peut dire que bien choisir un accéléromètre, c'est avant tout savoir à quoi il est destiné : c'est l'application qui va déterminer le type de capteur à utiliser. Après avoir choisie, l'accéléromètre, il faut trouver ensuite la meilleure façon de compresser les données, surtout si ce dernier est utilisé avec d 'autre type de données comme dans le cas d'un Holter qui acquiert le signal ECG. Dans ce travail, nous présentons une nouvelle méthode pour diminuer le nombre de données d'une manière très efficace. Mais avant de présenter notre méthode, nous allons dans le chapitre prochain, expliquer ce qu'est la compression et différentes méthodes qui existent.

Chapitre 03
Les différentes méthodes de
Compressions

III.1 Introduction :

La compression des signaux médicaux est devenue une technique très importante pour faciliter le stockage des données, de les analyser, de les traiter et enfin de les transmettre à travers les moyens de communications pour les utiliser dans l'aide au diagnostic médical.

La compression des signaux ECG a fait l'objet de nombreux travaux de recherche. Plusieurs méthodes et algorithmes ont été développés dans la littérature. En 1975, N. Ahmed et al ont présenté l'un des premiers travaux sur la compression de données électrocardiographique par transformations orthogonales [Ahmed, 1975], En 1977, Womble ME et al. ont travaillé sur la compression des données ECG's / VCG's en vue du stockage et de la transmission de ces signaux [Womble, 1977]. La décennie 1990 a vu l'apparition de systèmes Holter de plus en plus miniaturisés et entièrement numérisés. Les dites systèmes sont équipés de mémoires statiques moins encombrantes et plus fiables que les anciennes bandes magnétiques [Lu, 2000]. En télé-cardiologie, Rollins et al. [Rollins, 2000] ont montré la possibilité de concevoir un enregistreur portable pour électrocardiogramme. Cette catégorie d'enregistreur autorise l'acquisition des signaux pour permettre la surveillance de l'activité cardiaque sur une période allant de quelques semaines à un mois. Istepanian et Petrosian ont aussi montré la nécessité de la compression du signal ECG en télé-cardiologie portable à travers le système GSM [Istepanian, 2000], Kumar et al. ont mené des études en reconsidérant, dans un premier temps, les méthodes temporelles de compression de l'ECG (AZTEC, FAN, SAPA) et en y apportant par la suite des modifications substantielles afin d'obtenir de nouveaux algorithmes adaptés aux spécificités de la télémédecine [Kumar, 2006], Ainsi, ce chapitre est divisé en trois parties essentielles :

La première partie concerne les critères d'évaluation des techniques de compression, La seconde partie concerne les différentes techniques directes de compression des signaux ECG Et dans la troisième partie, nous présenterons les différentes méthodes de compression par transformation existantes dans la littérature.

Ainsi, ce chapitre est divisé en trois parties essentielles :

La première partie concerne les critères d'évaluation des techniques de compression, La seconde partie concerne les différentes techniques directes de compression des signaux ECG Et dans la troisième partie, nous présenterons les différentes méthodes de compression par transformation existantes dans la littérature.[6],[7],[8],[9],[10].

III.2 Qualité de compression / décompression :

Trois paramètres permettent d'évaluer l'algorithme de compression, à savoir

- Le taux de compression ;
- La fidélité du signal reconstruit par rapport au signal original ;
- Et la charge de calcul induite par la méthode ;

A. Taux de compression :

Le taux de compression noté T_c ou CR, est le rapport entre la taille des données du signal original sur la taille des données du signal reconstruit. Il s'exprime par la relation suivante :

$$T_c = \frac{\text{Nbre d'échantillons signal original}}{\text{Nbre d'échantillons signal compressé}}$$

Si $T_c > 1$, le signal est compressé

Si $T_c < 1$, la taille du signal compressé serait plus importante que la taille du signal original.

Si $T_c = 1$, aucune compression n'a été réalisée.

B. Fidélité de la reconstruction :

La fidélité de la reconstruction notée PRD, permet d'évaluer si le signal reconstruit après la compression est très proche du signal original ou bien si des déformations et distorsions sont apparues. Cette méthode est la plus utilisée dans le cas des signaux ECG .

le PRD est définie par le pourcentage de l'erreur relative normalisée en énergie :

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [x_{or}g(i) - x_{re}c(i)]^2}{\sum_{i=1}^N x_{or}g^2(i)}} \times 100 \quad \text{III. 2}$$

Où :

x_{org} : échantillons du signal original

x_{rec} : échantillons reconstruits après décompression

N : est le nombre des échantillons

C. La charge de calcul :

C'est le temps que met l'algorithme pour compresser le signal. Ce temps change en fonction de la machine utilisée.

III.3 Les Méthodes de Compression :

Il existe deux types de méthodes de compression de données : les méthodes sans perte et avec pertes. Pour le cas du signal ECG, il n'est pas nécessaire d'utiliser une méthode de compression sans perte car beaucoup de parasites comme le bruit sont bien souvent inutiles à conserver. Donc nous s'intéressons aux méthodes de compression de données avec pertes. Ces méthodes de compression d'ECG, sont habituellement classées en deux grandes catégories à savoir :

Les méthodes directes qui interviennent sur le signal dans le domaine temporel ; et les méthodes indirectes utilisant les transformées, c'est-à-dire accorder un modèle aux échantillons du signal.

A. Méthodes directes de compression de l'ECG :

Les méthodes directes de compression du signal ECG sont basées sur la détection de la redondance dans l'analyse directe du signal au cours du temps. Ce sont des méthodes rapides que l'on peut implémenter en temps réel. Cependant, elles introduisent beaucoup de distorsions ; ce qui exige, en outre, un autre traitement après reconstruction. Sur le sujet, on peut trouver :

La méthode AZTEC.

AZTEC modifié.

La méthode TP .

La méthode CORTES.

La méthode FAN .

1. Méthode AZTEC :

La méthode AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding) [Cox, 1968] possède un bon taux de compression (CR=10) mais elle provoque trop de discontinuités et de distorsions lors de la reconstruction, particulièrement aux ondes P et T (PRD=28%). L'aspect visuel n'est pas acceptable à la vue des cardiologues [Kulkarni, 1997] [Jalaliddine, 1990] [Furth, 1988] [Abenstein, 1982].[11],[12],[13],[14].

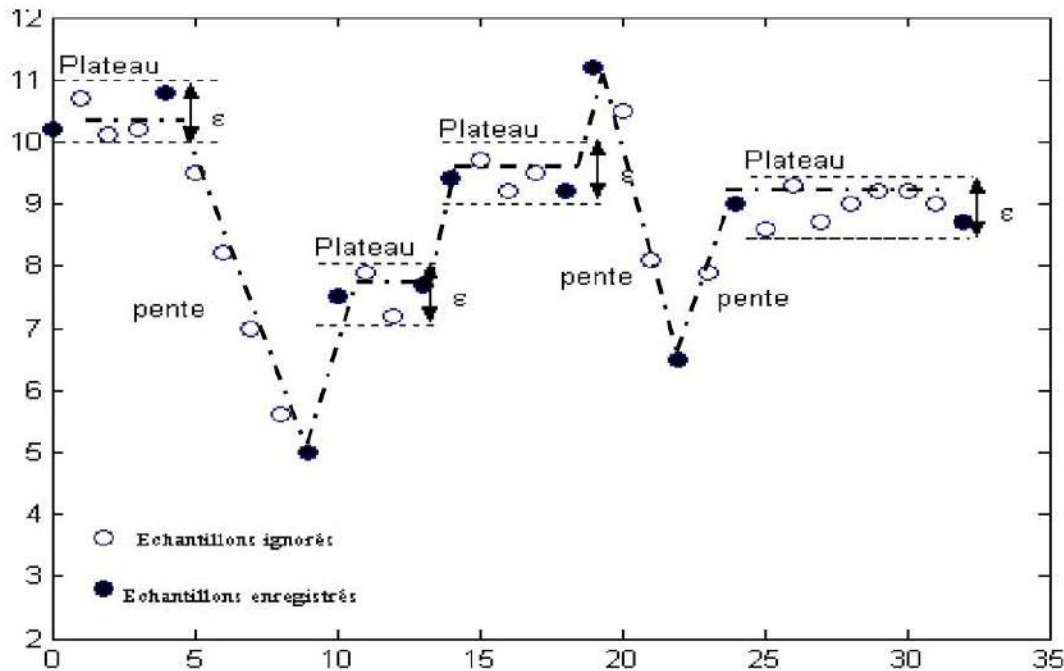


Figure III.1 : Principe de l'algorithme AZTEC

La segmentation du signal se fait en lignes horizontales (plateaux) et en pentes (figure III.1). Les lignes horizontales sont produites sur le principe de l'interpolation d'ordre zéro dont le niveau d'erreur est fixé au départ. L'information est codée par l'amplitude et le nombre d'échantillons de la ligne horizontale.

Une pente est sélectionnée à chaque fois que le nombre d'échantillons pouvant former un plateau est inférieur à trois. La pente est codée par sa durée en nombre d'échantillons et l'amplitude du dernier point [Fontaine, 1999].[15].

2. AZTEC modifié :

Furth et Perez ont proposé une variante de l'algorithme AZTEC où le seuil de décision est rendu adaptatif. A cet effet, on calcule des paramètres statistiques du signal afin de réévaluer chaque valeur du seuil qui décroît normalement à l'approche des complexes QRS et croît ensuite après ces complexes QRS ; les statistiques du signal (valeur moyenne, écart type et moment d'ordre 3) sont exploitées pour calculer automatiquement le seuil [Furth, 1988]. D'autres modifications sont apportées à l'algorithme AZTEC par Mammen et Ramamurth. Ces auteurs appliquent AZTEC simultanément sur plusieurs dérivations de l'ECG. Lorsque le seuil est dépassé dans une dérivation, deux informations sont enregistrées : la durée des lignes et un vecteur contenant la valeur moyenne des échantillons de chaque voie [Mammen, 1990].[13],[16].

3. L'algorithme TP :

L'algorithme TP (Tuning Point) [Mueller, 1978], consiste à analyser la tendance du signal sur trois échantillons (un échantillon de référence et deux échantillons consécutifs) et à stocker un échantillon de chacune des paires d'échantillons consécutifs, ceci dépendant de l'échantillon préservant la tendance de la pente. Les extremums relatifs pour lesquels la pente du signal change, sont retenus. Le taux de compression est fixe (CR=2) puisque conserve un échantillon sur deux.[17].

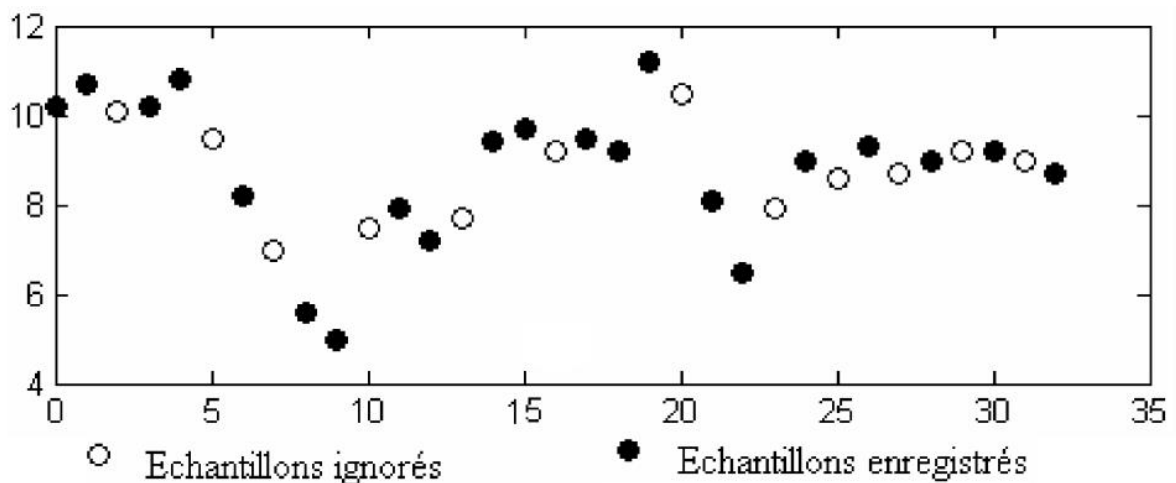


Figure III.2 : Fonctionnement de l'algorithme TP [Daniel, 2007]

L'algorithme TP a été développé à l'origine dans le but de réduire la fréquence

d'échantillonnage d'un signal ECG de 200 Hz à 100 Hz sans diminuer l'amplitude du complexe QRS. Le signal reconstruit est quasi identique au signal original, sur lequel ont été ajoutées quelques distorsions (PRD=5,3%). Un inconvénient de la méthode TP réside dans le fait que les échantillons sauvegardés sont espacés d'intervalles de temps irréguliers, mais sont considérés comme étant espacés d'intervalles de temps constants lors de la reconstruction du signal. En itérant ce processus de compression, on obtient un taux de compression de $2N_i$, N_i étant le nombre d'itérations [Kulkami, 1997] [Jalaleddine, 1990] [Furth, 1988] [Abenstein, 1982]. [11],[12],[13],[14].

4. L'algorithme CORTES :

L'algorithme CORTES (Coordinate Réduction Time Encoding System) est une combinaison de la technique AZTEC avec la méthode TP [Abenstein, 1982], La méthode AZTEC est utilisée pour les régions proches de la ligne isoélectrique (potentiel électrique du cœur au repos) et la méthode TP pour les régions comprenant des fréquences plus élevées (complexe QRS). Le choix de l'une ou l'autre méthode se fait en comparant la longueur d'un segment déterminé par la méthode AZTEC, à une longueur de référence. Si la longueur du segment est supérieure à la référence, alors on procède au stockage par la méthode AZTEC sinon par la méthode TP. Fin marqueur est utilisé pour les transitions entre les deux méthodes. Seules les lignes horizontales de la méthode AZTEC sont générées, les pentes ne sont pas utilisées. Le taux de compression (CR=4,8) et la fidélité (PRD=7%) sont aussi fonctions des deux méthodes [Furth, 1988] [Kulkami, 1997] [Jalaleddine, 1990]. [11],[12],[13],[14].

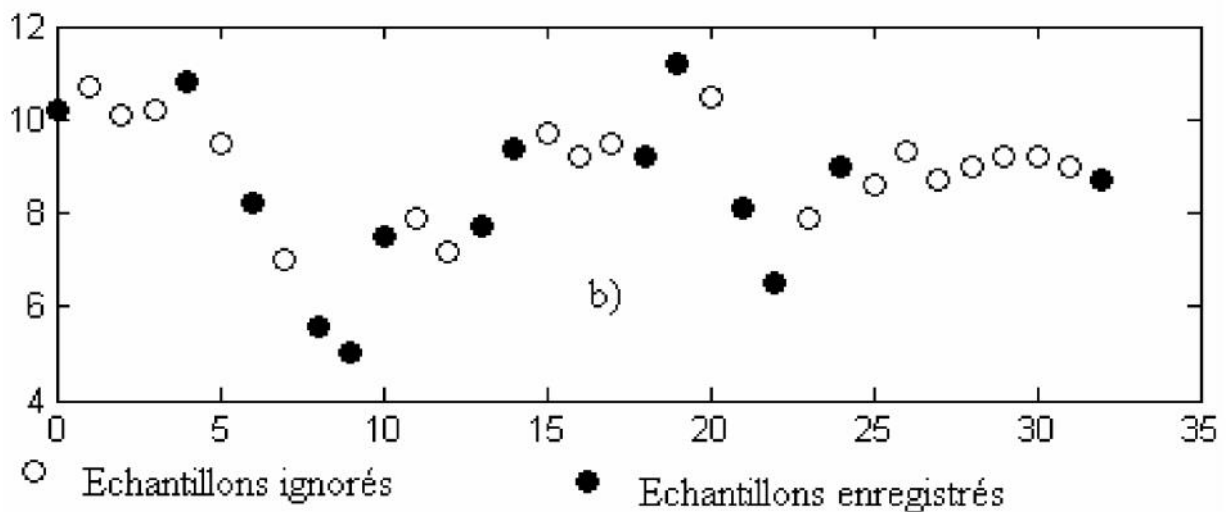


Figure III.3 : Fonctionnement de l'algorithme CORTES [Daniel, 2007]

5. La technique de FAN :

La méthode FAN est basée sur l'interpolation du premier ordre avec deux degrés de liberté [Jalaleddine, 1990] [Saxena, 1997], A chaque pas, deux droites sont calculées partant du dernier point enregistré : la droite supérieure qui passe au-dessus du point courant et la droite inférieure qui passe en dessous. La distance entre chacune des droites et l'échantillon courant est égale au seuil de tolérance prédéfini. Si l'échantillon qui suit le point courant se trouve encadré par ces droites, il devient le nouveau point courant et de nouvelles droites inférieure et supérieure sont générées. Le processus est répété jusqu'à ce qu'un point suivant tombe hors de l'éventail formé par les deux droites. Lors de la reconstruction du signal, les échantillons enregistrés consécutifs sont reliés par des droites [Daniel, 2007].**[12],[18],[19]**.

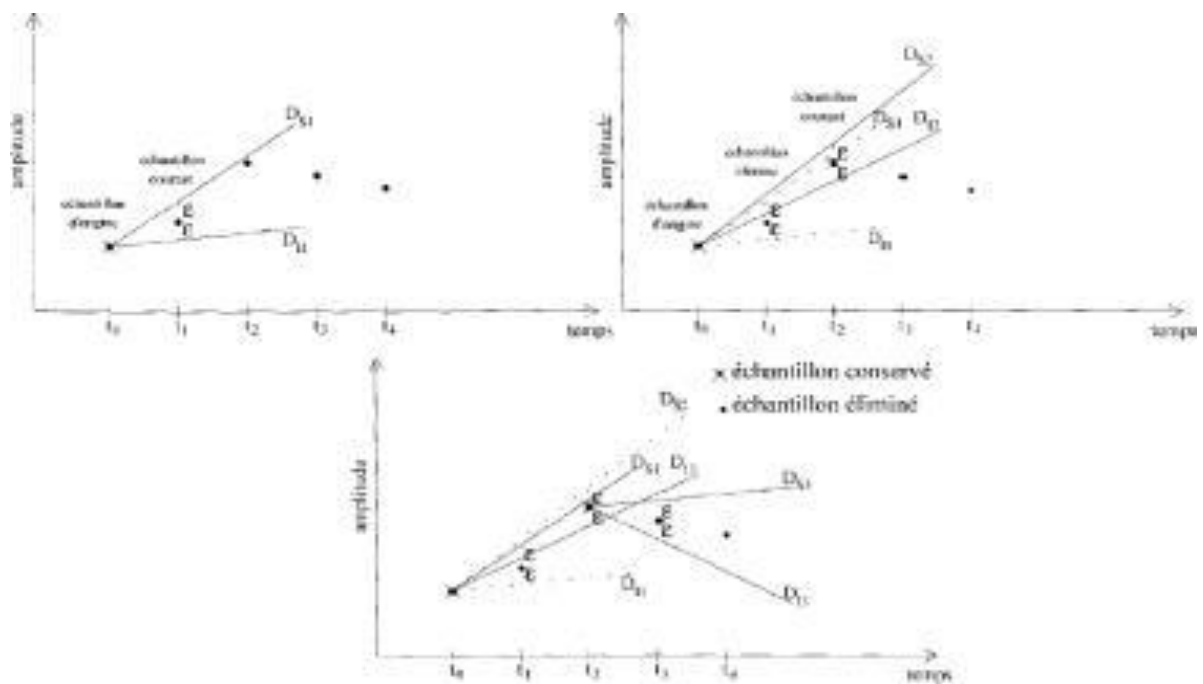


Figure III 4: méthode FAN [Fontaine, 1999]

6. La technique de SAPA :

La technique de SAPA (Scan Along Polygonal Approximation) est basée sur l'interpolation du premier ordre [Kulkarni, 1997] [Jalaliddine, 1990], Elle fut originellement décrite par [Ishijima, 1983], Les premiers travaux ayant contribué à l'élaboration de cette méthode furent l'approximation polygonale de courbes [Sklansky, 1980], Un segment de droite est tracé entre le point courant et le dernier point sauvegardé pris comme référence, de manière à ce que le segment se situe entièrement dans la zone délimitée par le signal muni d'une marge de tolérance ($\pm s$) fixée (voir figure III.5). La méthode, tout comme les performances, sont proches de la méthode FAN [Barr, 1985]. [11],[12],[20],[21],[22].

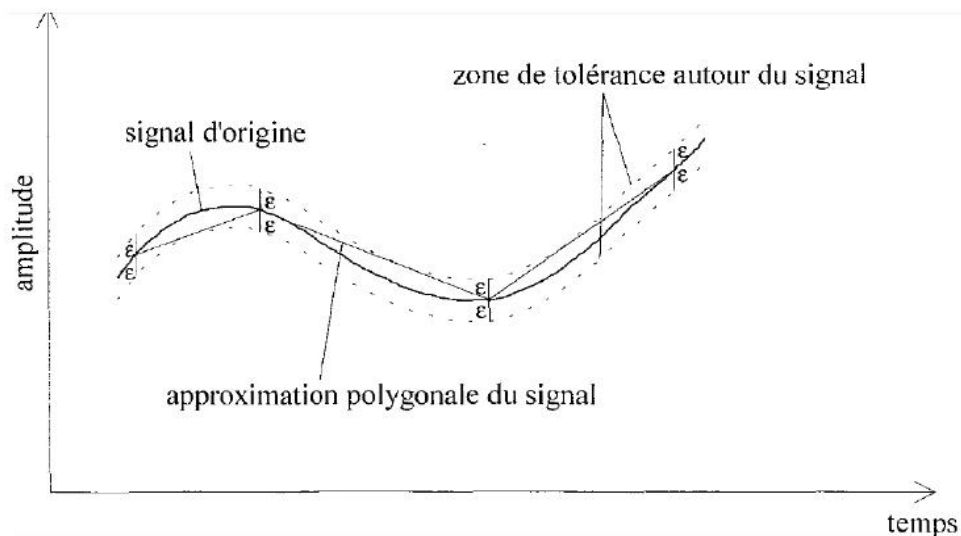


Figure III.5 : méthode SAPA

B. Compression de l'ECG par transformation du signal :

Différentes techniques de compression par transformation ont été appliquées sur les signaux ECG. Ces méthodes se basent sur le principe de convertir le signal du domaine temporel à un autre domaine différent par une transformation linéaire sur une base orthogonale, dont le principe est de ramener les échantillons corrélés du signal ECG dans un espace où les données sont moins corrélées. Les coefficients générés après la transformation sont codés d'une manière appropriée pour compresser les données. Lorsque le signal est compressé, on peut reconstruire un signal d'origine approximé par une transformation inverse. (Figure III.6).

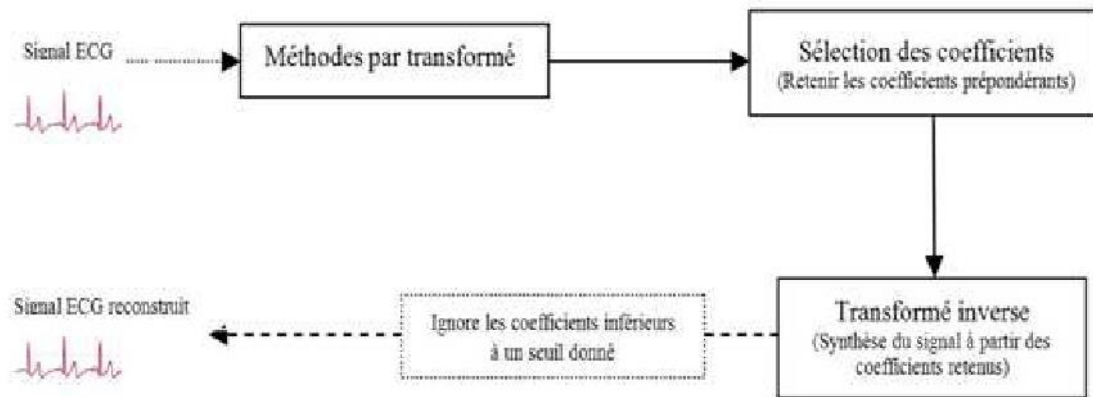


Figure III.6 : Principe général de la compression de l'ECG par transformation du signal

Parmi les méthodes de compression par transformation les plus courantes sont :

- La transformation de Karhunen-Loève ;
- La transformation sinusoïdale ;
- Transformations quasi spectrales ;
- Transformation en ondelettes ;
- Et compression par transformation polynomiales.

1. Transformation sinusoïdales :

Ces transformations possèdent des algorithmes rapides; Elles sont très utilisées dans le domaine du traitement signal.

Les principales méthodes qu'on peut citer sont: La transformée de Fourier discrète (DFT), la transformée en cosinus discrète (DCT) et du sinus discrète (DST).

a. La Transformée de Fourier Discrète :

La méthode de compression par la TFD utilise la détermination des coefficients de la transformée de Fourier sur un intervalle fermé du signal et ne conserve que les coefficients significatifs représentant le signal; il est donc possible de mettre à zéro une proportion importante des coefficients de Fourier et donc de coder le signal ECG à moindre coût.

Chapitre 03 : les différentes méthodes de compressions

La Transformée de Fourier Rapide FFT (Fast Fourier Transform) est simplement une TFD calculée selon un algorithme permettant de réduire le nombre d'opérations et, en particulier, le nombre de multiplications à effectuer.

La TFD est donnée par la relation suivante :

$$X(K) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi \frac{nK}{N}} \quad \text{III.3}$$

La transformée inverse IDFT est donnée par :

$$X(n) = \frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} x(k) e^{j2\pi \frac{nK}{N}} \quad \text{III.4}$$

b. La Transformée en cosinus discrète (DCT) :

La DCT est une variante de la TFD. Elle est largement utilisée dans le traitement du signal et de l'image et spécialement en compression. La DCT d'un vecteur $x(n)$ est définie par

$$C(k) = w(k) \sum_{n=0}^{N-1} 2x(n) \cos\left[\frac{\pi k(2n-1)}{2N}\right], k = 0, 1, \dots, N-1 \quad \text{III.5}$$

La transformée inverse IDCT est donnée par :

Avec :

$$w(k) = 0.5 \text{ pour } k = 0 \text{ et } k = 1 \text{ pour } k = 1, 2, \dots, N-1.$$

c. La Transformée en sinus discrète (DST) :

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} w(k) c(k) \cos\left[\frac{2\pi(2n+1)}{2N}\right], n = 0, 1, \dots, N-1 \quad \text{III.6}$$

Chapitre 03 : les différentes méthodes de compressions

[Jain,1976] en 1976. Différents algorithmes ont été développés pour le calcul efficace de la DST. L'algorithme DST peut être calculé en utilisant l'algorithme de la FFT [George, 2002].[23],[24].

$$S(k) = \frac{2}{N} w(k) \sum_{n=1}^N x(n) \sin\left[\frac{\pi(2n+1)(k)}{2N}\right] \quad \text{III.7}$$

Avec :

$$w(k) = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad ; \text{si } k=N$$

1, ailleurs

La transformée inverse IDST de $S(k)$ est donnée par :

$$x(n) = \sum_{k=1}^N S(k) \sin\left[\frac{\pi(2n-1)(k\pi)}{2N}\right] \quad \text{III.8}$$

2. Transformées quasi spectrales :

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

3. Transformation en ondelettes :

La transformée en ondelettes constitue une suite logique des travaux abordés dans l'analyse temps fréquence. Elle est basée sur l'utilisation d'une famille d'atomes temps-fréquence obtenue en dilatant et en translatant une ondelette analysante.

$$\Psi_{Y,Z}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad \text{III.11}$$

Chapitre 03 : les différentes méthodes de compressions

Où : a est le facteur d'échelle de dilatation temporelle

b est le facteur de translation dans le temps

L'analyse en ondelette nous conduit à deux types de transformations en ondelettes : continues (CWT) et discrètes (DWT).

- La transformée en ondelettes continue (CWT) d'un signal $x(t)$ est donnée par :

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) x(t) dt \quad \text{III .12}$$

Où $\psi(t)$ est l'ondelette mère analysante.

- La transformée en ondelettes discrète (DWT) est issue de la version continue, à la différence de cette dernière, la DWT utilise un facteur d'échelle et une translation discrétisés $a = 2^j$ et $b = n2^j$.

4. Compression par transformation polynomiales :

Le principe général de ces méthodes est de faire l'approximation d'un signal ECG par des polynômes de degré élevé sur un grand intervalle, la méthodologie de compression se réalise comme suit :

- Une segmentation du signal en fenêtres de durées coïncidant aux cycles cardiaques ;
Transformations polynomiales est appliquées à ces fenêtres ;
- Conservation des coefficients de grandes valeurs en négligeant les coefficients de faibles niveaux d'énergie ;

Et Reconstruction du signal à partir de ces coefficients. L'un des premiers travaux de compression par transformations polynomiales a été réalisé en 1992 par W.PHILIPES et G. DE JOCHE dont le principe est de faire décomposer le signal ECG dans une base orthogonale de fonctions polynomiales de Legendre. Un grand nombre d'échantillons est représenté par un petit nombre de coefficients. Des codages entropiques appliqués à ces coefficients permettent d'accroître l'efficacité de la compression [Philips, 1992] [Philips, 1993], Ces travaux ont été repris dans [Colomer, 1997], aussi une autre méthode de compression du signal ECG par les fonctions d'Hermite a été réalisée par Jane et al. [Jane, 1993], D'autres travaux récents de

Chapitre 03 : les différentes méthodes de compressions

compression basés sur la combinaison de deux transformateurs de signaux (Laguerre et Hermite) ont été réalisés en 2007 par D. TCHIOTSOP et al. [Daniel, 2007].**[25],[26],[27],[28]**

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les critères d'évaluation des algorithmes de compression et les différentes méthodes et algorithmes de compression du signal ECG existantes dans la littérature.

Nous avons distingué deux grandes catégories de méthodes :

Les méthodes de compression directes qui interviennent sur le signal dans le domaine temporel ; elles possèdent des algorithmes rapides mais l'inconvénient de ce type de méthodes est les fortes distorsions qui apparaissent sur le signal reconstruit, ce qui nécessite l'implémentation des opérations de filtrage. Les méthodes de compression par transformation qui ramènent les signaux dans un domaine transformé après décomposition dans une base de fonctions.

Pour comprendre la méthode qu'on a utilisé et qu'on va vous présenter dans le prochain chapitre, il faut comprendre dans quel contexte cette méthode va être appliquée. En effet, la nouvelle tendance pour mesurer les anomalies rythmiques du system cardiovasculaire utilise des patch ECG avec une dérivation. Le patch ECG intègre aussi un accéléromètre pour mesurer l'activité physique. Le signal ECG et le signal de l'accéléromètre son envoyés vers un smartphone pour être traiter et utiliser. Avec notre méthode, nous allons envoyer un seul signal en gardant l'information des deux signaux.

Chapitre 04

Expérience et résultat

IV.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons présenter l'origine des signaux que nous avons utilisé pour appliquer notre méthode. Nous allons aussi détailler la méthode et enfin, présenter les résultats obtenus.

IV.2 Instrumentation :

Shimmer est une petite plate-forme de capteurs sans fil bien adapté pour les applications portables. Les capteurs cinématiques intégrées avec les capteurs des signaux physiologiques en combinaison avec la grande capacité de stockage et la faible consommation de puissance et finalement les capacités de communication permettent de développer de grandes applications de télémédecine soit en sauvegardant les données soit en les envoyant à travers le Bluetooth en temps réel.

L'unité Shimmer peut être configuré pour mesurer des signaux électriques à partir de la peau, y compris l'ECG. Les quatre canaux de l'unité à cinq fils peuvent être configuré pour enregistrer les impulsions électriques originaire du muscle cardiaque. Ces données peuvent être enregistrées quand le sujet est au repos et en mouvement, ou au cours de l'exercice pour



fournir des informations sur la réponse du cœur à un effort physique. Les signaux sont recueillis à partir de la peau par l'intermédiaire de cinq fils, qui sont reliés à l'extérieur de l'unité ECG, et qui doivent être joints par des électrodes jetables classiques. L'unité utilise une faible consommation de puissance, multi canal frontal analogique spécialement conçu pour les mesures bio potentiel et des amplificateurs à gain programmable.

A. Spécification de l'unité :

- Gain : configurable (1, 2, 3, 4, 6, 8, 12)
- Fréquence de l'échantillonnage : logiciel configurable (125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 eps)
- Mise à la terre : Wilson Type
- Connexions : Entrée RA, Entrée LA, LL d'entrée, entrée Vx, référence (RL)
- Ultraléger (31 grammes) ; Dimensions compactes (65 x 32 x 12 mm).
- Mémoire EEPROM : 2048 octets.

B. Une vue générale sur l'unité :

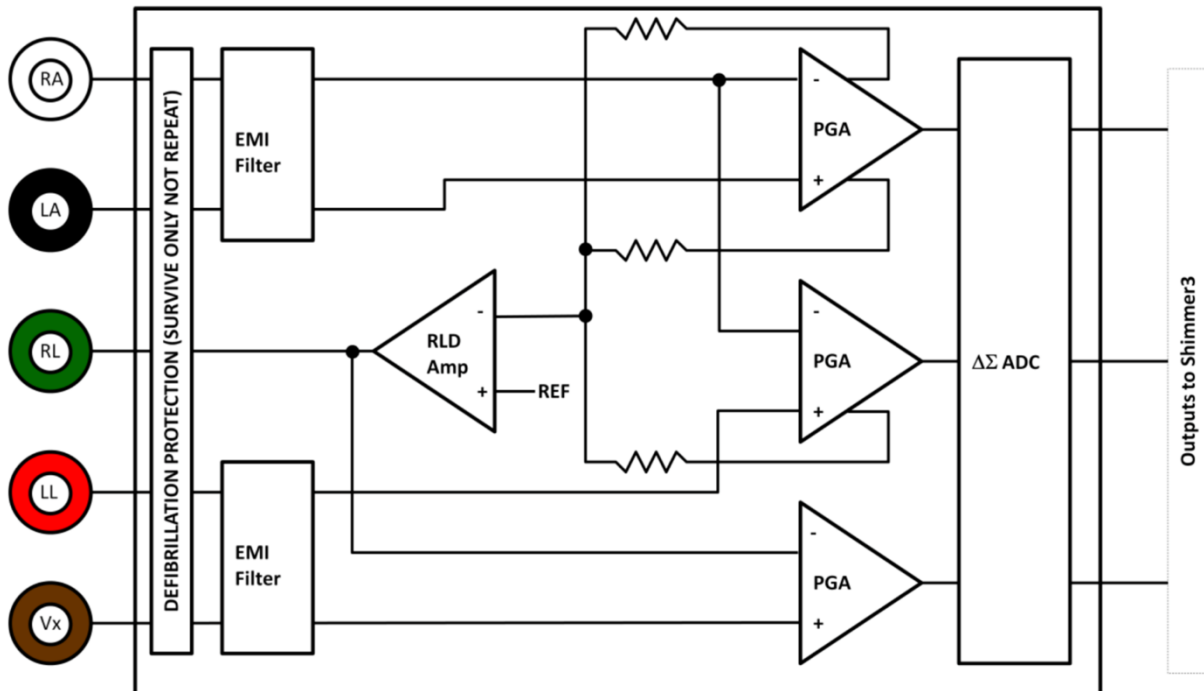


Figure IV.1. un diagramme simplifié

- **Electrodes** : Chaque électrode peut être connecté à RA (blanc), LA (noir), RL (vert), LL (rouge) et Vx (brun) électrodes.
- **EMI Filter** : Réduit les interférences électromagnétiques ; bande passante du filtre - 3dB est d'environ 3 MHz.
- **Right-Leg Drive Amplifier (RLD Amp)** : Neutralise interférences de mode commun (par exemple à partir de lignes réseau électrique, les lampes fluorescentes et d'autres sources).
- **Programmable Gain Amplifier (PGA)** : Augmente l'amplitude du signal d'entrée ; sept réglages de gain disponibles.
- **$\Delta\Sigma$ Analog to Digital Converters ($\Delta\Sigma$ ADC)**: Convertit les signaux d'entrée analogiques à une représentation numérique de ce signal par une valeur de nombre entier signé 24 bits pour chaque échantillon. Ces valeurs sont introduites dans le processeur pour être sauvegarder dans la carte SD ou transmis via Bluetooth.

C. Information de sécurité :

À titre de précaution, il est important de noter que les dérivations ECG ne doivent pas être appliquées sur le corps du sujet pendant que l'unité se trouve dans une station d'accueil USB ou multi-chargeur.

D. Ceinture thoracique / électrodes :

La position des électrodes plus utilisée lorsque HR est mesurée par un ECG sangle de poitrine bipolaire, est sous les pectoraux sur les muscle du tronc. En raison de sa proximité avec le cœur, cette position permet d'avoir une grande amplitude du signal ECG.

IV.3 Sujet :

Duran l'expérience, 1 sujets (masse corporelle = 91 ± 11 kg, la taille = 1.89 ± 0.16 m, l'Age = 29 ± 4 ans, and indexe de la masse corporelle = 25.6 kgm^{-2}), a participé et a donné son consentement. Le sujet était en bonne santé, il ne prenait pas de l'alcool et ne fumait pas.

IV.4 Protocol :

Le sujet à porte l'unité et a marché normalement dans une large surface, les deux signaux, ECG et accélération ont étaient sauvegardés pour de futures traitements.

IV.5 Méthode et résultats :

A. Le signal ECG :

L'approche quand va utiliser pour réduire la taille des données qui sont transmises à travers les réseaux sans files, est de fusionner les deux signaux ECG et le signal de l'accéléromètre dans un même signal sans pour autant perdre l'information utile.

Le signal ECG sur la figure IV.2 est est un segment du signal acquis durant l'expérience, la fréquence d'échantillonnage est de 512 fixé par une fonction fournie par le kit

de développement de Shimmer. Après l'amplification du signal, ce dernier a été filtré par deux filtres successives, un filtre passe haut et un autre passe bas. La fréquence de coupure des deux filtres est de 30 Hz et 80 Hz respectivement. Tous les ondes du signal ECG vont être endommagés, cependant l'onde R sera très peu endommagées, car l'information véhiculée par l'onde est dans les hautes fréquences de 40 jusqu'à 150 Hz.

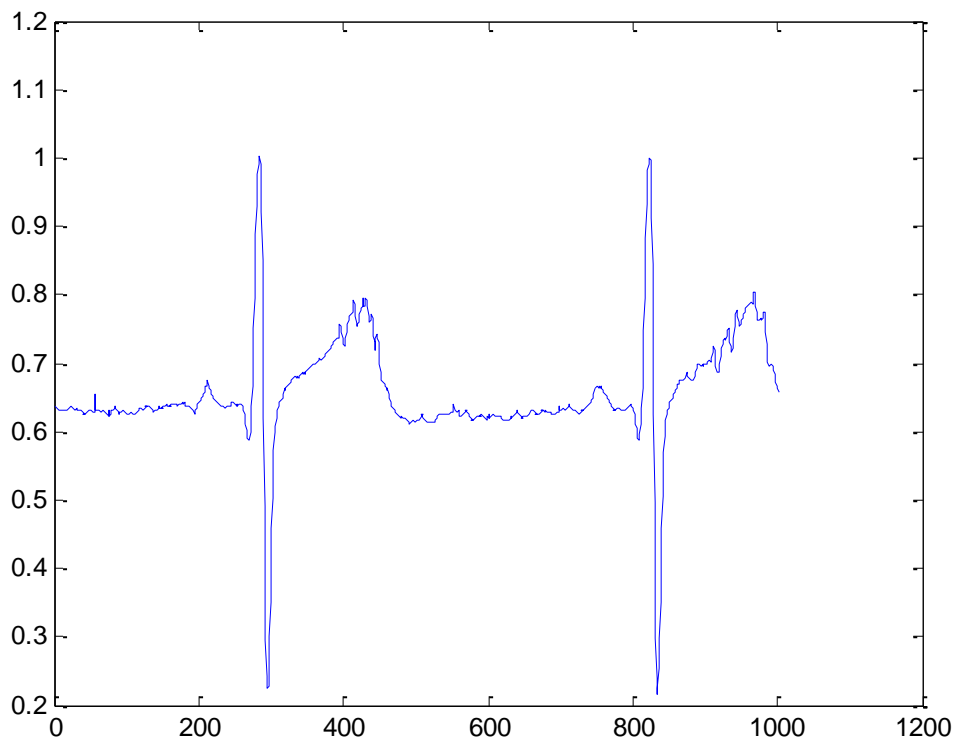
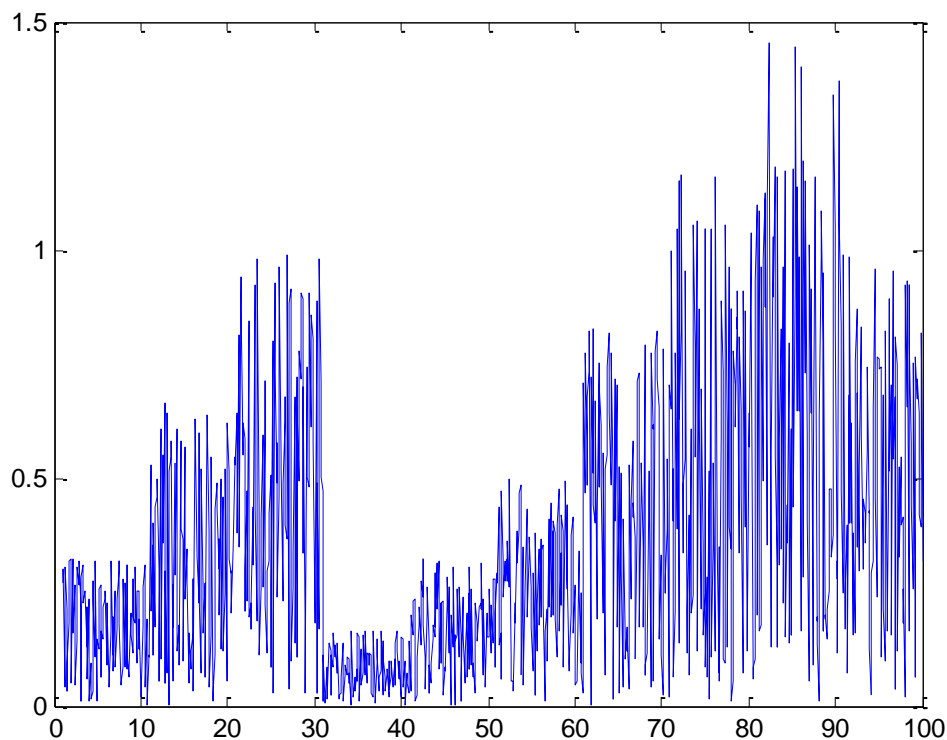


Figure IV.2 Signal ECG, segment de 2 second avec une fréquence d'échantillonnage de 512 HZ.

Notre algorithme est destiné aux patches ECGs que les professionnelles utilisent pour extraire que le rythme cardiaque et pas les arythmies due à la forme du signal ECG. Par conséquent, cette modification ne va pas influencer les résultats souhaités. En effet, pour extraire le rythme cardiaque, seulement l'onde R est utilisée car son amplitude est beaucoup plus grande est pointue que les autres ondes.

B. Le signal de l'accéléromètre :

Le signal de l'accéléromètre est échantillonné à une fréquence d'échantillonnage de 56 HZ, fréquence par défaut définie par le kit de développement, voir la figure IV.3



FigurIV.3 Un segment de 2 seconds du signal de l'accéléromètre avec une fréquence d'échantillonnage de 52 Hz.

Après que le signal soit échantillonné, une fenêtre est utilisée pour calculer la moyenne quadratique pour estimer l'intensité de l'activité physique. Soit $x = (x_i)_{i \in E}$ un ensemble de n nombres. La moyenne quadratique de x est alors notée \overline{x} (comme les moyennes de façon générale), $Q(x)$, ou encore $\sqrt{\langle x^2 \rangle}$ (notation d'usage courant en physique, où $\langle \rangle$ désigne la moyenne arithmétique). On trouve également fréquemment rms, abréviation de l'anglais "root mean square", littéralement "racine du carré moyen". Après avoir fait cela, l'information de l'activité physique sera contenue dans les basses fréquences.

Au lieu d'envoyer deux signaux, ECG et le signal de l'accéléromètre moyenné, nous allons envoyer un seul signal qui ne sera autre que la somme des deux signaux précédents. En faisant cela nous allons supprimer la taille des données liées à l'accéléromètre.

Mais avant d'additionner les deux signaux, nous devrions procéder à un sur-échantillonnage du signal accélération. Pour réaliser cette opération de sur-échantillonnage, il est nécessaire de choisir une méthode d'interpolation parmi celles existantes. L'interpolation, au plus proche voisin, consiste à affecter à tout nouveau point de mesure la valeur du signal bidimensionnel échantillonné au point de mesure original le plus proche. L'interpolation linéaire consiste à relier linéairement les valeurs aux points de mesure existants, voir la figure IV.4.

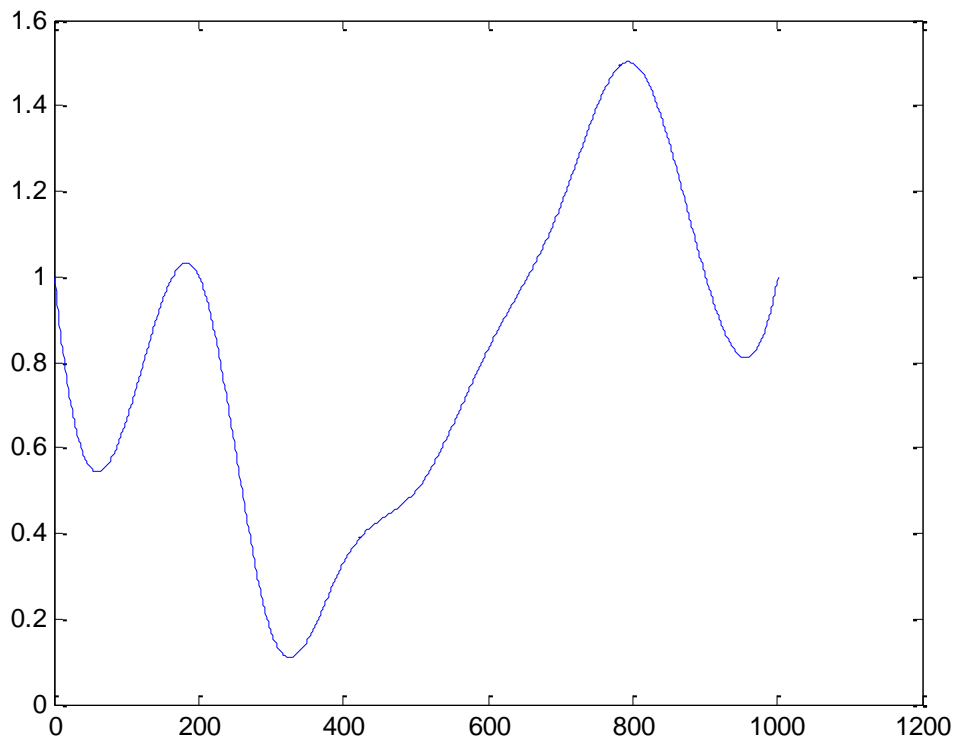


Figure IV.4 Résultat de l'interpolation des échantillons du signal accélération moyenné

IV.6 Le signal résultant :

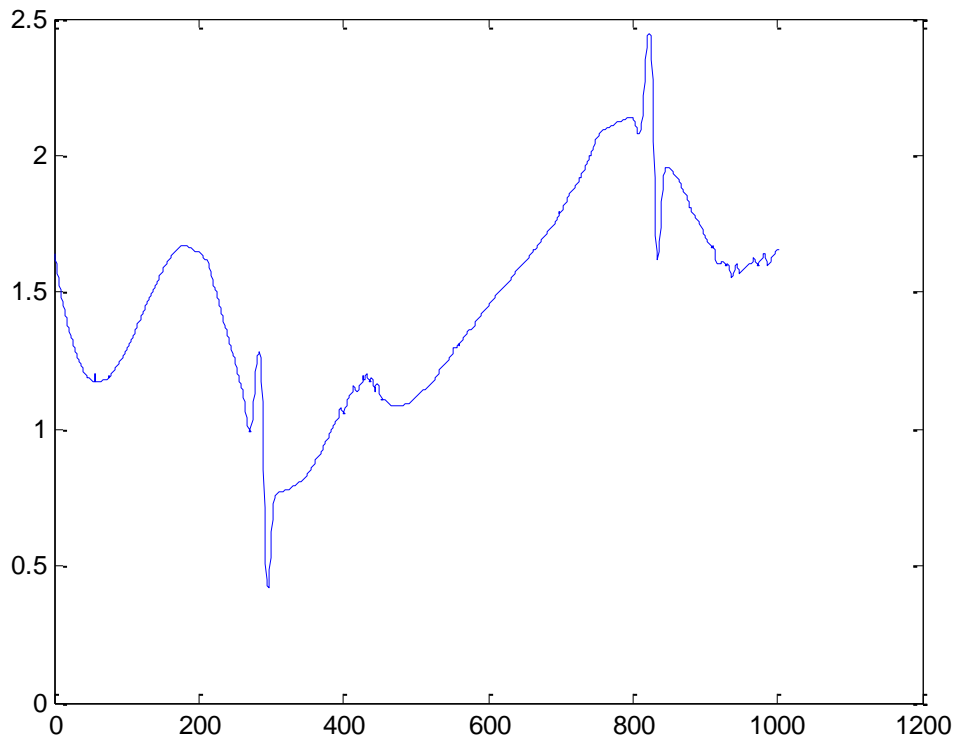


Figure IV.5 Le signal résultant de la combinaison des signaux ECG et accélération

Nous voyons bien sur la figure IV.5, que l'information de l'activité physique est toujours contenue dans le signal final mais aussi que les ondes R restent intactes. Nous avons choisi ce segment du signal car la pente décélération a environs 200 échantillons est très rudes, et pourtant même cette pente n'a pas influencée la forme de l'onde R car ils n'ont pas du tous le même contenu fréquentiel. A la réception, une simple opération de filtrage va séparer les deux informations contenues dans un même signal. Avec ce signal nous pouvons relier chaque information du rythme cardiaque avec l'état du corps de la personne ou du patient. Avec cette méthode, la taille de donnée liée au signale accéléromètre est supprimé. Par conséquent, la vitesse de transfert de l'information sera beaucoup plus rapide mais aussi, limiter la taille des données a stockés par la start-up Digiheart.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'expérimentation notamment l'instrumentation utilisée, le sujet qui a participé et le Protocole. Nous avons aussi discuté la méthode utilisée pour finalement voir le résultat obtenu.

Conclusion générale :

La méthodologie décrite dans ce mémoire concerne le prétraitement de la donnée électrocardiographie.

Le premier chapitre est considéré comme une description relativement détaillée sur l'anatomie du cœur, son fonctionnement électrique, le cycle cardiaque et les techniques d'enregistrement de signal ECG.

Ensuite, nous avons décrit les accéléromètres et leur utilité en présence du rythme cardiaque. En effet, mesurer l'activité physique avec le rythme cardiaque est très important dans la détection des tachycardies et des bradycardies par exemple.

Cependant la quantité de données renvoyés par des réseaux sans fils sont énormes. Pour cette raison, nous avons développé une méthode originale pour combiner les deux signaux en un seul signal sans perdre l'information d'aucun d'entre eux. Notre méthode a permis de supprimer la taille de données liée au signal de l'accéléromètre et d'envoyer l'information de l'activité physique dans le signal ECG.