

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 بلحاج بوشعيب - عين تموشنت -
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib - Ain Témouchent



Institut des Sciences et de la Technologie
Département de Génie électrique

Mémoire de fin d'études pour l'obtention du diplôme de Master
Filière : GENIE ELECTRIQUE
Spécialité : biomédicaux

Thème :

**Analyse et Traitement du Signal ECG et EMG
pour Estimer l'Activité Physique**

Soutenu le : 10 Juin 2015

Par : M^{elle} EL BORDJI Assma

M^{elle} BELLOUATI Chahinez

Devant le jury composé de :

M^r. k. BEN CHRIFE

MAA

Examineur

M^r. F. BEN GHANA

MAA

président

D^r. I. BOUKLI HACENE

MAB

Encadreur

Année Universitaire : 2014/2015

Remerciements

Avant tout, nous remercions Allah tout puissant qui nous a guidées tout au long de notre Vivant et qui nous a donné courage et patience pour passer tous les moments difficiles et nous a permis d'achever ce travail et de pouvoir le mettre entre vos mains aujourd'hui.

*Tout d'abord, nous tenons à remercier mes encadreurs **Mr. M. BENOSMAN** **Mr. I. BOUKLI HACENE** Qui ont eu confiance en nous et nous as permis de travailler sur ce sujet de mémoire, et mettre à notre disposition tous les moyens nécessaires à sa réalisation.*

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.

Nous voudrions exprimer nos sincères remerciements à tous les professeurs de notre spécialité qui nous ont enseignées pour leurs valeureux conseils.

Finalement, Nous adressons nos remerciements aux personnes qui nous ont aidées à la réalisation de ce mémoire.

Merci à Tous

Dédicace

*Avant tout, je dois remercier Dieu le tout puissant qui m'a donné
L'envie et la force pour mener à terme ce travail.*

*Je dédie ce travail de fin d'études à ma famille au sens large et à tout mon entourage mais
tout particulièrement*

À

*Ma mère et mon père, pour leur patience, conseils, aident et aussi de m'encourager à la
réalisation de ce modeste travail.*

« Je vous remercie, mes parents »

Mes frères :yousef et mohamed Amine

Mes cousines :mouni, Sarah, Imen, ilhem houaria et khadija

Mes cousins : Abd Rahim ,Ahmed et Bouhdjar .

Mon binome belouati chahinez

Tous mes amis, tout particulièrement :

*imen, Djamila , Kheira ,rabia et surtout aladaine et mouloud .merci pour vos conseils et vos
encouragements, et aussi pour les bons moments qui ont contribué à rendre ces années
inoubliables. Bonne chance à tous.*

Tous les étudiants d'électronique biomédicale

Assma

Dédicace

*Avant tout, je dois remercier Dieu le tout puissant qui m'a donné
L'envie et la force pour mener à terme ce travail.*

*Je dédie ce travail de fin d'études à ma famille au sens large et à tout mon entourage mais
tout particulièrement*

À

*Ma mère et mon père, pour leur patience, conseils, aident et aussi de m'encourager à la
réalisation de ce modeste travail.*

« Je vous remercie, mes parents »

Mon frère :houari et ma sœur :anfai

Mon binôme EL BORDJI Assma

Tous mes amis

Tous les étudiants d'électronique biomédicale

Chahinez

SOMMAIRE

Liste des figures.

Liste des acronymes.

Introduction générale 1

Chapitre I : L'activité physique

Introduction 02

I.1 DEFINITION 02

I.2 L'importance de l'activité physique 02

I.3 les différentes méthodes qui existent 03

a. Podomètre 03

b. accéléromètre 03

c. Cardio-fréquencemètre..... 04

d. Calorimétrie direct 04

e. Calorimétrie indirect 05

I.4 La méthode proposée : 06

I.4.1 l'activité cardiaque et l'activité physique : 06

I.4.2 l'activité cardiaque et le stress : 06

I.4.3 La Fréquence cardiaque, l'activité du muscle et l'activité physique : 07

Conclusion..... 08

Chapitre II : Relation entre RC, ECG, EMG et activité physique

Introduction 09

II.1 L'anatomie du cœur 2409

II.2 le signal électrocardiographie 10

II.2.1 Les douze dérivations 2511

II.3 les différents bruits du signal ECG 12

II.3.1 Bruit et pré filtrage 12

II.4 bruit EMG 2914

II.5 Anatomie du muscle 15

II.5.1 Les propriétés du muscle	15
II.5.2 Les types de muscle	3015
II.5.2.1 muscle squelettique.....	17
II.6 les types des fibres musculaire	17
II.6.1 LENTES - Type I (ST)	17
II.6.2 RAPIDES - Type II (FT).....	17
II.6.2.1 Type IIa	17
II.6.2.2 Type IIb	17
II.6.2.3 Type IIc	18
II.7 L'unités motrices	18
II.8 Signal EMG	19
II.8.1 Principe de détection du signal EMG :	19
II.8.2 Le capteur :	20
II.8.3 L'amplification :	21
II.8.3.1. Les types d'amplificateur opérationnel	22
1-Amplificateur opérationnel idéal.....	22
2-amplificateur opérationnel réel	22
II.8.3.1.1 Utilisation de l'entrée non inverseuse	23
A. Multiplicateur	23
B. Suiveur	23
II.8.3.1.2 Utilisation de l'entrée inverseuse	24
A. Multiplicateur	24
B. L'amplificateur d'instrumentation.....	24
II.9 Relation entre l'EMG, le rythme cardiaque et l'activité physique :.....	25
II.9.1 le rythme cardiaque et l'activité physique :	25

II.9.2 Les muscles et l'activité physique :	26
II.10 conclusion :	27

Chapitre III : Méthodologie & résultat

Introduction	28
III.1 INSTRUMENTATION	28
III.2 Sujet	29
III.3 Protocole	30
III.4 TRAITEMENT DE DONNÉES	4430
III.4.1 Détection RC	30
III.4.1.1 détection QRC.....	30
III.4.2 identification ECG-TMS.....	31
III.5 la relation entre ECG-TMSA ,RCET L'INTENSITÉ.....	37
III.6 Détection du rythme cardiaque	40
III. 7 conclusion	41
CONCLUSION GENERALE	42
Références bibliographiques.....	43

LISTE DES FIGURES

Figure II.1 : Anatomie du cœur.....	10
Figure II.2 : L'ECG à 12 dérivations comporte six dérivations frontales (DI DII DIII aVR aVL et aVF) et six Dérivations précordiales (V1 à V6).....	12
Figure II.3 : schéma de fibre musculaire.....	17
Figure II.4 : schéma d'unité motrice	19
Figure II.5 : Schéma bloc de l'EMG.....	20
Figure II.6 : Positionnement du capteur	21
Figure II.7 : multiplicateur a l'entrée non inverseur.....	23
Figure II.8 : suiveur a l'entrée non inverseur.....	23
Figure II.9 : multiplicateur a l'entrée inverseur.....	24
Figure II.10 : schéma d'amplificateur d'instrumentation.....	24
Figure II.11 : Circuit d'Amplificateur d'instrumentation INA129.....	25
Figure III.1 : ECG Sangle de type poitrine, La position la plus utilisée.....	29
Figure III.2 : A) Le signal ECG clair, B) Signal ECG bruité avec TMS superposée	32
Figure III.3 : trois niveaux arbre de décomposition en ondelettes.....	33
Figure III.4 : trois niveaux arbre de reconstruction ondelettes.....	33
Figure III.5 : signal ECG avec un ECG-TMSA	36
Figure III.6 : ECG-TMSA lorsque le sujet est au repos (position horizontale du corps), debout Au repos et à la March	38
Figure III.7 : Evolution de la moyenne ECG-TMSA des quatorze sujets avec une vitesse tapis Roulant.....	39
Figure III.8 : Evolution de la moyenne du RC des quatorze sujets avec différentes vitesse de Tapis roulant.....	41

LISTE DES ACRONYMES

- EMG : Electromyogramme
- ECG : Electrocardiogramme
- RC : Rythme Cardiaque
- AP : activité physique
- TMSA : Trunk Muscle Signal Amplitude
- TMS :Trunk Muscle Signal
- DWT: Discrète Wavelet Transform
- RMS: Root Mean Square
- VDD: Vague Droite Distant
- VGD : Vague Gauche Distant
- AP : Activité Physique

Résumé

Abstract

In this work, we are interested in improving the accuracy of the measurement of physical activity in humans when heart rate monitor is used and this without the addition of another device. That by eliminating of the added errors to the heart rate signal, when the presence of stress in the individual in whom physical activity is assessed. It was therefore necessary to develop a method that can separate physical activity and stress. The developed method is based on the use of muscle electrical activity (EMG) of the abdomen in combination with that of the heart (ECG). At first, we developed a device to acquire the two signals (ECG, EMG), then send them to a computer for further signal processing. With the latter, several experiments were conducted in both universities, Tlemcen, Algeria and Linköping, Sweden. The results were quite positive to conclude that using the electrical activity of the abdomen in combination with of the heart can be used to separate physical activity and stress and so improving the evaluation of physical activity without using other devices but only the heart rate monitor.

Key-words: ECG ,ECG-TMSA ,EMG ,Physical Activity ,RH.

Resumé

Dans ce travail, nous nous sommes intéressés à améliorer la précision de la mesure de l'activité physique lorsqu'un moniteur de la fréquence cardiaque est utilisé et cela sans ajouter aucun appareil. Cela par l'élimination des erreurs apportées au signal du rythme cardiaque lors de la présence du stress chez l'individu ou l'activité physique est évaluée. Il fallait donc développer une méthode qui peut séparer l'activité physique et le stress.

La méthode développée est basée sur l'utilisation de l'activité électrique musculaire (EMG) de l'abdomen en combinaison avec celle du cœur (ECG). Dans un premier temps, nous avons développé un appareil pour acquérir les deux signaux (ECG, EMG) et les envoyer à un ordinateur pour l'application des algorithmes développés. Avec ce dernier, plusieurs expériences ont été menées dans les deux universités, Tlemcen, Algérie et Linköping, Suède. Les résultats ont été assez positifs pour conclure que l'utilisation de l'activité électrique de l'abdomen en combinaison avec du cœur peut être utilisée pour séparer l'activité physique et le stress et ainsi améliorer l'évaluation de l'activité physique sans utiliser d'autres appareils, mais seulement le moniteur de fréquence cardiaque.

Mot clés : ECG ,EMG , ECG-TMSA ,activité physique ,RC

المخلص

هذا العمل كرس لتحسين دقة قياس النشاط البدني عند استخدام جهاز رصد معدل نبضات القلب، دون إضافة أي جهاز آخر. لقد تم ذلك من خلال حذف الأخطاء الواردة في إشارة ضربات القلب لشخص ما في حالة إجهاد أو في حالة نشاط بدني. وهنا تكمن ضرورة توفير طريقة تفيد بفصل النشاط البدني عن الإجهاد. لقد اعتمدنا في هذا العمل على استخدام النشاط الكهربائي

لعضلات (EMG) البطن و النشاط الكهربائي للقلب..(ECG)ابتداءا، تناولت الدراسة على تحقيق جهاز للحصول على إشاراتي (ECG, EMG) ثم إرسالها إلى جهاز كمبيوتر، لتطبق عليهما الخوارزميات المقترحة، والتي تمت تجربتها على مستوى جامعة تلمسان بالجزائر و جامعة لينكوبينج بالسويد. النتائج المتحصل عليها كانت جد إيجابية كافية لاستنتاج امكانية استخدام النشاط الكهربائي لعضلات البطن بالاشتراك مع النشاط الكهربائي للقلب لفصل النشاط البدني عن الإجهاد وكذا امكانية تحسين تقييم النشاط البدني بالاستخدام التام لجهاز رصد ضربات القلب دون اللجوء الى أجهزة أخرى.

الكلمات المفتاحية :

النشاط البدني ,النشاط الكهربائي للقلب , النشاط الكهربائي لعضلات , وتيرة القلب .

Introduction générale

Introduction

L'activité physique est nécessaire dans la vie quotidienne de l'être humain. Avec le développement technologique incroyable, la majorité de la société devient très sédentaire et nous avons commencé à voir les effets de cette inactivité. En effet, au cours des cinquante dernières années, de nombreux articles scientifiques ont été publiés et ont montré que le manque d'activité physique (AP) peut être la cause principale de nombreuses maladies telles que le diabète de type II, l'hypertension, l'obésité, le stress, les différents types de cancers et de maladies mentales. En fait, l'AP est devenu si important que, dans certains pays, un ordonnancement.

Ce travail est divisé en trois chapitres, le premier chapitre se présente la définition de l'AP et leur importance dans la vie quotidienne de l'être humain et les méthodes utilisées pour le mesurer. Puis, le deuxième chapitre détermine l'anatomie du cœur et des muscles et explique la relation entre l'activité physique et l'ECG et l'EMG et le rythme cardiaque, pour savoir les bruits qui sont générés à partir de l'ECG. Finalement, le troisième chapitre montre l'expérience qui a été faite par les deux universités, la partie de filtrage après l'acquisition a été effectuée par la transformée en ondelette. En fait, l'approche proposée dans la mesure de niveaux d'AP et sa séparation avec l'activité du muscle est basée sur l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque.

Le travail de notre mémoire s'inscrit dans le cadre de l'analyse et le traitement du signal EMG pour estimer l'activité physique. Dans le premier chapitre on a défini l'activité physique. Ce pendant dans le deuxième chapitre on a montré la relation entre l'activité physique et l'EMG et l'ECG et RC. Puis, le troisième chapitre c'est le chapitre qui consiste à une métrologie qui contient une expérience laquelle ses résultats sont l'utilisation de bruit qui existe dans le signal ECG durant l'activité du muscle qui peut être utilisé pour estimer l'AP.

Chapitre I
L'Activité PHYSIQUE

Introduction

Dans ce chapitre on définit l'activité physique et son importance dans la vie quotidienne puis on explique les différentes méthodes qui existent pour la mesurer. Ensuite, on présente les méthodes proposées pour faire voir la relation entre l'activité physique, l'activité du muscle et le rythme cardiaque.

I.1 définition

L'activité physique correspond à « tout mouvement corporel produit par la contraction des muscles squelettiques et entraînant une augmentation des dépenses d'énergie par rapport à la dépense de repos ». Elle varie selon l'intensité, la durée, la fréquence et le contexte dans lequel elle est pratiquée. L'activité physique recouvre donc un domaine plus large que celui de la seule pratique sportive. Elle inclut des activités professionnelles, de loisirs, des déplacements dans la vie de tous les jours. [1]

I.2 L'importance de l'activité physique

L'activité physique possède de très nombreuses vertus et constitue un excellent moyen de se prémunir contre les maladies chroniques.

La pratique régulière d'une activité physique a de très nombreux bienfaits:

- * Elle permet d'avoir une bonne condition physique ce qui, au-delà de l'amélioration de vos performances sportives facilitera votre vie quotidienne.
- * Elle protège contre la survenue des maladies cardiovasculaires (infarctus du myocarde et angine de poitrine), quel que soit l'âge.
- * Elle protège contre certains cancers en particulier celui du sein chez la femme, de la prostate chez l'homme, et du côlon chez les deux sexes.
- * Elle réduit le risque de diabète et aide à mieux équilibrer le taux de sucre dans le sang.
- * Elle facilite la stabilité de la pression artérielle.
- * Elle est efficace pour le maintien du poids de forme et peut réduire les risques d'obésité.
- * Elle améliore le sommeil.
- * Elle lutte efficacement contre le stress, la dépression, l'anxiété.

*Elle améliore aussi le processus de vieillissement et protège contre la perte d'autonomie.[2]

I.3 les différentes méthodes qui existent

A. Podomètre :

Le plus simple pour mesurer le mouvement permet d'évaluer le nombre de pas effectués par un sujet [3,4]. Les modèles récents, dits électroniques, comprennent un levier suspendu par ressort et un composant électronique instrument se présente sous la forme d'un boîtier de la taille d'une petite boîte d'allumettes à l'aide d'un clip. Lors de la marche, le contact du pied avec le sol à chaque pas entraîne une accélération verticale de la hanche et un mouvement de haut en bas du levier. L'extrémité de celui-ci vient alors au contact du composant électronique qui enregistre un événement (pas).

Après avoir mesuré la longueur du pas habituel du sujet, le résultat peut être converti en distance parcourue.

La marche est l'activité physique la plus fréquemment pratiquée, qu'il s'agisse de la vie quotidienne (déplacements), de la vie professionnelle ou des loisirs, le podomètre est un outil simple d'évaluation de l'activité ambulatoire (marche ou course) dans la vie quotidienne.

Son utilisation peut permettre une autoévaluation par les sujets eux-mêmes du nombre de pas effectués quotidiennement, aider à fixer des objectifs réalistes en fonction de chaque sujet et surveiller les effets obtenus.

Sa limite :

-Le podomètre ne mesure que le nombre de pas ou d'impulsions effectués en marchant ou en courant et ne permet pas d'évaluer l'intensité du mouvement. De par son principe même le podomètre n'est pas destiné à l'évaluation de la dépense énergétique liée à l'activité.

B. accéléromètre :

Lors du mouvement, le tronc est soumis à des accélérations et décélérations théoriquement proportionnelles à la force musculaire exercée et donc à l'énergie dépensée

[3,4,5]. L'accéléromètre récents de type portable utilisent les propriétés de la céramique piézoélectrique qui, en se déformant sous l'effet d'une force appliquée dans une direction donnée, génère une différence de potentiel. L'aire sous la courbe du signal d'accélération-décélération est intégrée et totalisée sur un intervalle de temps donné. Les résultats sont alors exprimés en unités de mouvements (« coups », counts) par unité de temps.

Il ya Différents modèles d'accéléromètre qui sont diffusés commercialement, de la taille d'un téléphone portable et fixé en général à la ceinture, de type uni axial mesurant l'accélération du tronc selon l'axe vertical uniquement, ou de type triaxial enregistrant l'accélération du tronc dans les trois plans de l'espace.

L'accéléromètre, comme mesure du mouvement et de son intensité, peut ainsi permettre de

définir des profils individuels d'activité physique.

Sa limite :

L'accéléromètre ne peut pas mesurer l'activité physique du corps quand celui-ci est sollicité que par la partie haute ou lorsque les bras lèvent un objet lourd.

C. Cardio-fréquencemètre :

C'est un appareil utilisé pour mesurer la fréquence cardiaque instantanée.

Il est généralement composé d'un appareil émetteur, composé d'une ceinture placée autour du thorax et comprenant des électrodes destinées à capter les battements du cœur et à transmettre des informations vers un appareil récepteur, pouvant être porté au poignet comme une montre ou placé sur un guidon de vélo, et affichant la fréquence cardiaque.

Les moniteurs de fréquence cardiaque miniaturisés ou « sport tester », souvent utilisés dans le cadre de programmes d'entraînement, permettent de déterminer la fréquence cardiaque moyenne, le pourcentage du temps passé au-dessus de la fréquence de repos ou d'un autre seuil de fréquence cardiaque donné et donc de déterminer des profils individuels d'activité [4,6].

Pour convertir les données de fréquence cardiaque en dépense énergétique, une calibration individuelle est toute fois nécessaire pour déterminer la relation entre fréquence cardiaque et consommation d'oxygène lors d'exercices standardisés.

Il faut noter que la relation entre fréquence cardiaque et consommation d'oxygène n'est linéaire qu'au-dessus d'un certain seuil d'activité (dit « point d'inflexion de la fréquence cardiaque »).

Sa limite :

Le problème du cardio-fréquencemètre est qu'il ne peut pas faire la différence entre l'accroissement du rythme cardiaque due à l'activité physique ou due à n'importe quel autre facteur comme le stress.

D. Calorimétrie direct :

Antoine Lavoisier a lancé les bases pour l'estimation directe concernant le degré de la chaleur dans le corps humain ce dernier qui va développer la calorimétrie il a déterminé que la métabolisme du degré de la chaleur a obtenu d'un animal qu'il est autour d'une neige fondu celui qu'il a mesuré par la calorimétrie [7]. Mettez autres écrivains grandes salles de métabolisme isolés qui peuvent contenir des organismes de droits de l'homme [8]. Le transfert de chaleur se transmet par l'objet à l'écoulement de l'eau, mesurée et la production de chaleur à partir de la différence de température entre l'entrée et la sortie. Seuls quelques-uns des instituts de l'accès aux salles métaboliques

Sa limite :

Leur limite est qu'ils ne peuvent pas être utilisés dans la vie quotidienne et aussi qu'ils sont très chère par rapport aux autres méthodes.

E. Calorimétrie indirect :

Il a été utilisée pour mesurer la chaleur produite par un individu, basée sur la quantité d'oxygènes

consommés et la quantité de dioxyde de carbone et l'azote retiré.

Calorimétrie indirecte est basée sur spirométrie circuit ouvert ou fermé. L'évaluation précise de l'EE en utilisant la méthode de la consommation d'oxygène nécessite la connaissance de quotient respiratoire de l'individu et de l'excrétion urinaire d'azote, mais de rendre la mesure facile, le calcul généralement établi sur la non-protéiques quotients respiratoires [9]. Ces calculs donnent une évaluation acceptable pendant les périodes de repos et de AP modérée, mais ils sont moins précis quand prolongée vigoureuse AP, lorsqu'un des quantités importantes de protéines sont métabolisés. Circuit ouvert respirométrie

sont des dispositifs les plus utilisés pour la mesure de la consommation d'oxygène. En comparaison avec les premiers dispositifs, la collecte de données a été considérablement simplifiée lorsque l'analyse chimique en phase gazeuse a été remplacée par des instruments électroniques et des flux de gaz ont été déterminées par turbine flammette ou pneumotachographe. Un des avantages de cette méthode étalon-or est que la miniaturisation des équipements permet désormais la collecte dans le domaine des données respiration par respiration. Pour les études intéressés par de petites populations, comme avec l'épidémiologiste, mesure de la consommation d'oxygène peut être très utile. Portable méthode de la consommation d'oxygène est une méthode très utilisée pour la validation des méthodes objectives.

Sa limite :

Toutefois, il n'est pas très pratique en raison de la vie de tous les jours le besoin d'un masque sur le visage.

I.4 La méthode proposée

I.4.1 l'activité physique et la fréquence cardiaque :

L'activité physique permet d'augmenter la fréquence cardiaque .pourquoi ?

Le rôle du cœur : le **cœur**, de la taille d'un poing, est un **organe musculaire** qui **permet**, par ses contractions/relâchements, **la circulation du sang** dans le corps humain. Grâce à l'action des poumons **le sang**, qui **contient déjà des nutriments**, se charge en oxygène en passant par le cœur. Celui-ci va permettre la circulation de **ce sang** oxygéné qui **va nourrir les muscles/organes** du corps humain. On la compare d'ailleurs à une pompe.

Lorsque nous faisons une AP, nos muscles sont sollicités bien plus que si nous étions au repos. Il va donc falloir à ces muscles davantage de nutriments (sucres, graisses, etc. ...) ainsi que d'oxygène afin que ces derniers puissent fonctionner efficacement. Le cœur va donc augmenter sa fréquence, la circulation du sang sera plus rapide et les muscles pourront puiser bien plus de nutriments et de l'oxygène.

En résultat : l'activité physique → augmentation de la fréquence cardiaque → sang chargé en O₂ et en nutriments arrive plus vite

I.4.2 l'activité cardiaque et le stress

Le stress est accusé d'être à l'origine de troubles psychologiques (anxiété, dépression, toxicomanies, parfois suicides) et d'innombrables troubles organiques : maladies digestives, maladies cardiovasculaires, troubles dermatologiques, asthme, parfois mort subite.

On sait que le stress peut provoquer des troubles de rythme cardiaque. Lorsque le stress augmente, le débit cardiaque augmente et lorsque le stress baisse, l'activité du cœur se ralentit. L'adrénaline, appelée médicalement "épinéphrine", est une molécule présente dans les glandes médullosurrénales, qui se trouvent juste au-dessus des reins, ainsi que dans les ganglions du système nerveux sympathique, qui contrôle une grande partie des activités autonomes du corps humain.

L'adrénaline est produite en cas de stress, mais aussi lors d'un danger ou encore d'émotions fortes afin de préparer l'organisme à y faire face, comme par exemple dans les tests de la chaise ou de l'école du vol, dans lesquels l'adrénaline se manifeste suite à une émotion forte. Elle permet aussi de répondre au besoin d'énergie des organes, comme les muscles.

L'effet de l'adrénaline sur ces récepteurs est inotrope, dromotrope et chronotrope positifs. Alors, la fréquence cardiaque, la force de contraction des ventricules et la vitesse de conduction de l'influx sinusal sera amplifiée. Alors oui, tous tes cardiomyocytes battent plus vite et plus puissamment. Tu peux aussi parler de la baisse du système nerveux parasympathique (cholinergique). L'acétylcholine a pour effet de baisser la fréquence cardiaque. En temps de stress, il y a diminution de production d'acétylcholine pour laisser la place aux hormones de stress, comme l'adrénaline.

En résultat : stress → La sécrétion d'une hormone de l'adrénaline → augmentation de la fréquence cardiaque

I.4.3 La Fréquence cardiaque, l'activité du muscle et l'activité physique

Lorsqu'on a fait une activité physique il y a une augmentation de la fréquence cardiaque, si les muscles sont en cas de rapport on a un cas de stress.

Le stress est un processus de dépassement des capacités physiologiques. Les phénomènes douloureux musculaires peuvent apparaître pour de faibles contractions musculaires, par recrutement d'unités à faible niveau de déclenchement en permanence sollicités et conduisant à un surmenage local. Physiologiquement, le stress est une perte d'équilibre entre ce que l'individu perçoit de ce qui lui est demandé et ce qu'il se sent capable de donner, que la contrainte en elle-même soit importante ou non. Les conséquences peuvent être cardio-vasculaires, musculo-

squelettiques et immunologiques ; elles sont évaluées par les dosages de sécrétion d'adrénaline et de cortisol et la fatigabilité musculaire.

Le mouvement est le résultat d'un recrutement moteur programmé, qui peut être parasité par divers facteurs. Les individus anxieux ont une activité électromyographique (EMG) plus élevée pour une même tâche, du fait d'un recrutement anormal de neurones.

Les tracés EMG des trapèzes sont liés de façon dose-dépendante à l'intensité du stress :

- L'activité EMG des muscles de l'avant-bras est plus élevée chez les sujets anxieux.
- Les moments de force des muscles lombaires sont plus élevés lors d'un stress émotionnel.

Il y a donc une influence de la personnalité sur l'activité musculaire, et la posture. Lors de phase de stress, les contraintes biomécaniques peuvent augmenter. Ainsi, en présence d'un stress cognitif, les opérateurs informatiques ont une augmentation de l'activité du trapèze et de la force donnée à la "souris", mais l'activité des trapèzes est augmentée aussi du côté ne maintenant pas la souris (controlatéral). (Ces mêmes contraintes sont rencontrées également dans la pratique des jeux vidéo). On connaît dans de nombreuses pratiques artistiques l'importance du rôle des muscles de la ceinture scapulaire (musique, cirque, arts plastiques, chant). Ainsi, ce phénomène qui n'a pas été étudié dans ces populations pourrait jouer un rôle dans les phénomènes algiques retrouvés en dehors des phénomènes de tendinopathies et nommés plus largement "syndrome de surmenage non spécifique".

Cette augmentation de l'activité EMG survient non seulement au cours de la tâche, mais aussi pendant les périodes de repos, même quand l'activité initiale est faible ; ainsi les trapèzes gardent une activité rythmique liée aux fréquences cardiaques ou respiratoires. Ces anomalies ont été constatées sur des muscles fonctionnant de façon tonique, assurant des postures prolongées, comme les trapèzes et les muscles lombaires

En résultat : *si on a une augmentation de rythme cardiaque -> de EMG-> donc on a un stress

***si on a une augmentation de rythme cardiaque ->augmentation de EMG -> donc on a une activité physique.**

I.5 Conclusion :

Dans ce chapitre on a bien déterminé l'activité physique et son importance dans la vie quotidienne de l'être humain ainsi la relation entre l'activité physique, l'activité du muscle et le rythme cardiaque.

Nous allons par la suite présenter les différents dispositifs qui existent pour mesurer cette

activité physique, leurs avantages et leurs inconvénients.

Chapitre II
RELATION ENTRE
RC, ECG, EMG ET
Activité PHYSIQUE

Introduction

Dans ce chapitre on a déterminé l'anatomie du cœur et du muscle puis on a entamé les deux signaux EMG et l'ECG et leurs bruits. Ensuite on a expliqué la relation entre l'activité physique, le rythme cardiaque et l'activité du muscle.

II.1 L'anatomie du cœur

Le cœur est un organe formé essentiellement d'un muscle, le myocarde, lequel est entouré d'un « sac » séreux, le péricarde et tapissée à l'intérieur par une fine membrane, l'endocarde.

Le cœur comprend 4 cavités : deux cavités droites, formées par l'oreillette et le ventricule droit et deux cavités gauches, formées par l'oreillette et le ventricule gauches, les cavités droites et gauches sont totalement séparées par un septum.

A.la partie droite : assure la circulation du sang carbonisé recueilli par la veine cave : le sang aboutit dans l'oreillette droite et est injecté dans le ventricule droit. L'oreillette et le ventricule droit communiquent par l'orifice auriculo-ventriculaire droit, lequel est obturé par la valve tricuspide, empêchant le retour de sang du ventricule vers l'oreillette. Le sang est ensuite éjecté dans l'artère pulmonaire, l'obturation étant assurée par la valvule sigmoïde.

B.la partie gauche : assure la circulation du sang oxygéné recueilli par la veines pulmonaires, ce sang aboutit dans l'oreillette gauche et est éjecté dans le ventricule gauche l'oreillette et le ventricule gauche communiquent par l'orifice auriculo-ventriculaire gauche, lequel est obturé par la valvule mitrale le sang est ensuite éjecté dans l'artère aorte l'obturation étant assuré par la valvule aortique.

«le cœur donc est une pompe doubles agissant sur le circuit sanguin le circuit distribuant le sang oxygéné aux différents organes du corps étant nettement plus long que le circuit pulmonaires chargé d'oxygéner le sang le ventricule gauche est plus puissant que le ventricule droit :la pression est plus élevée à l'entrée de l'aorte qu'a l'entrée de l'artère pulmonaire .le muscle qui compose le ventricule gauche est également nettement plus épais.[10]

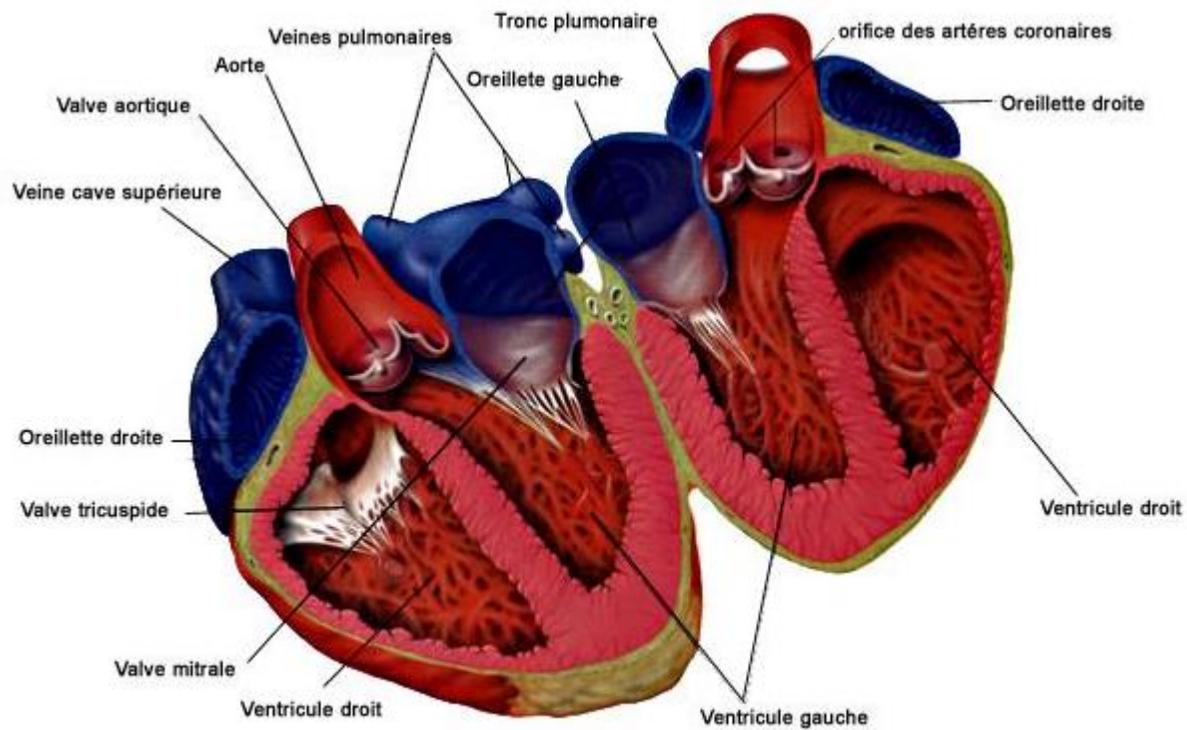


Figure II.1 Anatomie de cœur [11]

II.2 le signal électrocardiographie

L'**électrocardiographie** (ECG) 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 par exemple pour la maladie coronarienne.

II.2.1 Les douze dérivations

L'ECG à 12 dérivations a été standardisé par une convention internationale. Elles permettent

d'avoir une idée tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur.

*Six dérivations frontales :

DI : mesure bipolaire entre bras droit(-) et bras gauche(+).

DII : mesure bipolaire entre bras droit(-) et jambe gauche(+).

DIII : mesure bipolaire entre bras gauche(-) et jambe gauche(+).

La lettre D pour dérivation n'est pas en usage dans les pays anglo-saxons qui les appellent tout simplement I, II et III.

aVR : mesure unipolaire sur le bras droit.

aVL : mesure unipolaire sur le bras gauche.

aVF : mesure unipolaire sur la jambe gauche.

La lettre « a » signifie « augmentée ».

DI, DII, et DIII décrivent le triangle d'Einthoven, et on peut calculer la valeur de toutes ces dérivations à partir du signal de deux d'entre elles. Par exemple, si on connaît les valeurs de (DI) et (DII) : Énoncé de la Théorie d'Einthoven : le cœur se trouve au centre d'un triangle équilatéral formé par les membres supérieurs et la racine de la cuisse gauche.

*Six dérivations précordiales :

V1 : 4^e espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal).

V2 : 4^e espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).

V3 à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5^e espace intercostal gauche, sur la ligne médioclaviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

*Autres dérivations

Elles sont faites dans certains cas pour affiner, par exemple, le diagnostic topographique d'un infarctus du myocarde.

V7 : même horizontale que V4, ligne axillaire postérieure.

V8 : même horizontale que V4, sous la pointe de la scapula (omoplate).

V9 : même horizontale que V4, à mi-distance entre V8 et les épineuses postérieures.

V3R, symétrique de V3 par rapport à la ligne médiane.

V4R, symétrique de V4 par rapport à la ligne médiane.

VE, au niveau de la xiphoïde sternale.[12]

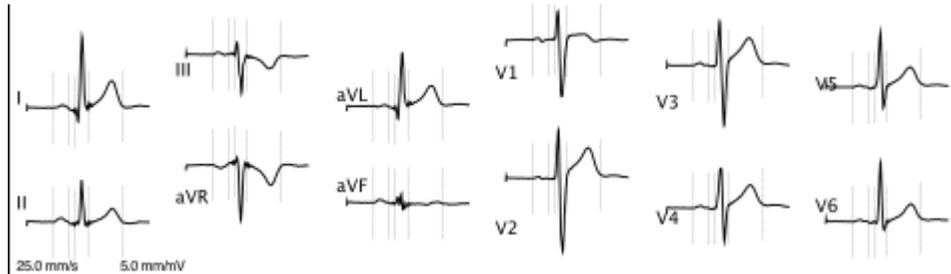


Figure II.2 *L'ECG à 12 dérivations comporte six dérivations frontales (DI DII DIII aVR aVL et aVF) et*

six dérivations précordiales (V1 à V6)

II.3 les différents bruits du signal ECG

II.3.1 Bruit et pré filtrage

*L'acquisition de l'ECG, comme tous les processus d'acquisition, peut être très largement perturbée par le bruit extérieur.

* On entendra par « bruit extérieur » tout signal autre que cardiaque.

* Ces bruits peuvent dans une certaine mesure remettre en cause l'information clinique qui est alors potentiellement altérée.

*Nous allons maintenant les étudier.

* Les types de bruit présents dans l'ECG :

*Les perturbations relatives à l'acquisition des ECG peuvent être de différentes natures.

* Elles peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration...)

* Ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode).

*Parmi ces bruits, les plus courants sont :

A. La dérive de la ligne de base

On appelle ligne de base de l'ECG la ligne isoélectrique du cœur.

* Elle correspond au tracé de l'électrocardiogramme d'un cœur sans aucune activité électrique.

*Lorsque l'ECG est effectué en cabinet médical par exemple, cette ligne est le plus souvent horizontale, le patient étant au calme et ne pratiquant pas d'activité physique.

*En revanche, lors d'un ECG d'effort, l'activité musculaire du patient ainsi que le mouvement relatif des électrodes les unes par rapport aux autres entraîne une dérive de cette ligne.

*Les composantes fréquentielles de la dérive de la ligne de base sont habituellement inférieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz.

* A l'effort, l'amplitude plus prononcée des respirations peut étendre l'occupation spectrale de cette perturbation spectrale.

*Dans certains cas, elles peuvent même se retrouver dans la même bande fréquentielle que les ondes P et T les rendant ainsi peu visibles sur le tracé.

B. Interférence d'un signal à 50 Hz

* Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution électrique (en France 50 Hz 60 Hz aux Etats 50 Hz, 60 Hz aux Etats-Unis) et des rayonnements électromagnétiques qui en résultent.

*Ce type de perturbation est très difficilement évitable malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes.

* Ce type de bruit peut rendre l'analyse des ECG très problématique, en particulier quand il s'agit de déterminer le début et la fin des ondes.[13]

Autres types de bruit :

II.4 bruit EMG

Il ya 3 types de bruits qui faut minimiser pour l'EMG :

1-Bruit bioélectrique

a-Bruit produit par le sujet (les fonctions biologiques)

- Battement de cœur, respiration

- Minimise avec un bon placement d'électrode

2- Bruit d'équipement

a- Bruits dus au mouvement des fils, des électrodes, de la peau et des amplificateurs

- Les bruits de câbles sont de basses fréquences (10-20 Hz), donc filtrage à 20 Hz les éliminent

-Les bruits d'amplificateurs sont de hautes fréquences peuvent se retrouvés dans la partie supérieur du Spectre de fréquence du signal EMG

* Filtre passe-bas

3-Bruit externe

Toutes interférences électriques et électromagnétiques

-Plus commun est le 60 Hz

- Minimise avec une bonne mise à terre [14]

II.5 Anatomie du muscle

Les muscles permettent aux êtres humains et aux animaux de bouger des parties de leur corps et de déplacer des substances à l'intérieur de leur corps. Ils sont une forme contractile du tissu des êtres vivants. Ils forment l'un des quatre types majeurs de tissus, les autres étant le tissu épithélial, le tissu conjonctif, le tissu nerveux. Ce tissu forme, avec le tissu nerveux, un des seuls tissus excitables contrairement au tissu conjonctif et épithélial. La contraction musculaire permet de mouvoir des parties du corps s'il s'agit de muscles squelettiques, ou de mouvoir des substances à l'intérieur du corps s'il s'agit de muscles lisses ou cardiaques.

La science du muscle est la myologie mais cette dernière s'intéresse avant tout au muscle strié squelettique

II.5.1 Les propriétés du muscle

Les muscles squelettiques possèdent quatre propriétés fondamentales :

- **la contractilité** : ou capacité à se contracter sous l'effet d'une commande nerveuse, volontaire ou réflexe.
- **l'excitabilité** : ou capacité à réagir et à propager une stimulation électrique.
- **l'extensibilité** : ou capacité à s'étirer au-delà de sa longueur de repos.
- **l'élasticité** : ou capacité à retrouver sa longueur de repos après un étirement ou une contraction.

La contraction des muscles squelettiques, variable selon leur richesse en fibres rapides ou lentes, est toujours plus puissante et rapide que celle des muscles lisses situés dans les viscères.

II.5.2 Les types de muscle

Le corps humain comprend plus de 640 muscles dont la taille varie selon leur fonction. Ces muscles constituent en moyenne 43% du poids sec du corps

Les muscles striés et les muscles lisses incluent :

- 1) Les muscles lisses ne sont pas sous contrôle direct du système nerveux somatique, mais sous le contrôle du système nerveux autonome (système involontaire) ; par exemple l'estomac comporte deux couches de tissu musculaire lisse.
- 2) Le muscle cardiaque (le cœur) est un cas particulier, car bien que ce muscle soit strié (microscopiquement parlant), il est muni d'un système propre de contractions, sensible aux stimulations hormonales, et il est difficile de le contrôler consciemment.
- 3) Les muscles squelettiques sont sous contrôle du système nerveux central (système volontaire). Ils unissent en général des os entre eux (muscles du squelette) : ils permettent la motricité et permettent le contrôle des mouvements du corps via le cerveau et sont composés essentiellement d'eau et de protéines. Réussir à les contracter volontairement est une des clés de la réussite

II.5.2.1 muscles squelettiques

Le corps humain compte plus de 600 muscles squelettiques, dont 125 paires de muscles principaux qui assurent les grandes postures et les grands mouvements. Leurs noms sont généralement liés à leur localisation (dorsal, pectoral, brachial par exemple), leur taille (long, court), leur fonction (extenseur, fléchisseur, adducteur) ou leur nombre d'attaches (biceps,

triceps). Les muscles squelettiques sont composés de :

- 75 % d'eau.

- 20 % de protéines.

- 0.7% de myoglobine, une substance qui permet la contraction anaérobie en début de mouvement.

- 4 % de diverses substances : lipides, glucides, calcium, potassium, magnésium et autres micro nutriments. [15]

II.5.3 Les fibres musculaires

Les fibres musculaires (figure.1-1) sont les composantes essentielles du muscle. Ce sont de grandes cellules de forme oblongue qui en se rétrécissant raccourcissent le muscle et permettent ainsi sa contraction. Un muscle est composé d'un nombre très important de fibres. Chaque fibre musculaire est de très petite taille (une cellule), donc une fibre ne compose qu'une infime partie du muscle (une seule fibre ne peut pas faire toute la longueur du muscle).

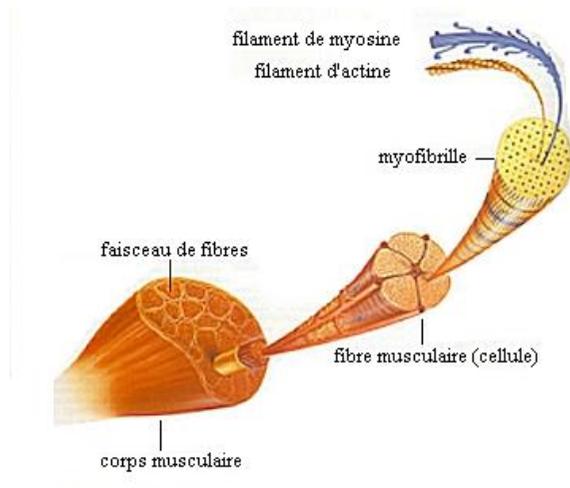


Figure II.3 Schéma de fibre musculaire

II.6 Les type de fibres musculaires

Comme décrit précédemment, un muscle est composé de fibres musculaires. Selon la fonction du muscle et sa position il est composé d'un mélange de différents types de fibres. On en distingue 2 catégories dites lentes et rapides.

II.6.1 LENTES - Type I (ST)

Les fibres lentes sont de petites tailles. Elles participent aux efforts longs de faibles intensités. Elles ont la particularité d'être peu fatigables. Ces fibres sont les panacées des sports d'endurance. Elles sont fortement capillarités d'où leur couleur caractéristique rouge.

II.6.2 RAPIDES - Type II (FT)

Pour compliquer on distingue 3 sous catégories de fibres rapides:

II.6.2.1 Type II a : C'est la fibre rapide qui permet des contractions élevées. Elle ne participe qu'à des efforts brefs et intenses. Elles fonctionnent surtout un mode anaérobie. Elles sont de couleur blanche.

II.6.2.2 Type II b : C'est une fibre hybride, qui permet des efforts importants tout en possédant un pouvoir oxydatif important (comprendre aérobie)

II.6.2.3 Type IIc : Ces fibres à mi chemin entre les fibres I et IIb sont encore mal connues. Elles sont normalement présentes chez le nourrisson. Elles peuvent réapparaître chez des athlètes de haut niveau. [16]

II.7 L'unités motrices

Une unité motrice (fig.1-3) est composée d'un motoneurone alpha et des fibres musculaires qu'il innerve. Des groupes d'unités motrices travaillent souvent ensemble pour coordonner les contractions d'un seul muscle. Toutes les unités motrices qui servent un même muscle sont considérées être un groupement d'unités motrices. Le nombre de fibres musculaires connectées à chaque unité peut varier : les muscles de la cuisse peuvent avoir jusqu'à mille fibres par unité, les muscles des yeux peuvent n'en avoir que dix. De manière générale, le nombre de fibres musculaires innervées par une unité motrice est fonction du besoin du muscle d'avoir son mouvement affiné : plus le muscle aura besoin d'un mouvement fin et moins l'unité motrice formera de synapses avec les fibres musculaires.

Lorsqu'on cherche à diagnostiquer la faiblesse d'un patient, on prête une attention particulière à la taille et à la forme du « potentiel d'action d'unité motrice.[17]

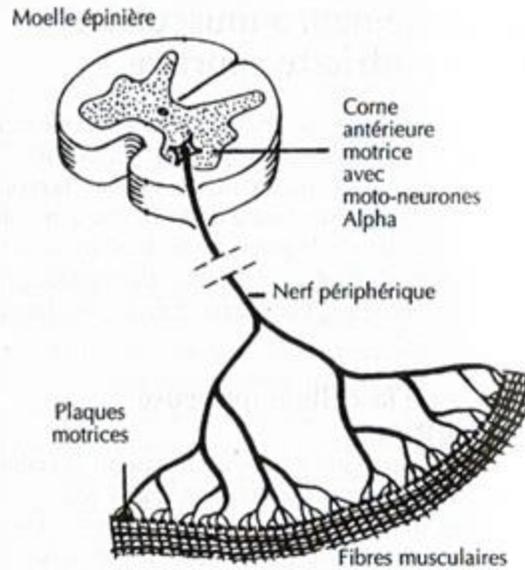


Figure II.4 Schéma d'unité motrice

II.8 Signal EMG

Etude de l'appareille de l'électromyographie :

II.8.1 Principe de détection du signal EMG

Deux électrodes sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d'innervation) et le tendon (la zone terminale). Suite à une stimulation du système nerveux central, des unités motrices se recrutent et des potentiels d'action sont générés. Ces potentiels d'action se propagent alors le long des fibres musculaires et à travers les différentes couches de tissus (le tissu sous-cutané) jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface.[18]

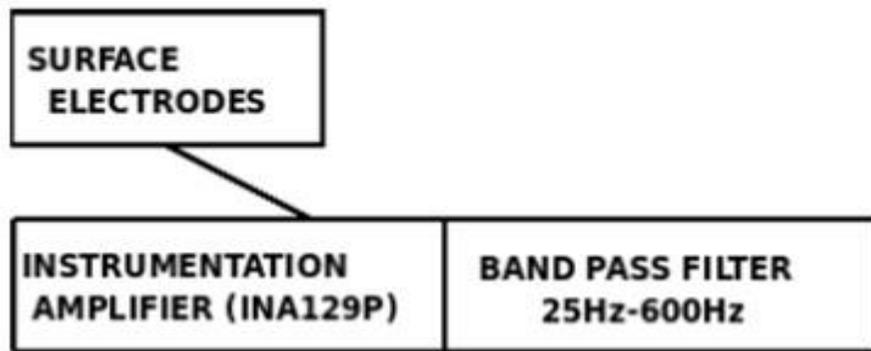


Figure II.5 Schéma bloc de l'EMG

II.8.2 Le capteur

Il est muni de trois électrodes de surface, positive, négative et l'électrode de masse. Chaque électrode représente une plaque conductrice en métal recouvert avec un sel insoluble Ag/AgCl.

Les électrodes positive et négative devraient être placées parallèlement aux fibres musculaires. L'électrode de masse doit être placée sur une partie neutre, comme une référence. (fig. 1-4)

Il y a plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de Surface : mono polaire, bipolaire, double différentielle et la placentine. La géométrie des électrodes et la configuration à l'enregistrement influencent étroitement le recueil du signal. Le signal EMG recueilli dépend fortement du placement des électrodes [Hogrel et coll., 1998]. Le principe physique général lors d'un enregistrement électro physiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal SEMG doit alors être prise en compte. [19]

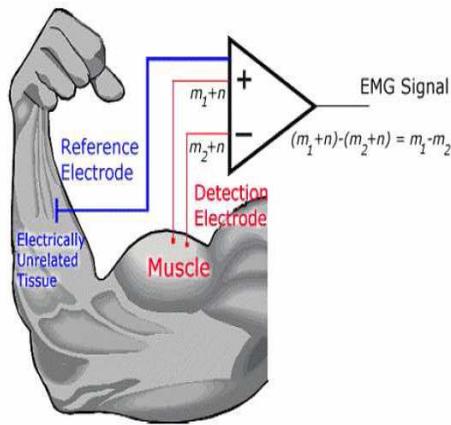


Figure II.6 Positionnement du capteur

II.8.3 L'amplification

II.8.3.1

Amplificateur opérationnel

Tous les amplificateurs opérationnels ont la même structure interne : ce sont des circuits monolithiques dont une puce de silicium constitue le substrat commun .ils comportent en entrée un amplificateur différentiel suivi d'un étage adaptateur d'impédance ; l'amplificateur de sortie de type push-pull, fonctionne en classe B.toutes les liaisons sont directes.

Ce sont des amplificateurs qui sont caractérisé par :

- Un gain de tension très important ;
- Une impédance d'entrée très grande ;
- Une impédance d'entrée en mode commun très grande ;
- Une impédance de sortie faible ;
- La rejection du mode commun (U_d/U_{mc}) est très grande.
- La réponse en fréquence va du continu jusqu'à des fréquences assez élevées ;
- Ils possèdent deux entrées notées + (non inverseur) et- (l'entrée inverseuse) mais ont une seul sortie.
- Ils utilisent, sauf exception deux alimentations +U et -U, symétrique par rapport à la masse.

II.8.3.1.1 Les types d'amplificateur opérationnel

1-Amplificateur opérationnel idéal

Un amplificateur est considéré comme idéal si l'on peut admettre que son gain est infini, que ses

impédances d'entrée sont infinies et que sa résistance de sortie est nulle. ($U=\infty$, $Z_e=\infty$, $Z_s=0$)

- ❖ La tension de sortie étant finie, la tension d'entrée e doit être nulle
- ❖ Les impédances d'entrée étant infinies, les courants d'entrée sont nuls.

$$(V_+) - (V_-) = e = 0$$

$$(I_+) = (I_-) = 0$$

- ❖ Si la tension d'entrée e n'est pas nulle, la tension de sortie prend sa valeur maximale qui est la tension de saturation de l'amplificateur.

Un amplificateur opérationnel idéal utilisé avec une réaction négative fonctionne en régime amplificateur. Ses deux entrées sont alors au même potentiel. Si on l'utilise avec une réaction positive, il fonctionne en régime de saturation. Les potentiels des entrées peuvent être différents.

2-amplificateur opérationnel réel :

- ❖ Le gain de l'amplificateur opérationnel est fini et fonction de la fréquence du signal. Le gain du système ne dépend pas uniquement de la boucle de création.
- ❖ L'amplificateur contient des générateurs de tension et de courant parasites qui modifient la tension de sortie.
- ❖ La bande passante est limitée et dépend du gain du système bouclé.
- ❖ L'amplificateur ne peut délivrer en sortie qu'une puissance limitée.

Du fait de ces imperfections, le fonctionnement d'un amplificateur réel diffère de celui d'un amplificateur idéal dans un certain nombre de domaines.

II.8.3.1.2 Utilisation de l'entrée non inverseuse

A. Multiplicateur

Le signal à amplifier est appliqué sur l'entrée $+$. Pour diminuer l'influence des courants d'entrée, on ajoute sur cette entrée une résistance $R_0 = R_1 // R_2$. Avec un amplificateur idéal.

$$V_+ = V_- = V_a$$

$$V_s = (1 + R_2/R_1) \cdot V_e$$

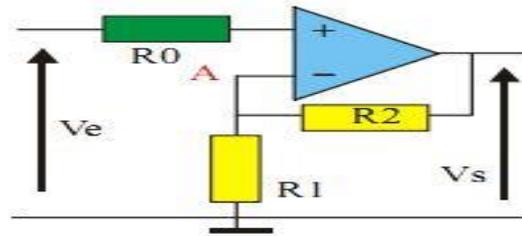


Figure II.7 multiplicateur a l'entrée non inverseur

B. suiveur:

La sortie est reliée à l'entrée inverseuse. Comme $e = V_+ - V_- = 0$, $V_e = V_+ = V_-$

$V_s = V_e$: le gain est unitaire.

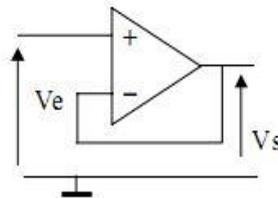


Figure II.8 suiveur a l'entrée non inverseur

II.8.3.1.3 Utilisation de l'entrée inverseuse

A. Multiplicateur :

On relie l'entrée non inverseuse a la masse par une résistance $R_3 = R_2 // R_1$

$$V_s = -(R_2/R_1) V_e$$

Le gain est négatif. Il y a un déphasage π entre l'entrée et la sortie en régime sinusoïdal.

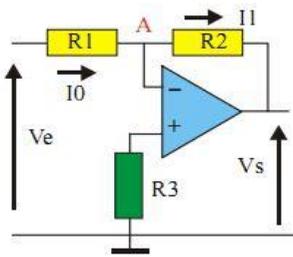


Figure II.9 multiplicateur a l'entrée inverseur

B. L'amplificateur d'instrumentation :

Les constructeurs proposent des amplificateurs monolithiques intégrés dont la structure interne est donnée par la figure, ce sont des amplificateurs différentiels qui présentent l'avantage d'avoir une impédance d'entrée très grande.

$$V_s = (1 + (R_1 + R_2 / R_G)) \cdot (E_1 - E_2) \cdot [20]$$

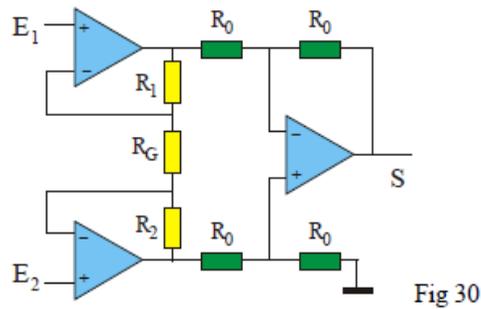


Figure II.10 schémas d'amplificateur d'instrumentation



Figure II.11 Circuit d'Amplificateur d'instrumentation INA129

II.9 Relation entre l'EMG, le rythme cardiaque et l'activité physique étudié

II.9.1 le rythme cardiaque et l'activité physique

L'activité physique joue un rôle dans l'état de santé et le mode de vie et devrait faire partie de la routine quotidienne de chacun.

Le rythme cardiaque C'est le nombre de battements, c'est à dire de contractions, que le cœur émet par minute.

La fréquence cardiaque se mesure en nombre de battements par minute..

Avant même le début de l'exercice physique, la fréquence cardiaque peut augmenter légèrement. Cette accélération anticipée est due à la tension nerveuse du sportif. Après le début de l'exercice, la fréquence cardiaque augmente rapidement puis se stabilise au niveau requis par l'exercice. Cette accélération du cœur est provoquée par une stimulation nerveuse et par des hormones comme l'adrénaline, sécrétée par des glandes situées au-dessus des reins (les surrénales).

L'augmentation de la fréquence cardiaque augmente le débit sanguin vers les muscles et, ainsi, permet un approvisionnement suffisant en oxygène et en nutriments. Ce phénomène s'accompagne d'une augmentation de la puissance de chaque contraction cardiaque. Le débit cardiaque peut ainsi être multiplié par un facteur allant de quatre à six, passant de 5 à 22 litres par minute chez une personne peu entraînée.

À la fin de l'exercice, la fréquence cardiaque diminue en deux temps : rapidement (en quelques secondes ou minutes) puis plus lentement (en une ou deux heures) pour revenir à la valeur de repos.

Cette adaptation concerne essentiellement les sportifs de bon niveau. Avec la pratique régulière, le muscle cardiaque se développe (la taille du cœur augmente), ses contractions sont plus puissantes et il utilise l'énergie plus efficacement. Ces adaptations ont deux conséquences.

Au repos, la fréquence cardiaque diminue : elle est de 50 à 60 battements par minute, voire même en dessous de 40 battements par minute pour quelques cyclistes ou marathoniens de très haut niveau.

À l'effort, le débit sanguin maximal augmente beaucoup plus que chez une personne de moins bon niveau, permettant des performances très supérieures. À fréquences cardiaques maximales proches, le cœur d'un sportif de haut niveau va pomper beaucoup plus de sang : jusqu'à 36 litres

par minute contre 22 litres par minute pour une personne peu entraînée. Ce débit élevé permet un travail musculaire plus intense.[15]

II.9.2 Les muscles et l'activité physique

Les muscles sont formés de faisceaux composés de fines cellules, parfois très longues, appelées fibres musculaires. À l'intérieur des fibres se trouvent des filaments de protéines imbriqués les uns dans les autres. Lorsque la fibre est stimulée par une cellule nerveuse, ces filaments glissent les uns le long des autres, provoquant un raccourcissement de la fibre. Lorsque ce raccourcissement s'ajoute à celui de nombreuses autres fibres, le muscle se contracte.

Les muscles se composent de faisceaux de fibres musculaires qui peuvent se contracter.

Cette contraction consomme de l'énergie sous forme d'ATP provenant essentiellement de la transformation du glucose et des acides gras.

Les fibres musculaires sont de deux types : des fibres rapides, capables de se contracter très rapidement mais peu de fois à la suite, et des fibres lentes, capables de se contracter un plus grand nombre de fois, permettant des exercices plus longs. La proportion de fibres rapides et de fibres lentes varie selon les muscles.

Les muscles responsables des mouvements se trouvent sous le contrôle de cellules nerveuses (les neurones) provenant du cerveau et passant par la moelle épinière. Au niveau des muscles, les terminaisons nerveuses se ramifient et chaque ramification est accolée à la membrane d'une fibre.

Pendant la pratique d'un sport, les muscles vont travailler davantage. Prévenir les accidents musculaires liés au sport (claquage, déchirure, etc.) implique de bien connaître les effets du sport sur les muscles.

Lors de l'échauffement, les capillaires qui irriguent les muscles se dilatent pour laisser passer plus de sang. Pendant les premières minutes, les fibres musculaires utilisent leurs réserves d'ATP, de phosphocréatine et de glucose pour fournir l'énergie nécessaire à leur contraction, sans intervention de l'oxygène. Ensuite, l'utilisation de l'oxygène permet d'obtenir une plus grande quantité d'énergie, tout d'abord à partir du glucose puis, après une vingtaine de minutes, à partir des acides gras.

La pratique régulière d'un sport de type musculation favorise le développement de la masse musculaire. Les muscles deviennent plus visibles parce que le diamètre des fibres musculaires augmente. Ces fibres deviennent plus réactives aux stimulations des cellules nerveuses. Elles se

contractent plus efficacement et améliorent leur utilisation des nutriments : le recours aux acides gras comme source d'énergie se fait plus rapidement.

Pour les fibres rapides, cette adaptation se traduit par un gain de chaque contraction en vitesse et en force. L'adaptation des fibres lentes permet d'améliorer les capacités d'endurance. La pratique du sport provoque aussi l'augmentation du nombre de capillaires qui irriguent les muscles.

II.10 conclusion

Nous avons étudié dans ce chapitre les deux signaux ECG ,EMG, leur bruits et sont principes ainsi l'anatomie du muscles et du cœur.

Chapitre III
Méthodologie &
RESULTAT

INTRODUCTION

Dans le première partie de ce chapitre, nous avons présentes une expérience qui a été fait dans les universités Linköping et Tlemcen. Le but de ces expériences est étudié la corrélation entre TMSA et ECG-AP (marche sur tapis roulant avec des vitesses différentes et l'influence de stress sur l'ECG-TMSA dans des conditions de laboratoire de la vie réelle.).

Dans la deuxième partie de ce chapitre, on a illustrés les différentes expériences réalisées sur la plate-forme matérielle proposée et le logiciel mis au point en même temps que les résultats obtenus. La corrélation de l'ECG-TMSA et RC d'un sujet est présentée. Ensuite, la même présentation est appliquée sur nombreuses personnes.

L'ECG est un enregistrement de petites (mV) potentiels de surface, générées au cours de l'activité des muscles du cœur.

Toutefois, le dossier des électrodes ECG deux muscles cardiaques ainsi que des muscles non cardiaques potentiels électriques mais avec des différences d'amplitude et de fréquence.

Dans ce mémoire, nous avons étudié comment utiliser ECG-TMSA pour estimer l'AP. Les résultats obtenus ont été comparés et validés contre les RC. Nous avons constaté que l'ECG-TMSA dérivée à partir du signal ECG est corrélée avec le RC dérivé du même signal, nous ne trouvons aucune étude avec les mêmes objectifs, et donc nous ne pouvons pas utiliser une analyse de comparaison ici, dans ce mémoire.

III.1 INSTRUMENTATION

Le dispositif utilisé tout au long de l'expérience c'est un dispositif de stockage de données de capteur ECG portable. La petite taille (longueur de 6 cm, largeur 3,5 cm, épaisseur 1,1 cm).

L'appareil ECG portable a été développé au département de génie biomédical, Université de Linköping Suède. Raccordement à la ceinture électrode de la poitrine est réalisé au moyen de boutons standard pour les vêtements. Dans cette étude, Le dispositif comprend un orifice de réception, qui est configuré pour recevoir le signal d'ECG à partir des électrodes placées sur la poitrine de la personne sous les muscles pectoraux et de préférence répartis sur les deux moitiés de corps gauche et droite. L'amplificateur d'ECG est un type d'entrée de deux tête avec fixe 10 Mohm résistants à la charge à une masse virtuelle qui va garder le potentiel DC des électrodes à proximité à la masse virtuelle, sans la nécessité d'une troisième électrode de référence. Un filtre passe haut et bas avec une coupe de fréquences de 0,3 à 240 Hz de respectivement est utilisé.

Le signal d'ECG résultant est ensuite échantillonné à un 16 bit analogique-numérique (ADC). Convertisseur à une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz. Le signal est envoyé sans fil grâce à un module Bluetooth 2.0 (®Free2move F2M03AC2) à un ordinateur où il peut être visualisée en temps réel et stocké numériquement.

Ceinture thoracique / électrodes:

Chaque sujet a utilisé la même ceinture thoracique pour l'ensemble de l'expérience. Il utilise un enveloppement ceinture thoracique en une combinaison de plastique et de tissu de marque ®Polar. Les électrodes sont ainsi tissées à base de fibres conçus en plastique métallisé.

La position des électrodes plus utilisés lorsque RC est mesurée par une sangle de poitrine ECG bipolaire, est sous les pectoraux sur le tronc muscles voir Figure III.1, En raison de sa proximité avec le cœur cette position permet d'avoir une grande amplitude du signal ECG.

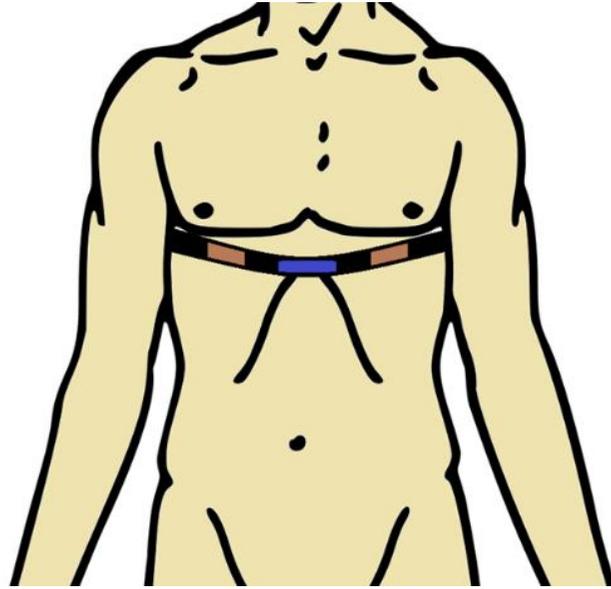


Figure III.1 ECG Sangle de type poitrine, La position la plus utilisé

III.2 Sujet

Dans la première expérience de laboratoire, seize sujets volontaires de sexe masculin, étudiants au département de génie biomédical, masse corporelle = 82 ± 18 kg, hauteur = $1,80 \pm 0,06$ m, l'âge = 28 ± 4 ans, et l'IMC = 25 ± 5 kgm⁻²), ont participé. Tous les sujets étaient en bonne santé, sans aucun signe de troubles dans le passés ou le présents, Pas de prise de médicaments connus pour affecter le métabolisme de l'énergie, avoir une alimentation équilibrée.

III.3 Protocole

Au cours de la première expérience, les sujets ont été invités à s'abstenir de l'exercice et du café à 5h avant le test et avant le début de la mesure, Les sujets doivent marcher pieds nus avec un balancement des bras normal sur un tapis roulant pendant 6 minutes, aux vitesses suivantes : marche lente à 4 et 5 (km/h- 1), la marche rapide à 6 (km/h-1), et fonctionne à 7, 8, 9, et 10 (km/h-1). Entre chaque exercice de marche, il ya un délai de 5 minutes de repos et 15 minutes période de repos entre les exercices de jogging. L'intensité des exercices suivies un ordre croissant, Le même mode opératoire a été répété pendant 8 jours, Avec 2 personnes par jour et avec les mêmes instructions. Comme le RC est influencée par l'activité mentale, après l'expérience, chaque sujet a rapporté si son niveau de stress apparent a été élevé au cours de l'expérience ou non. Sujets stressés ont été exclus pour éliminer toute influence de stress mentale sur les RC.

III.4 TRAITEMENT DE DONNÉES

Après l'acquisition, Les données d'ECG sont envoyées à partir de l'unité par l'intermédiaire d'un module Bluetooth, et grâce à un logiciel à un ordinateur pour le stockage.

Les signaux ECG stockés sont traités numériquement, dans une première étape pour générer RC et dans une deuxième étape pour identifier ECG-TMS

III.4.1 Détection des RC

Pour générer le signal de RC, Le signal ECG est analysé afin de détecter les positions des complexes QRS et puis générer des intervalles RR. Donc, une détermination précise des complexes QRS est essentielle pour une mesure correcte de RC.

III.4.1.1 Détection QRS

Les difficultés de détection QRS complexe, lorsque les sujets sont marchés sur un tapis roulant, sont dues à des artefacts et des bruits qui apparaissent dans le signal ECG.

Habituellement, Des complexes QRS avant d'appliquer l'algorithme de détection, Le signal est transmis à travers des filtres pour rendre la détection plus facile et plus précis.

Cependant en raison des exigences de temps réel, de nombreux algorithmes sont conçus pour détecter des complexes QRS ECG sans étape de prétraitement. Sur la base de ces considérations, Une méthode de calcul rapide en temps réel de détection QRS complexe est développée.

L'algorithme développé est ensuite appliqué sur les signaux d'ECG détectés à partir de tous les sujets pour l'évaluation.

La fréquence

cardiaque utilisé dans nos signaux acquis:

Après la détection de complexes QRS, les intervalles sont utilisés pour générer le signal de RC en utilisant équation III.1.

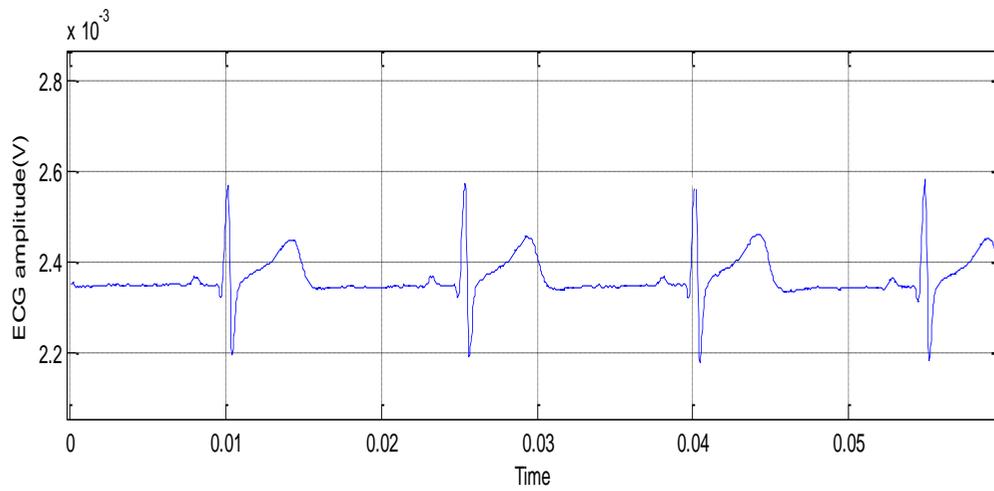
$$RC(Hz) = \frac{500}{RR(\text{échantillons})} \times 60 \quad \text{Avec échantillons de 500 HZ} \quad \text{III.1}$$

4 secondes époque est utilisé et la moyenne des RC est calculée, Les valeurs non-physiologiques des RC (≥ 215 ou ≤ 45 bpm) Sont remplacés par des valeurs plus appropriées en utilisant la méthode d'interpolation

III.4.2 Identification ECG-TMS

Comme précédemment présenté (chapitre 02), l'ECG est souvent contaminée par le bruit et artefacts comme perturbation de la ligne d'alimentation, Le bruit de contact d'électrode les artefacts de mouvement, et le bruit EMG. Le bruit EMG est originaire des muscles de contractions, Dans notre cas de contractions des muscles du tronc. Dans cette étude, tel un signal n'est pas considéré que le bruit mais comme le signal d'intérêt.

En conséquence, Ondes ECG sont considérés en tant que non-désiré et doivent être séparés à partir de l'ECG-TMS. ECG-TMS apparaissent comme des fluctuations importante et varier plus rapidement que les autres ondes ECG mais de plus petites amplitudes, comme indiqué dans la figure III.2.



A

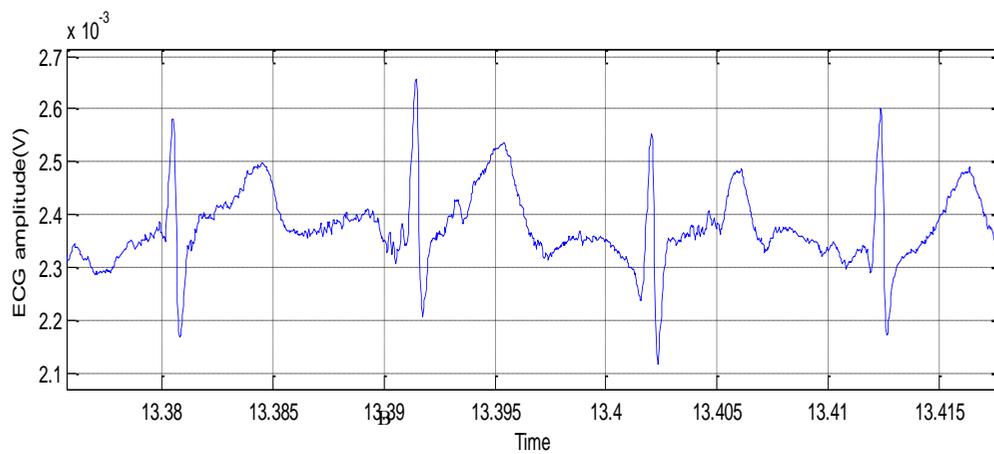


Figure III.2...A. *le signal ECG clair.* B. *signal ECG bruité avec TMS superposée*

La méthode la plus simple pour séparer ECG et ECG – TMS ondes est d'éliminer les périodes qui contiennent les ondes de l'ECG (méthode de déclenchement). Cette méthode est simple à appliquer et est potentiellement efficace comme méthode pour le retrait de vagues ECG.

Cependant, Ce procédé souffre de la perte de portions de l'ECG-TMS qui se chevauchent avec les ondes d'ECG, et est donc pas exact, surtout pas pour les signaux non-stationnaires.

Plusieurs autres méthodes sont proposées pour séparer les signaux EMG de l'ECG [21, 22, 23, 24, 25]. Dans cette étude, les signaux sont séparés en utilisant la transformée en ondelette Discrète (DWT).

Analyse multi-résolution :

DWT est utilisé pour décomposer hiérarchiquement les signaux de temps discrets dans une série de signaux d'approximation de résolution successivement plus bas et leurs signaux de détail associés. A chaque niveau, le rapprochement et les signaux de détail qui contiennent les informations sont

nécessaires pour être reconstruit retour pour le niveau de résolution immédiatement supérieur, [26, 27].

Ondelettes discrètes peuvent être redimensionnées et traduit par étapes discrètes ondelettes représentation que les suivantes:

$$\Psi_{j,s} = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \square \left(\frac{t-n2^j}{s2^j} \right) \quad \text{III.2}$$

Où j est le facteur d'échelle et n est le facteur de translation [26].

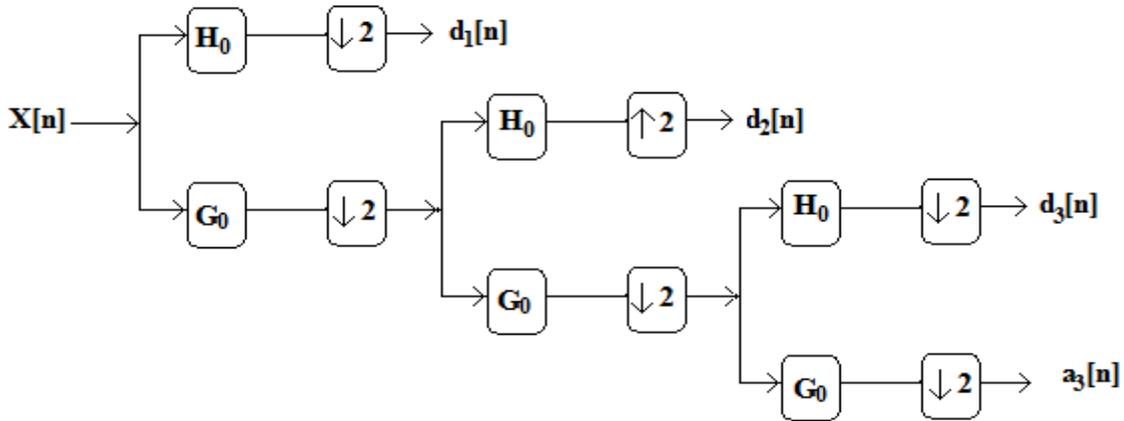


Figure III.3. trois niveaux arbre de décomposition en ondelettes

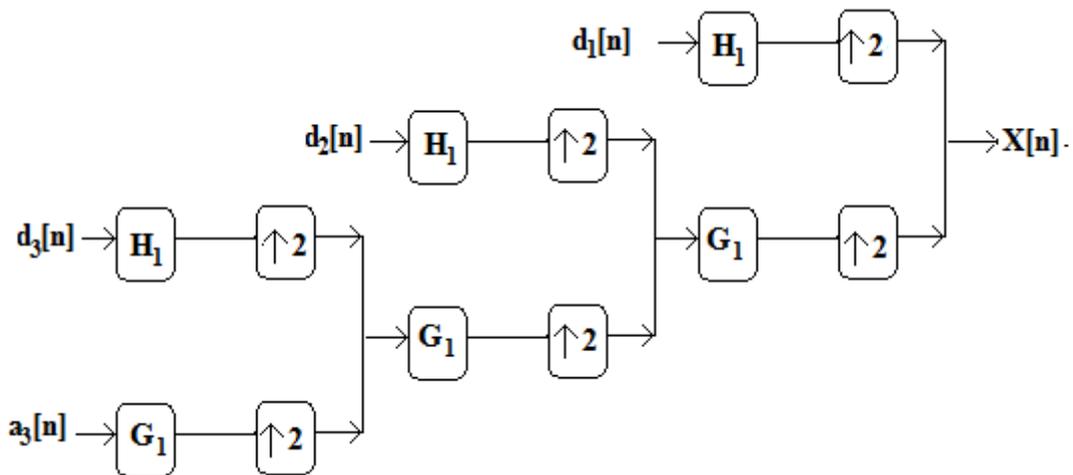


Figure III. 4. Trois niveaux arbre de reconstruction ondelettes.

Lorsque ce type de transformée en ondelettes est appliquée, les différentes filtres de fréquences de coupure sont utilisées pour analyser le signal à différentes échelles. Le signal est envoyé à travers une série de filtres passe-haut pour analyser les hautes fréquences et il est passé à travers une

série de filtres passe-bas à analyser les basses fréquences. Le filtre passe-bas est désigné par G_0 , tandis que le filtre passe-haut est représenté par H_0 . A chaque niveau le filtre passe-haut produit le détail des informations $d[n]$, tandis que le filtre passe-bas associé avec mise à l'échelle qui produit des approximations grossières.

Les opérations de

filtrage déterminent la résolution du signal, ce qui signifie la quantité d'informations de détail dans le signal, tandis que l'échelle est déterminée par sur-échantillonnage et les opérations de sous-échantillonnage.

L'algorithme de décomposition, aussi connu comme la décomposition Mallat arbre est montrée dans la figure III.3, tandis que les détails pour onze échelles d'ondelettes d'un signal d'ECG sont présentés dans la figure III.5. Le DWT du signal original est obtenue par contacter tous les coefficients $a[n]$ et $d[n]$, commencer par le dernier niveau de décomposition.

En raison de sous-échantillonnage successifs par deux, la longueur du signal doit être une puissance de deux, ou au moins un multiple de la puissance de deux et il détermine le nombre de niveaux que on peut le décomposé. La Figure III.4 montre l'arbre de reconstruction ondelettes à trois niveaux. Dans notre cas les ECG sont décomposés en onze niveaux de sorte qui signifie que le signal peut être écrit sous cette forme:

$$A_0 f \approx D_{-1} f + D_{-2} f + D_{-3} f + \dots + D_{-11} f \quad III.3$$

Où D et A représentent le détail et les informations d'approximation respectivement.

Lorsqu'il est appliqué à un signal ECG, les deux premiers détails sont affectés par le changement rapide du complexe QRS et sont également affectés par les bruits EMG (composante haute fréquence) [28, 29].

La DWT est utilisé pour décomposer hiérarchiquement le signal ECG dans une série de signaux d'approximation de résolution successivement plus bas et leurs signaux associés détaillées en plusieurs bases d'ondelette, par exemple Daubechies (db4, db8), Symlets (sym4, sym7, sym8, sym10), Coiflets (coif5), discrète Meyer (DMEY), et Biorthogonal (bior4.4), ont été utilisées pour séparer les différents types de bruits à partir de l'ECG. L'amélioration est significative si la version dilatée de l'ondelette (ou la fonction de mise à l'échelle) à une certaine échelle correspond à la forme des composantes de signal ou de bruit. Cependant, les bruits qui provenir de muscles du tronc ne sont pas une forme caractéristique, et toutes les bases d'ondelettes testées ont montré une similitude lorsqu'il est appliqué à des bruits distincts à partir du signal.

Dans cette étude, le Meyer discrète (en DMEY) et l'algorithme de décomposition connu sous le nom de décomposition Mallat-arbre sont utilisées, nous donne de bon résultats pour la séparation les différents types de bruit de l'ECG.

Il consiste à passer les signaux à travers une série de filtres passe-haut et une série de filtres passe-bas en fonction du niveau choisi de décomposition. Les filtres passe-haut ont produit le détail des informations $d[n]$, tandis que les filtres passe-bas associés à la fonction de mise à

l'échelle des approximations grossières produites, $a[n]$. Après la décomposition les signaux de détails peuvent être traités par l'intégration, racine signifie filtrage carré ou passe-bas pour obtenir une représentation du niveau de l'activité électrique du muscle . Avec 500 Hz en tant que fréquence d'échantillonnage du signal ECG, les TMS sont principalement représentées dans les quatre premiers détails mais en particulier dans detail2 (D2) et detail1 (D1) depuis le Root Mean Square (RMS) de D1 et D2 ont les amplitudes les plus élevées lorsque les segments de signaux ECG sont affectés par TMS; voir la **Figure III.5**. Décomposition multi-résolution d'un signal ECG.

Même si le D2 est plus sensible que D1 au tronc activités musculaires, il est cependant plus sensible aux complexes QRS. Par conséquent, D1 est choisie en tant que signal représentant l'ECG-TMSA.

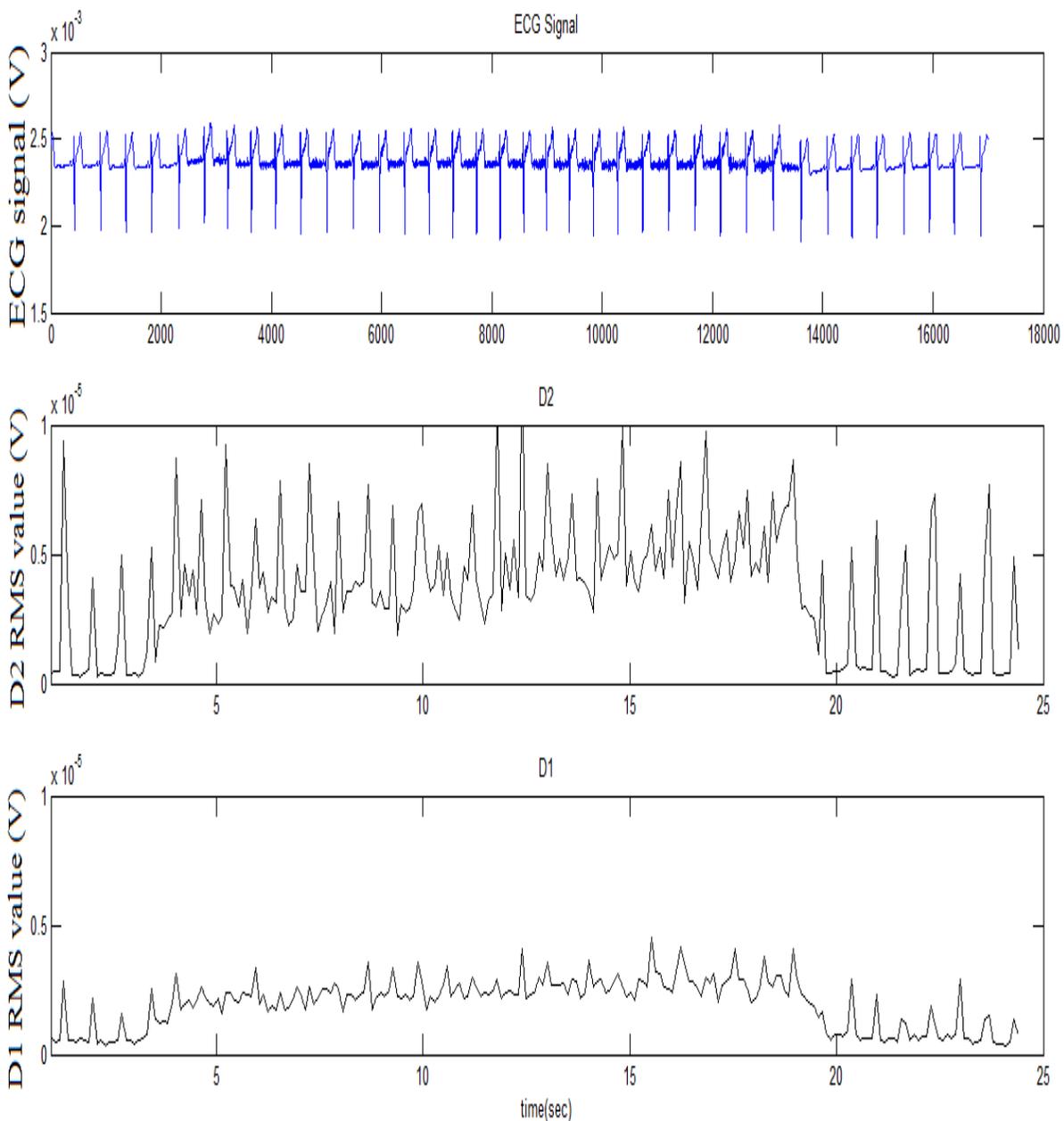


Figure III.5 signal ECG avec un ECG-TMSA bruit du signal b: valeur efficace de D2, c: valeur efficace de D1.

A quatre secondes, le RC époque est utilisée et les deux RC et de l'ECG-TMSA sont exprimés comme l'amplitude moyenne sur les 3 dernières minutes de chaque exercice. Les coefficients de corrélation de la droite de régression linéaire sont calculés afin d'analyser la relation entre l'ECG-TMSA et RC pour les seize sujets lors de la marche sur un tapis roulant et en l'absence de facteur de stress appliqué car cette algorithme est utilisé pour identifier les fluctuations utilise TMS du signal ECG. La valeur d'ECG- TMSA peut être influencé par des modifications des intervalles RR lorsque RC est en hausse en raison d'un événement de l'activité non-physique. Pour étudiées cette question, une époque de 9 minutes est utilisé au cours de la deuxième expérience, et à la fois RC, et ECG-TMSA sont exprimés comme l'amplitude moyenne sur les 9 dernières minutes. Au cours de la de la troisième expérience et après la RC a été détectée en utilisant le même algorithme de détection QRS développés, a 5 minutes époque est utilisé et la moyenne des RC est calculé. Un coefficient de corrélation de position horizontale, assis et marchant entre deux ensembles de réponses est utilisé comme une mesure quantitative de la fiabilité test-retest. Un autre test statistique est appliquées, pour déterminer la précision de l'algorithme, a fin de séparer les trois conditions (marche lentement et se déplaçant sur place soit à la présence ou non de stress mental).

III.5 LA RELATION ENTRE ECG-TMSA, RC ET L'INTENSITÉ

Selon la taille et la position des électrodes ECG, les différents groupes musculaires ont des impacts différents sur le signal ECG enregistrés. Les potentiels électriques générés lors de la contraction musculaire peuvent être enregistré en tant que sommation de potentiels d'actions musculaires superposées sur le signal d'ECG.

Le début et la durée de l'activité électrique c'est la durée de la contraction musculaire et l'intensité du signal, elle est directement proportionnelle à la force de la contraction. De cela, nous avons développé notre idée que nous pouvons utiliser l'intensité de l'activité électrique des muscles pour estimer l'intensité de la contraction musculaire en générale et donc l'intensité de l'AP en particulier. Le but principal est de mesure le signal l'ECG et mesurer RC sous les pectoraux sur la RA et les muscles OE. Par conséquent, ce sont les muscles qui affectent le plus le signal ECG. Les Électrodes peuvent aussi prendre le bio signal de autres muscles comme l'oblique internal, qui est basse sur OE, mais a une influence mineure sur le signal ECG.

En raison de la taille (16 cm^2) et la forme (nu) des électrodes utilisées dans ce mémoire, ECG-TMS ne sont pas une représentation sélectif de l'activité électrique de la RA ou OE , mais une vue électrique générale des deux d'entre eux.

Pendant la marche, le bassin subit translationnelle important et un mouvement de rotation dans le plan sagittal, coronal et transversal.

Par conséquent, les exigences pour équilibrer le tronc par l'action des muscles du tronc sont beaucoup plus complexes que lors au debout. Pendant la marche, le tronc doit équilibrer sur le bassin, qui se déplace les longs verticaux et latéraux ainsi que sur des axes horizontaux.

La force exercée par le sol sur les pieds de sujets lors de la marche a été mesurée dans les études de la plaque de la force [30]. Cette

force est transmise par la jambe au bassin et du tronc et représente le déplacement vers le haut et vers le bas du tronc. Le muscle droit exerce une force de flexion de stabilisation vers l'avant à partir d'une position debout ne nécessite aucune activité de la part de la RA [31]. La marche est associée à l'activité électrique dans la RA. la majeure partie de ce qui est observé se produit avant l'activité significative sur les muscles du dos. Pendant la marche, le tronc se déplace latéralement pour se concilier sur le pied d'appui [32].

L'activité électrique, mesurée par la bande ECG-poitrine, de ces muscles peut être utilisée pour distinguer entre la position horizontale, debout au repos et la marche. La valeur ECG-TMSA d'un sujet, l'homme (masse corporelle = 75 kg, hauteur = 1,80 m, âge = 35 ans, et l'IMC = $25 \pm 5 \text{ kgm}^{-2}$) au cours de la position horizontale, debout au repos et la marche à 4 (km .h-1) sont présentés dans la figure III.6

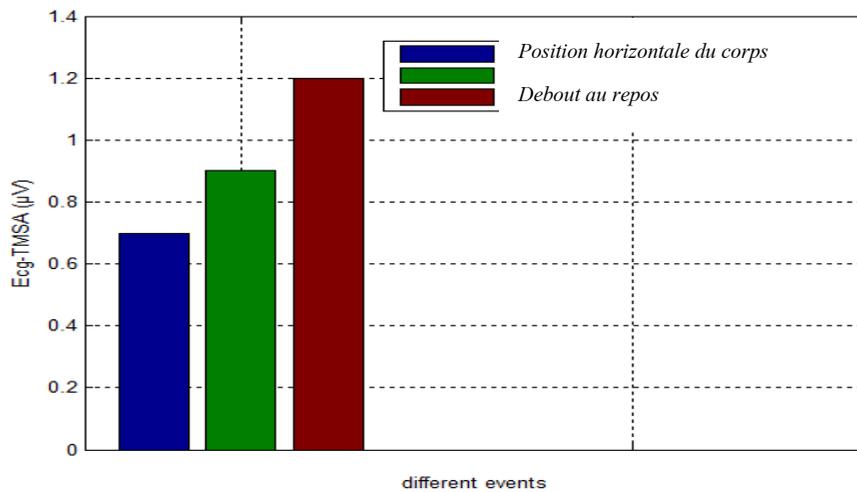


Figure III.6 ECG-TMSA lorsque le sujet est au repos (position horizontale du corps), debout au repos et à la marche.

L'allure de la course et de la marche sont généralement adoptées pour différentes vitesses de locomotion, avec une transition préférée qui se produit à 7 km.h-1 pour la plupart des sujets humains [33].

Pendant la marche, la jambe a tendance à se comporter comme une entretoise rigide, et les articulations restent relativement étendues à toute la phase d'appui.

En revanche, lors de la course, les grandes articulations subissent des flexions et d'extension substantielle lors de la position de la jambe qui se comporte d'une manière plus semblable à un ressort. Les deux courses et la marche peut se produire, cependant, sur une large gamme de vitesses [34]. Les sujets ont effectué l'expérience de tapis de course comme suit: marche lente à 4 et 5 (kmh-1), la marche rapide à 6 (kmh-1), et fonctionnent à 7, 8, 9, et 10 (kmh-1).

À faible vitesse, l'ECG-TMSA est petites et correspond aux résultats trouvés dans [35], de faibles amplitudes de la PR a été observé; les pics ont eu lieu à l'attaque du talon ipsilatéral ainsi que la propulsion controlatéral, mais amplitudes restées à des niveaux relativement bas. Pour l'OE, et dans la même étude, ils ont signalé de faibles amplitudes ont été observés à faibles vitesses et les pics d'amplitude ont été identifiés lors de la phase

de propulsion controlatéral.

En outre, ils ont conclu que l'amplitude cumulative de tous les muscles du tronc reflète les caractéristiques d'activation et dépend de la vitesse générale. Semblable à nos données enregistrées, avec les grandes électrodes bipolaires, situés des deux côtés de l'abdomen, où l'amplitude cumulative de RA et OE muscles a augmenté à une vitesse croissante (figure III.7).

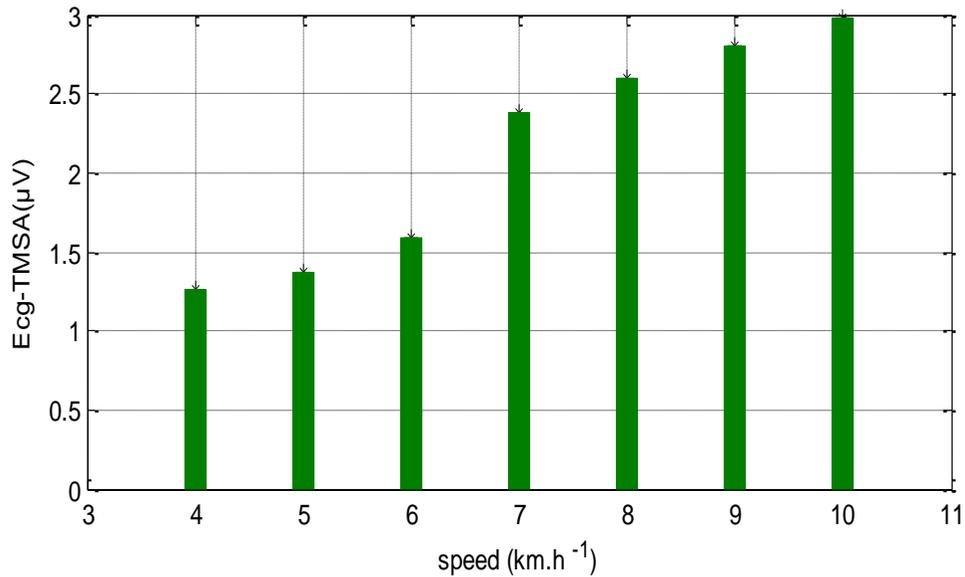


Figure III.7 Evolution de la moyenne ECG-TMSA des quatorze sujets avec une vitesse tapis

Roulant.

III.6 Détection du rythme cardiaque

Le RC c'est un bon prédicteur de l'AP, et largement documentée dans la littérature [36, 37, 38, 39], où l'influence de l'activité mentale est enlevée.

Comme nous l'avons vu, le cœur est fortement liée à tous les muscles du corps, chaque partie du corps a besoin de l'oxygène et de sang, les pompes cardiaques, de prospérer et fonctionne correctement. Naturellement, comme avec les gros muscles impliqués un débit cardiaque plus élevé est nécessaire lorsque la vitesse augmente conduisant à une augmentation des ressources humaines (figure III.9).

Pour étudier si ECG-TMSA peut être utilisée pour estimer l'AP, il peut être comparé et validé contre RC. Cependant, la méthode de RC est influencée par l'activité mentale, cette dernière ne devrait pas être autorisée au cours de l'expérience. A cet effet, et après l'expérience, les sujets déclarés si elles avaient une contrainte apparente ou non. Deux sujets ont rapporté qu'ils ont été soulignés lors de la marche sur le tapis roulant, et de sorte que leurs données ont été exclus. Après l'exclusion, il a laissé quatorze sujets hommes (masse corporelle = 82 ± 19 kg, Hauteur = 1,80 m, l'âge = 28 ± 4 ans, et l'IMC = 25 ± 5 kgm⁻²). Un résultat d'un sujet, de sexe masculin (68 kg) en marche et en course à des vitesses différentes sur

un tapis roulant, 4-10 (km h⁻¹) pour 21 minutes, est représenté dans la figure 8, et si vous utilisez une régression linéaire simple modèle entre les deux variables d'un coefficient de corrélation carré élevé est acquis ($r^2 = 0,93$, $N = 336$, $p < 0,001$). Une augmentation de la variabilité de la courbe de régression évidente à 130 (bpm) et au-dessus par rapport à la réponse de l'activité observée de 90 à 120 (bpm). Peu de points de données sont disponibles pour le 116-132 (bpm) .

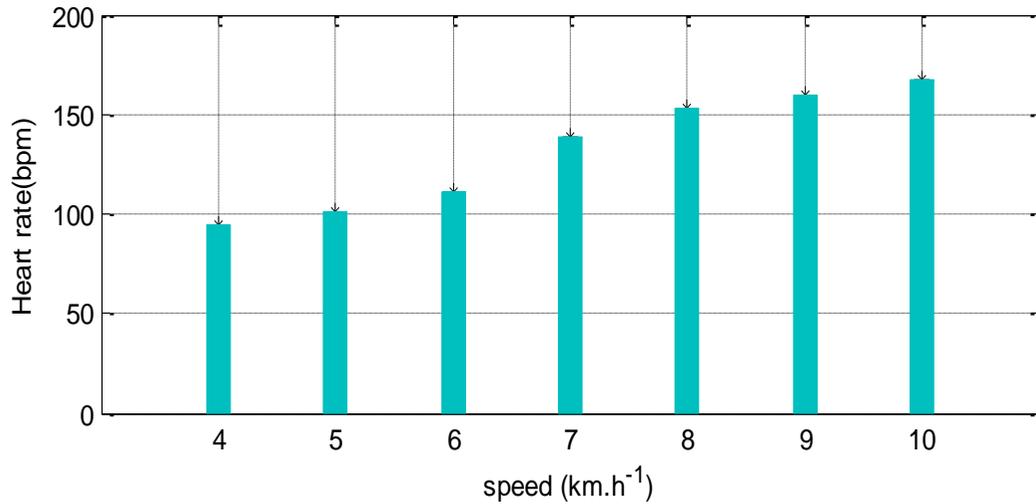


Figure III.8 Evolution de la moyenne du RC des quatorze sujets avec différentes vitesse de tapis roulant.

III.7 Conclusion

Nous avons commencé le chapitre de la présentation de sujet qui a participé aux une expérience sur des étudiants et les employés dans les deux pays, l'Algérie et suède .Après cela, l'instrument développés utilisé pour mesurer le signal ECG était détaillé .Tous les sujets ont utilisé le même appareil avec une sangle de poitrine et suivi des protocoles. Après l'acquisition des signaux, l'analyse des données a été appliquée pour détecter ECG-TMSA et le séparer à partir du signal ECG. On outre, RC a été dérivée à partir du même signal ECG à l'aide d'un algorithme de détection de QRS que nous avons développé. Pour étudiées la relation entre l'AP et ECG-TMSA, une comparaison entre les RC et ECG-TMSA a été effectuée pour étudier l'influence du stress mental sur l'ECG-TMSA. Finalement, pour estime l'AP à partir d'analyse le traitement de signal EMG on a utilisée l'ondelette de MAYER tandis que si la seul qui a nous donnons le meilleur résultat.

Conclusion générale

Conclusion général

Afin d'explorer la relation entre l'AP et l'EMG, en utilisant une nouvelle approche celle d'analyse l'activité électrique du muscle pour estimer l'AP. Au point de départ on a utilisé un dispositif lequel ces résultat sont utilises dans un logiciel pour améliorer la précision de la mesure de l'AP. Nous avons constatés que la méthode de RC est la plus utilisée pour la mesure de l'AP. Toutefois, il existe de nombreuses méthodes pour mesurer RC, nous avons également constatés que le dispositif ECG est la méthode la plus utilisée pour mesurer les RC, ce dispositif ECG s'utilise à la forme d'un ceinture serré autour de la poitrine. Après quelques tests à l'aide d'un tapis roulant avec des vitesses différentes, nous avons notés une déclaration bien connue, qu'est la présence de bruit lorsque le sujet est en mouvement.

Cependant, nous savons que le signal ECG est désajusté avec différentes sortes de bruits lorsque la personne se déplace. Nous avons décidés d'aller plus loin et étudier où le bruit le plus relié avec l'intensité du mouvement Nous avons constatés que l'activité électrique des muscles du tronc, accumulé sur le signal ECG. A partir de ce dernier, nous voulus savoir si l'activité électrique du muscle peut être utilisée pour estimer le niveau d'AP. Pour ce faire, une comparaison avec un étalon-or ou de méthodes objectives est nécessaire. Dans ce mémoire, l'ECG-TMSA a été comparé avec le RC pour avoir les changements de ce dernier, ce changement au niveau de RC c'est la méthode pour évaluer l'AP lorsque l'influence de stress mental est recule.

Après une expérience accomplie sur la relation entre l'ECG-TMSA, RC et AP, Le résultat de l'expérience a montré qu'il y a une relation linéaire existe entre les RC et ECG-TMSA lors de la marche et de course sur tapis roulant avec différentes vitesse. Avec cet résultat, nous pourrions dire que l'ECG-TMSA peut être utilisée pour estimer AP lors de la marche sur tapis roulant.

Référence bibliographique

-
- [1]. Définition du Programme national de nutrition santé
- [2]. Oppert JM. Mesure des dépenses énergétiques et de l'activité physique. In: Basdevant A, Laville M, Lerebours E, editors. Traité de Nutrition Clinique. Paris: Flammarion Médecine Sciences; 2001. p. 337–43.
- [3]. Montoye HJ, Kemper HCG, Saris WHM, Washburn RA. Measuring physical activity and energy expenditure. Champaign IL: Human Kinetics;1996
- [4]. Westerterp KR. Physical activity assessment with accelerometers. Int J Obes Relat Metab Disord 1999; 23(Suppl 3):S45–9.
- [5]. Spurr GB, Prentice AM, Murgatroyd PR, Goldberg GR, Reina JC, Christman NT. Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate Recording: comparison with indirect calorimetry. Am J Clin Nutr 1988;48:552–9.
- [6]. <http://www.eurekasante.fr/sport/corps-sport/coeur-vaisseaux-pendant-sport.html?pb=adaptation-effort>
- [7]. Schmidt ME, Steindorf K. Statistical methods for the validation of questionnaires—discrepancy between theory and practice. Meth Info Med. 2006; 45:409–413.
- [8]. Atwater WO, Rosa EB. Description of a New Respiration Calorimeter and Experiments on the Conservation of Energy in the Human Body. Washington, DC, US Department of Agriculture, Office of Experiment Stations, Government Printing Office, 1899. Bulletin 63.
- [9]. Cathcart EP, Cuthbertson DP. The composition and distribution of the fatty substances of the human subject. J Physiol (Lond).1931; 72:349–360.
- [10]. fr.wikipedia.org/wiki/Coeur
- [11]. www.medicine-et-sante.com/anatomie/Coeur.html
- [12]. fr.wikipedia-org/wiki/électrocardiographie
- [13]. [ahistace.chez-alce.fr/documents/ECGV%20part 202.pdf](http://ahistace.chez-alce.fr/documents/ECGV%20part%20202.pdf)
- [14]. Fr.audiofanzne.com »formus »EMG
- [15]. [Wikipedia 2012]:fr-wikipedia.org/wiki/muscle

- [16]. [All musculation.2012]site web:www.all-musculation.com
- [17]. [wikipedia.2012]:fr:Wikipedia.org/wiki/unté motrice
- [18]. [hua CAO.2010] thèse, ‘modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire’
- [19]. [univ leamens] « univ-leamens.fr/accessible/UM/pedago/.../cours/aop.pdf » cours d’électronique sur le site web de l’université de leamens.france
- [20]. (univ leamens) « univ-leamens.fr/accessible/UM/pédago/...filtres.pdf filtres actives.pdfs » sur le site web de l’université de leamens France
- [21]. Cheng, K.S., and Yang, W.Y. Using adaptive filter for extracting the surface diaphragmatic EMG signal. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.1992;14, 2604–2605.
- [22]. Guohua, L., John, S., Peter, John Y, Alexander L, John F, and Tipu Z. Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering. Neuroscience Letters. 2009;462, 141
- [23]. Liang, H.L., Lin, Z.Y., and Yin, F.L. Removal of ECG contamination from diaphragmatic EMG by nonlinear filtering. Nonlinear Analysis. 2005;63, 745– 753.
- [24]. Marque, C., Bisch, C., Dantas, R., Elayoubi, S., Brosse, V., and Perot, C. Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. Journal of Electromyography & Kinesiology. 2005;15, 310–315.
- [25]. C.Stolojescu, Estimation de contexte de bruit par filtrage en ondelettes, Diploma Project, 2007.
- [26].Robi Polikar, The Wavelet Tutorial, Rowan University, Glassboro, NewJersey,SUA,1996
- [27]. CAVAGNA, G. A. & MARGARIA, R. Mechanics of walking. Journal of Applied Physiology.1966; 21, 271-278
- [28]. L.Senhadji, Approche multiresolution pour l’analyse de signaux non stationnaires, PhD Thesis, 1993.
- [29]. Stephane Mallat, A Wavelet Tour of Signal Processing, Second Edition, 1999
- [30]. FLOYD, W. F. & SILVER, P. H. S. Electromyographic study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man. Journal of Anatomy. 1950;84, 132-145.
- [31]. MURRAY, M. P., DROUGHT, A. B. & KORY, R. C. Walking patterns of normal men. Jolurnal of Bone and Joint Suirgery. 1964;49 A, 335-360.
- [32]. Nilsson J, Thorstensson A, and Halbertsma J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. Acta Physiol Scand.1985;123: 457–475.
- [33]. Minetti AE, Ardigo LP, and Saibene F. The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. Acta Physiol Scand. 1994; 150: 315–323

- [34]. Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., and Scholle, H.C. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007; 17, 245–252.
- [35]. Eston, R.G., Rowlands, A.V., and Ingledeu, D.K. Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of Applied Physiology*. 1998; 84, 362–371.
- [36]. Treiber, F.A., Musante, L., Hartdagan, S., Davis, H., Levy, M. Strong validation of a heart rate monitor with children in laboratory and field settings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1989; 21,338–342
- [37]. Karvonen, J., Chwalbinska, J., ad Saynajakangas, S. Comparison of heart rates measured by ECG and microcomputer. *Physician Sportsmed*. 1984; 12, 65–69.
- [38]. Leger, L., and Thivierge, M. Heart rate monitors: Validity, stability, and functionality. *Physician & Sports Medicine*. 1988; 16, 143–151.
- [39]. Comerford, M.J., and Mottram, S.L. Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Therapy*. 2001; 6, 15–26.

