

-Prototype de Détection du Rythme Cardiaque Durant un Effort Physique

N. Méziane, S. Boukhenous et M. Attari

Laboratoire d'Instrumentation

Faculté d'Electronique et d'Informatique

USTHB, BP.32, El-Alia, Bab-Ezzouar, 16111, Alger

Email : nacra_10@yahoo.fr, sboukhenous@yahoo.fr, mattari@usthb.dz

Résumé :

L'athlète en absence de moyens de suivie est siège d'un entraînement aléatoire, il ne peut même pas contrôler ses performances physiques. Il est contraint à tout moment de subir des arythmies cardiaques. Dans ce travail, on se propose de concevoir un prototype de détection du rythme cardiaque permettant à l'athlète le contrôle de son rythme cardiaque, durant son entraînement. En fait, l'examen d'ECG demeure un moyen important dans des disciplines nécessitant de fournir un effort continuellement croissant tel que l'athlétisme.

Mots clés : arythmies cardiaques, ECG, amplificateur d'isolation, effort physique.

I. INTRODUCTION

En 1895, Einthoven a réalisé le premier enregistrement de l'activité électrique du cœur [1]. Les moyens d'enregistrement ont évolué au cours du temps avec le développement de la technologie. L'interprétation doit être précise et rapide des diagnostics réalisés, et ceux-ci n'est possible que si les caractéristiques de cette activité sont bien connues par le médecin interpréteur. L'aspect général du signal ECG [2] est illustré par la Figure.1.

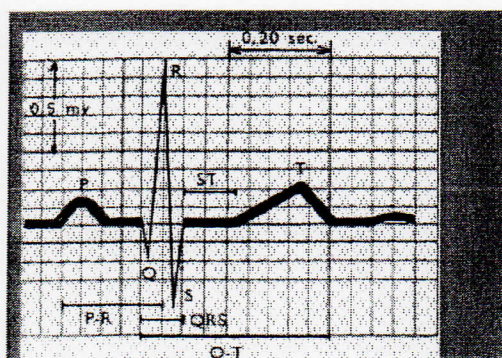


Figure.1. Tracé d'un électrocardiogramme

Ce tracé est constitué de cinq déflexions : P, Q, R, S et T. Elles correspondent à une activité bien précise à chaque cavité du cœur qu'on n'aborde pas ici, mais on s'intéresse aux paramètres fournis tels que : la bande passante qui est comprise entre 60 à 120 b/mn pour un individu normal, et l'amplitude qui peut atteindre 2 mV.

II. Méthodes de recueils du signal ECG

II.1. Enregistrement de l'ECG standard

L'emplacement des électrodes est choisi de sorte à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque en offrant un ensemble cohérent de dérivations non redondantes. Plusieurs systèmes standardisés existent. En ce qui suit, on va décrire chronologiquement les systèmes de dérivations les plus utilisés et les différents types d'ECG associés [3].

1. Les dérivations périphériques bipolaires standards

Les dérivations I, II et III sont des dérivations bipolaires qui explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal. Ce système de référence est schématisé par un triangle équilatéral dit triangle d'Einthoven (Figure.2), dont les sommets représentent les localisations des électrodes. Les trois électrodes sont placées respectivement : au bras droit pour R, au bras gauche pour L et à la jambe gauche pour F. Les vecteurs résultants instantanés ont pour origine commune le centre du triangle équilatéral et on recueille leurs projections sur les cotés de ce triangle en mesurant les différences de potentiel entre ses sommets tels que :

$$\begin{aligned} DI &= VL - VR \\ DII &= VF - VR \\ DIII &= VF - VL \end{aligned} \quad (1)$$

Chaque dérivation (DI, DII, DIII) représente la différence de potentiel entre deux points

consécutifs, comme c'est montré dans la figure.2. Théoriquement, on a la relation: $DI+DIII=DII$.

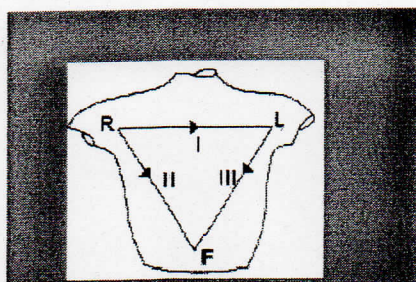


Figure 2. Triangle d'Einthoven

2. Les dérivations périphériques unipolaires

Dans ce cas, le système est dit système de Wilson. Il mesure la différence de potentiel entre un point de référence et chacun des points R, L et F. Le point de référence appelé borne centrale de Wilson est virtuel, il est supposé demeurer à un potentiel invariable et de valeur pratiquement nulle. Goldberger propose en 1942, les dérivations unipolaires augmentées (Figure.3). Celles-ci permettent d'obtenir des signaux de plus grande amplitude que ceux du système de Wilson. Ces dérivations mesurent la différence de potentiel entre chacun des trois points et le potentiel moyen des deux autres. On obtient ainsi les déflections augmentées d'un facteur 1,5 par rapport aux dérivations de Wilson :

$$\begin{aligned} aVR &= V_R - \frac{V_L + V_F}{2} = 3 \times \frac{V_R}{2} \\ aVL &= V_L - \frac{V_R + V_F}{2} = 3 \times \frac{V_L}{2} \\ aVF &= V_F - \frac{V_R + V_L}{2} = 3 \times \frac{V_F}{2} \end{aligned} \quad (2)$$

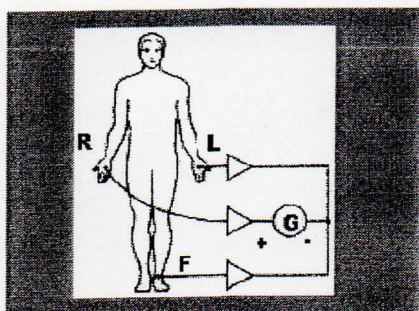


Figure 3. Circuit utilisé pour l'acquisition des dérivations augmentées

En 1935, Kossman propose les dérivations unipolaires précordiales (V1 à V6) montrées dans la Figure.4.

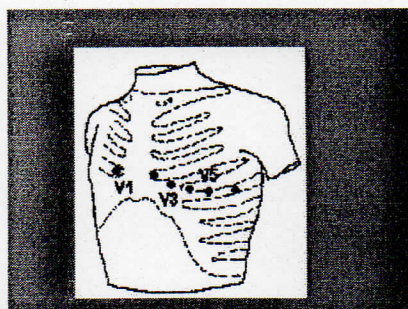


Figure 4. Système de dérivations unipolaires précordiales (V1 à V6)

Ces six dérivations unipolaires parcourent transversalement la région précordiale antérieure et latérale gauche. Elles correspondent à la mesure de différence de potentiel entre chaque électrode et la borne centrale de Wilson. En outre, le système d'électrodes standard utilisant 12 dérivations est finalement constitué de l'ensemble des dérivations : aVR, aVL, aVF, DI, DII, DIII et V1 à V6.

II.2. Electrocardiogramme ambulatoire de Holter

L'enregistrement électrocardiographique ambulatoire fut mis au point par Holter en 1961. Il est surtout employé pour détecter l'apparition d'arythmies et la modification du segment ST-T sur une durée de 24 heures. Sur la figure.5, on présente les électrodes en Ag/AgCl dans le milieu hospitalier. Une préparation de la peau est nécessaire afin de limiter les interférences générées par l'interface peau-électrode. Les enregistreurs sont soit analogiques (bande magnétique) soit numériques [3].

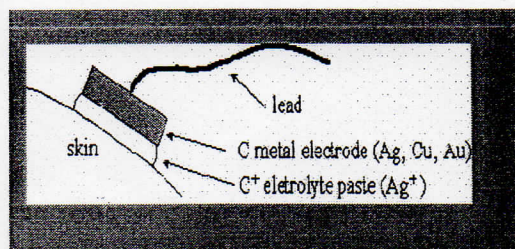


Figure.5. Electrode électrocardiographique.

L'inconvénient majeur des systèmes numériques était jusqu'à très récemment leur manque de résolution lié à l'utilisation d'algorithmes de compression numérique permettant de stocker les données dans des mémoires solides dont la capacité

est limitée à quelques méga-octets. Pour avoir des performances comparables à celles des enregistreurs, il faudrait des capacités d'environ 80 Mo pour pouvoir stocker 24 heures sur trois voies avec une résolution acceptable. L'ECG Holter est reconnu comme un outil très efficace pour le diagnostic des arythmies transitoires.

II.3. Electrocardiogramme à haute résolution moyenné :

L'ECG à haute résolution moyenné (ECG-HR) est une méthode classique relativement récente (1972). Cette méthode est largement utilisée pour enregistrer les signaux cardiaques transitoires de très faible amplitude et de haute fréquence, impossibles à détecter sur l'ECG classique. L'utilisation du moyennage du signal est une méthode s'appuyant sur le fait que le signal interférentiel présent dans l'ECG est un bruit aléatoire. Moyenné sur un nombre de cycles important, permet de réduire considérablement le bruit dans un rapport proche de $1/(N)^{1/2}$, avec N comprise entre 50 et 300 cycles tout en conservant les informations synchrones sur chaque cycle.

Le calcul du moyennage demande un prétraitement pour détecter et aligner les cycles cardiaques successifs avant d'en faire la sommation. La qualité du signal final est le plus souvent liée à la

qualité de l'acquisition des données, du fait de la nature statistique du signal moyenné. Initialement cette technique a été utilisée pour enregistrer par voie externe les signaux de faible amplitude du système de Hiss [3]. La mise en évidence de ces signaux dans le segment P-R a permis de montrer l'intérêt et les possibilités de cette méthode.

L'étude la plus remarquable, et qui reste une référence dans ce domaine, est le travail de Simson mettant en évidence la relation entre la présence de potentiels tardifs et le risque de tachycardie ventriculaire. Cependant, les méthodes d'acquisition et de traitement du signal ECG-HR ont été si diverses que les résultats restent difficiles à comparer. Afin de standardiser cette méthode, un consensus international est intervenu, imposant certaines normes sur les techniques d'acquisition des données de l'ECG-HR moyenné [3].

III. PROTOTYPE DU SYSTEME A REALISER ET METHODOLOGIE

Le système à réaliser est destiné à acquérir l'activité électrique du cœur. Le schéma synoptique de la figure.6 montre l'aspect général d'un tel dispositif [4], [5].

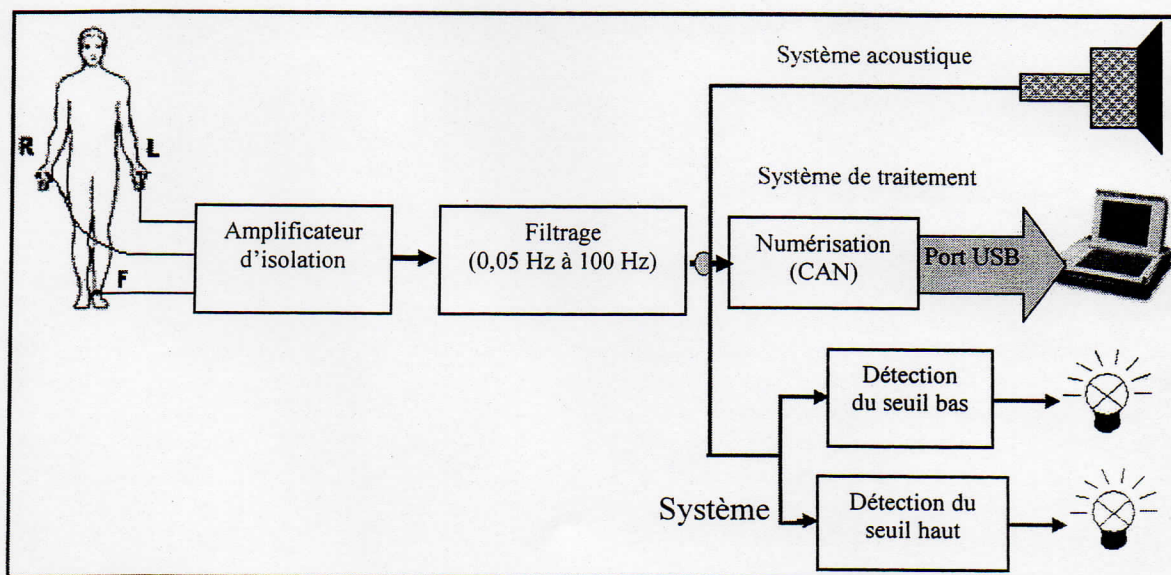


Fig. 6. Schéma synoptique du système à réaliser

Pour des raisons économiques et selon la disposition des électrodes, on a choisi d'adopter le procédé d'Einthoven où on a recours à trois électrodes exploratrices.

L'amplificateur d'isolation, permet d'amplifier le signal ECG de faible amplitude et d'isoler le patient ou l'athlète des risques d'électrocution dus au secteur. Le signal ainsi amplifié est

injecté à un filtre permettant de limiter la gamme fréquentielle du signal ECG. Par la suite le signal analogique conditionnée peut être exploiter par différents systèmes selon les besoins :

III.1 LE SYSTEME ACOUSTIQUE

Le système acoustique consiste à utiliser un haut parleur qui génère des bips sonores reproduisant fidèlement la vitesse du rythme cardiaque, et cela après une conversion de la fréquence du rythme en tension, qui sera comparée aux seuils normaux (supérieur et inférieur), cela n'est possible que grâce à des réglages bien spécifiques des composants électroniques utilisés. On peut y aller un peu loin et cela en utilisant des mémoires pour enregistrer des messages qui servent de guide pour l'athlète en plein effort, exemple : « abaisser l'effort », « augmenter l'effort » ou « arrêter l'exercice ». Ce système peut servir les aveugles comme guide en absence de l'entraîneur.

III.2 LE SYSTEME LUMINEUX

Ce système témoigne l'état du rythme en plein période d'entraînement, après le filtrage, la fréquence du rythme sera convertis en tension, comparée aux seuils normaux, réglés par le concepteur selon les besoins du médecin entraîneur, la tension sera détectée par des blocs électroniques et déclenche une sortie comme suit :

- Rythme lent implique l'allumage du témoin lumineux (led verte).
- Rythme rapide implique l'allumage de la (led rouge).
- Rythme normal implique les deux témoins éteints.

Ce système peut servir les sourds en cas d'un entraînement individualisé. Seulement, les deux systèmes sonores et lumineux peuvent fonctionner en même temps selon les besoins de l'utilisateur.

III.3 LE SYSTEME NUMERISE

Ce système permet d'affecter des manipulations aux signaux acquis avec un PC, via un port USB. Le choix de ce port repose sur les avantages qu'il offre, tels que la vitesse et la souplesse par rapport au port série RS 232. Du fait que le médecin doit interpréter rapidement les enregistrements et cela n'est possible que si le dispositif utilisé est rapide. Donc les signaux acquis peuvent être enregistrer

afin de constituer une base de données d'athlète, qui permet son suivi et son contrôle en plein effort physique. Avec la création de l'interface sur PC, et l'intégration d'un ensemble d'outils du traitement de signal avancé, on peut prédire ces anomalies cardiaques et donc pouvoir prendre les décisions convenables au temps opportun.

IV. CONCLUSION :

Dans ce travail un prototype de détection du rythme cardiaque durant un effort physique a été présenté. Ce dispositif offre plusieurs possibilités. Vu la diversité des applications et de disciplines sportives, ce système peut travailler à distance par télémetrie, et cela en incorporant un émetteur qui accompagne l'athlète et un récepteur au niveau du contrôle. Donc on est amené à bien concevoir le système en essayant de contourner aux contraintes liées au poids de l'émetteur, afin qu'il ne gêne pas l'athlète durant son entraînement. En outre, la longueur des fils allant des électrodes au conditionneur atténue le signal utile, en plus elle lui superpose du bruit. Pour cela, on se propose d'utiliser des préamplificateurs locaux dont le conditionneur est intégré avec les électrodes, ce qui acquiert une haute résolution au système conçu. Seulement de tels composants ne sont pas disponibles à notre niveau.

V. RÉFÉRENCES

- [1] <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>.
- [2] HB. MEZIANE. 'Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte DSPACE', Thèse d'ingénieur, Université Abou Bekr BELKAID -Tlemcen, 2003.
- [3] J. COUDERC, 'Analyse quantitative des composantes temps-échelle de l'ECG à haute résolution', INSA.
- [4] A. SEKHI & M. REZGUI, 'Réalisation d'un rythmostat et d'un chronomètre cardiaque par télémetrie', Thèse d'ingénieur, USTHB, 1989.
- [5] M. KAOUA, ' Mise au point d'un système microprogrammé pour la surveillance intensive d'arythmies cardiaques de plusieurs malades', Thèse de Magister, USTHB, 1984.