

Conditionnement et Enregistrement du Signal Physiologique EMG

Samir BOUKHENOUS¹, Mokhtar ATTARI¹, Nacéra MEZIANE^{1,2}, Youcef REMRAM¹ and Abdallah KAHLA³

1. LINS: Laboratory of Instrumentation, USTHB, BP 32 El-Alia, 16111, Alger, Algérie.

2. Biomedical Engineering Laboratory, University of Wisconsin-Madison, USA

3. EHS Ben-Aknoun, Service Rééducation Fonctionnelle et Réadaptation, Alger.

sboukhenous@gmail.com, attari.mo@gmail.com, nmeziane@gmail.com, yremram@gmail.com, docteurkahla@yahoo.fr

Résumé — Dans ce travail, une carte de conditionnement du signal physiologique EMG a été réalisée. Elle est constituée essentiellement de deux parties: la partie électronique et la partie physiologique qui permet le recueil du signal EMG au moyen d'électrodes de surface. Dans la partie électronique, un système de monitoring complet à quatre canaux a été étudié et réalisé. Le circuit de conditionnement est conçu à base d'un amplificateur d'instrumentation. Les signaux issus des quatre canaux sont transmis au PC via une carte d'acquisition. Enfin, des tests expérimentaux ont été réalisés.

Mots Clés — EMG, Electrode de surface, Ag/AgCl, Amplificateur d'instrumentation, signal physiologique.

I. INTRODUCTION

Les mouvements des différents membres du corps humain sont contrôlés par des signaux électriques. Ces signaux ont pour origine le cortex cérébral et agissent au niveau des muscles qui se contractent en réponse à une stimulation ce qui a comme effet le développement d'une tension mécanique [1]. Le recueil du signal électrique au niveau du muscle peut nous renseigner sur la force et la puissance développée mais encore sur l'état du système locomoteur [2]. Comprendre l'électromyographie implique donc la connaissance du muscle et ses différents composants et ainsi la façon par laquelle sont générés les signaux physiologiques. C'est l'italien Francesco Redi (1626-1698) qui fût le premier en 1666 à montrer que le muscle peut générer de l'électricité. Depuis, de nombreux chercheurs ont étudié la possibilité de la génération de courant. C'est le français Dubois-Reymond qui en 1849 a réalisé le premier enregistrement du signal EMG. Hodgkin et Huxley entre 1939 et 1950 ont trouvé que, durant la réaction du potentiel d'action, la polarité du potentiel de la membrane s'inverse brièvement et atteint une valeur pic de +40/+50 mV avant de retomber à sa valeur de repos d'environ -70/-90 mV. Cette découverte a fournies des indications importantes sur les mécanismes impliqués. En outre, la force générée par le muscle intéresse les spécialistes du sport dans un souci d'amélioration des gestes techniques et par la même occasion les performances athlétiques. La détection, l'enregistrement et le traitement du signal EMG doivent obéir à des principes liés à ses caractéristiques intrinsèques [3]. L'utilisation des électrodes de surface est la méthode la plus courante pour son recueil, car elles sont non invasive et les tests peuvent être effectués par du personnel autre

que les médecins. Ce présent travail consiste à la réalisation d'une carte de conditionnement du signal électromyogramme EMG. Il s'agit d'un instrument couramment utilisé par le personnel médical dans le domaine de la rééducation musculaire. Il est à noter qu'il n'exerce aucune influence électrique sur le corps.

II. TECHNIQUE DE PRELEVEMENT DU SIGNAL EMG

De faibles courants électriques sont produits par des fibres de muscle avant la production de la force musculaire. Ces courants sont produits par l'échange des ions à travers des membranes des fibres musculaires, une partie du processus de signalisation pour que les fibres se contractent. Le signal appelé l'électromyogramme EMG peut être mesuré en appliquant les éléments ou les électrodes conductrices à la surface de la peau, ou invasives plantées dans le muscle à travers la peau. L'EMG de surface est la méthode la plus utilisée dans le milieu médical sportif, puisqu'elle est non envahissante et peut être conduite par le personnel autre que les médecins, avec un risque minimal pour le sujet. La mesure de l'EMG de surface dépend d'un certain nombre de facteurs. Les propriétés du domaine d'amplitude, du temps et de fréquence du signal de EMG dépendent des facteurs tels que :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire;
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle;
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau);
- Les propriétés des électrodes et amplificateurs;
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

En outre, la mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau, la conception d'amplificateur...etc. La qualité du signal EMG mesuré est souvent décrite par le rapport du signal mesuré et la contribution du bruit de l'environnement. Le but est d'amplifier l'amplitude du signal tout en réduisant au minimum le bruit [4].

Il existe plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de surface : mono polaire, bipolaire, double différentielle. 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. L'influence de la taille et la forme de l'électrode sur le signal EMG doivent alors être prise en compte. La Figure.1 donne un exemple de recueil du signal EMG de surface en configuration bipolaire.

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 jusqu'à la surface de la peau. Nous enregistrons enfin lors d'une contraction musculaire la différence entre le potentiel recueilli par ces deux électrodes de surface [5].

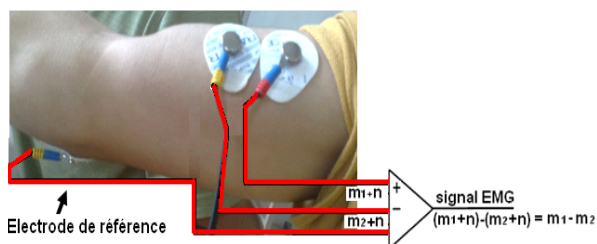


Fig.1 Potentiel détecté par des électrodes de surface

III. CONDITIONNEMENT DU SIGNAL EMG

Pour notre application nous avons réalisés quatre circuits de conditionnements identiques pour l'acquisition de quatre signaux. Chaque circuit se compose principalement des éléments suivants: d'un préamplificateur avec une boucle de rétroaction négative, d'un circuit d'isolation, d'un circuit de filtrage et d'un circuit d'amplification.

A. Circuit du préamplificateur et rétroaction négative

L'étage du préamplificateur est le module le plus critique lors de la conception de la chaîne de mesure du signal. Sa tâche principale est d'amplifier la tension entre deux électrodes de mesure pendant qu'il rejette le signal de mode commun. L'impédance d'entrée du préamplificateur doit être élevée ($>2M\Omega$). Pour cela, l'amplificateur d'instrumentation est utilisé. Ce dernier est un composant à gain en tension différentiel, il amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses bornes d'entrée. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. Ses caractéristiques sont : une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, une tension d'offset et une impédance de sortie faibles. Il comprend 3 ampli-Op et quelques résistances. Il est utilisé dans des environnements où le bruit en mode commun est élevé, tels que les systèmes d'acquisition de données où l'on requiert une perception à distance des variables d'entrée. Le signal d'entrée issu des électrodes, est de l'ordre de millivolt, il s'achemine vers l'étage de préamplificateur, le rôle de ce dernier est d'amplifier tout simplement la différence de potentiel entre deux électrodes, par rapport à une troisième. En outre, nous avons inséré un circuit de rétroaction négative avec le préamplificateur, dont le but est d'inverser l'interférence en mode commun provoquée par les électrodes, et de l'injecter dans le corps

du patient. Le gain approprié est entre 30 à 50 selon les recommandations de AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation). La sortie de cet amplificateur est connectée à l'électrode de référence. L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun, l'inverser et le maintenir. Cela, pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. Il peut provenir du couplage capacitif entre l'alimentation et les câbles des électrodes. Cette boucle de rétroaction à l'avantage qu'elle ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence. Seulement cette technique est implémentée sur quelques circuits comme l'AD622. La Figure.2 illustre le schéma électrique approprié pour un seul canal et la Figure.3 montre la photo du circuit réalisé à quatre canaux.

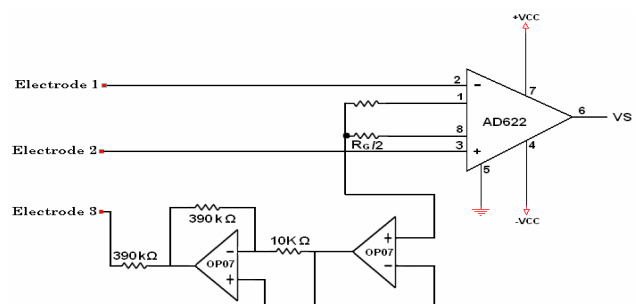


Fig.2 Circuit électrique pour un seul canal

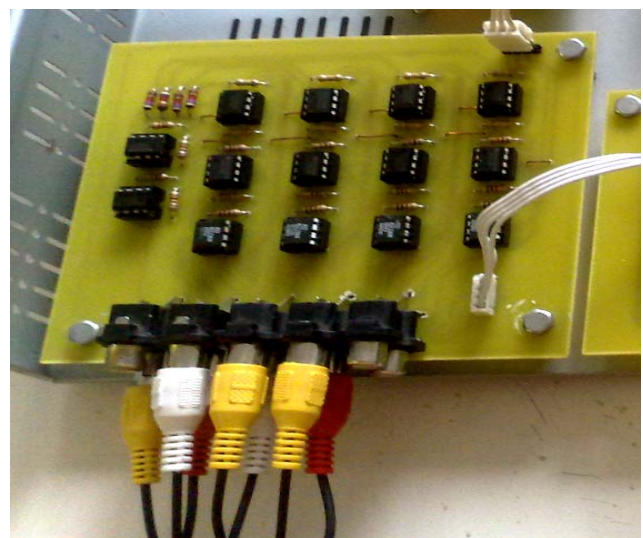


Fig.3 Circuit réalisé à quatre canaux

B. Le circuit d'isolation

Dans plusieurs domaines et en particulier dans le domaine médical, il ne doit pas y avoir de connexion électrique directe entre les capteurs (électrodes) et le système électronique, et ceci pour répondre aux normes de sécurité. Pour notre application, le circuit HCPL7800 paraissait le mieux adapter pour notre application vue sa disponibilité sur le marché avec un prix raisonnable. Il permet d'obtenir un gain de 8,04. La Figure.4, représente le principe du circuit.

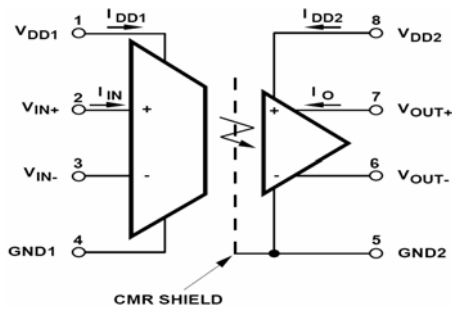


Fig. 4 Le Circuit d'isolation HCPL7800

C. Le filtrage et mise à niveau du signal

L'énergie utile du signal EMG est comprise dans la bande passante 0-500 Hz; notre filtre est donc constitué d'un filtre passe haut avec une fréquence de coupure de 0,05 Hz et d'un filtre passe bas d'une fréquence de coupure de 500 Hz [6]. Des spécifications sont à noter dans l'ordre des filtres utilisés, il est préconisé d'utiliser un filtre de deuxième ordre minimum dans le cas du passe haut et d'un quatrième ordre minimum pour le passe bas. Sur la Figure.5, nous présentons la configuration du filtre réalisé pour un seul canal, le filtre passe bas est formé de deux cellules identiques de filtre du deuxième ordre [7]. Les filtres sont actifs de configuration Butterworth, et de structure Sallen & Key utilisant l'amplificateur opérationnel OP07. La Figure.6 montre la photo du circuit de filtrage et amplification réalisé pour quatre canaux.

Afin d'avoir un transfert maximal d'énergie, et une meilleure adaptation d'impédance, un amplificateur suiveur a été intercalé entre l'étage du filtre passe haut et du filtre passe bas. Le calcul des valeurs des éléments constituant le filtre se fait grâce à l'équation donnant la fréquence de coupure de chaque filtre.

En outre, La tension du signal EMG brute varie de 0.1 mV à 10 mV (crête à crête), il est clair alors, que l'amplification introduite par le préamplificateur est loin d'être suffisante pour rendre le signal exploitable, c'est pourquoi nous avons amplifié le signal une seconde fois après le circuit de filtrage avec un gain de 5.

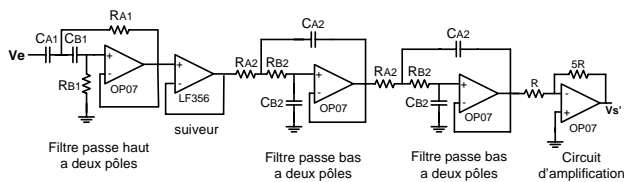


Fig.5 Circuit électrique du filtre avec amplification

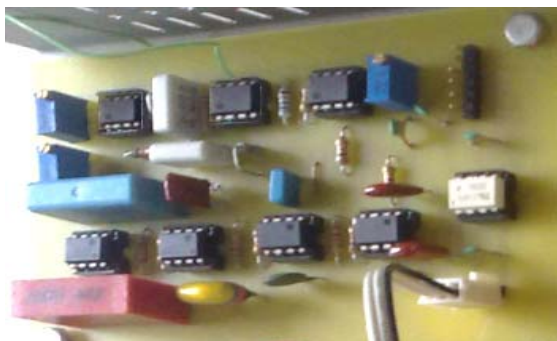


Fig.6 Photo du circuit électrique réalisé à quatre canaux

IV. EXPERIMENTATION

Afin d'atteindre notre objectif nous avons effectué quelques tests d'enregistrement du signal EMG avec la carte d'acquisition National Instrument DaqBoard 1005. Pour ces tests, nous avons choisie quatre muscles du membre inférieur qui interviennent pour différents mouvements : marche, descente, montée...etc. La Figure.7 montre l'emplacement des électrodes au niveau des quatre muscles choisie du membre inférieur d'une personne.

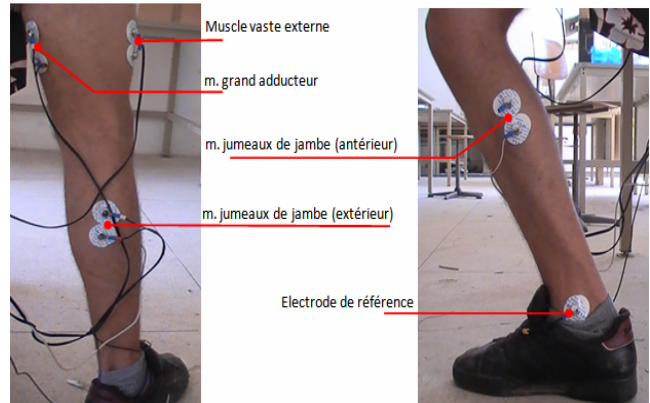


Fig. 7 Emplacement des électrodes aux quatre muscle du membre inférieur

A. Mouvement de descente et de montée d'appui unibodal

Pour ce type de mouvement nous avons demandé à la personne de se maintenir debout sur les deux pieds (phase 1), puis sur un seul pied (phase 2) afin d'entamer le mouvement de descente et de montée (phase 3). Enfin le retour à la position de départ. Dans ce type de test on constate que le muscle le plus sollicité est le grand adducteur, pendant que les signaux EMGs prélevés pour les autres muscles ont presque le même niveau d'amplitude (Figure.8).

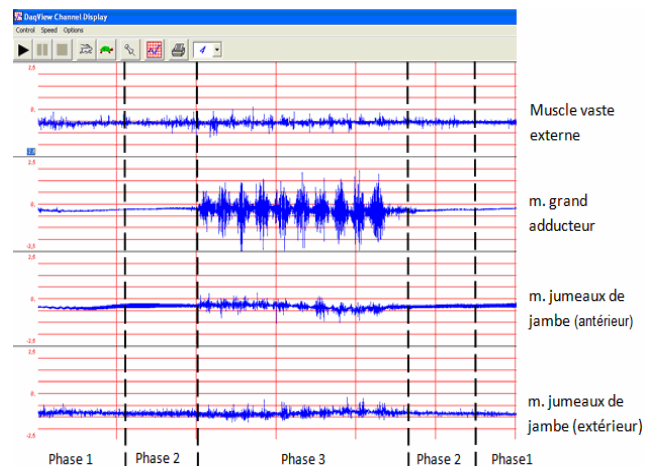


Fig.8 Résultat de l'enregistrement du 1^{er} test

B. Mouvement d'appui unibodal sur la pointe des pieds

Pour ce test nous avons demandé à la personne d'effectuer le même mouvement que le précédent seulement dans ce cas le mouvement est effectué sur la pointe des pieds. Dans ce type de mouvement on constate

que durant la phase trois les muscles les plus sollicités sont les muscles : vaste externe et le muscle jumeaux de jambe extérieure (Figure.9).

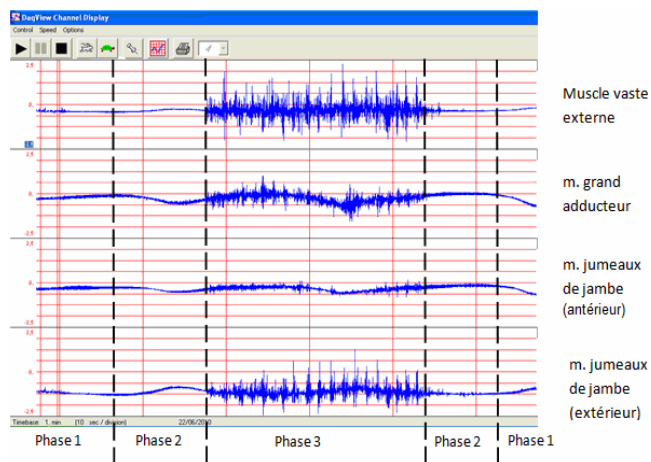


Fig.9 Résultat de l'enregistrement du 2^{ème} test

V. CONCLUSION

Dans ce travail nous avons conçu et réalisé une carte de conditionnement du signal électromyogramme EMG à quatre canaux. Nous avons effectué l'acquisition des signaux EMGs pour quatre muscles du membre inférieur (le vaste externe, le grand adducteur et le muscle jumeau antérieur et extérieur de la jambe) en même temps avec la carte d'acquisition DaqBoard1005. Aussi nous avons pu pratiquer et rendre compte des problèmes expérimentaux que l'on pouvait rencontrer tels que (la compatibilité entre les différents étages, la qualité du câblage, l'emplacement des électrodes...etc). Afin de minimiser le bruit de réseau 50 Hz, le blindage est le mieux adapté pour notre application. En perspectives, nous envisageons d'améliorer ce dispositif par : L'ajout d'un système à base d'un microcontrôleur avec un module de communication sans fil pour des tests à distance sur terrain.

REMERCIEMENT

Ce travail est supporté par le MESRS (*Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique*) et entre dans le cadre du projet PNR, <http://www.nasr-dz.org/> Project N°: 06 / PNR R 13/ 2011 intitulé: "Développement d'une Instrumentation pour le Diagnostic et la Rééducation de l'Entorse de la Cheville."

REFERENCES

- [1] M. Reaz, M. Hussain and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biol. Proced. Online*, Vol.8, No.1, pp 11-35, March 2006.
- [2] R. Kleissen and J. Buurke, "Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application," *Gait Posture*, Vol.8. No.2, pp143-158, 1998.
- [3] S. Bouisset and B. Maton, "Muscles, posture et mouvement, base et applications de la méthode électromyographique". HERMANN Editeurs des Sciences et des Arts, 1995.
- [4] L. Hemming and V. Ungvichian, "Compatibility", *The biomedical Engineering Handbook*, Second Edition, CRC & IEEE Press, 2000.
- [5] Cao. Hua, "Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire". Thèse de doctorat, Université de technologie Compiègne, PARIS, 2010.
- [6] S. Boukhenous and M. Attari, "A Low Cost Grip Transducer Based Instrument To Quantify Fingertip Touch Force". *29th Conference of IEEE – EMBC 'Engineering in Medicine and Biology Society'*, ISBN: 1-4244-0788-5, ISSN: 1557-170X, Lyon, France, pp 4834-4837, Aug 23-26, 2007.
- [7] N. Méziane, S. Boukhenous and M. Attari, "A Data Acquisition System for ECG High Immunity Recording," *International Conference on Modelling and Simulation (MS'07 Algeria)*, Algeria, pp 856-859, July 2-4, 2007.