

LE COURANT PASSE

Samuel Witty et Nathaniel Létourneau

ABSTRACT

Although healthcare has never been easier to access here in the modern world, people can still be charged for overpriced exams or treatment options. Others yearn for the democratization of medical instruments, allowing for in-home monitoring of health readings. But how feasible is it to democratize and build electrocardiographs and electromyographs?

To test this, three hypotheses were explored. Can a do-it-yourself electrocardiograph measure electrical activity from the heart? Can a do-it-yourself electromyograph measure electrical activity from surface muscles? Finally, can a do-it-yourself electromyograph differentiate and identify different surface muscles solely based on their electrical activity?

The first step was building the device. After deliberation, it was decided to build a hybrid device that could measure both electrical activities from the heart and surface muscles using off-the-shelf commercial electrodes. The device was hand built and assembled using breadboard and electronics soldering hardware. The second step was taking measurements. Multiple electrocardiograms were performed on two subjects and a plethora of electromyograms were measured on the subjects, including all fingers, tibialis anterior muscle, quadriceps, biceps, triceps, forehead, and ear.

Practically all but one measurement, being the quadriceps, were precise and showed very clear and distinguishable electrical activity patterns, which means that all hypotheses were verified. The measured electrocardiograms were also compared to professional electrocardiograms in their same measurement standards and were determined to be similar. As for the feasibility of the project, we consider that 100\$ in parts and basic tools is a very reasonable requirement for this type of machine, especially compared to its competitors.

MOTS CLÉS : Biologie, physique électrique, électrocardiographie, électromyographie, électrogénèse biologique.

INTRODUCTION

Les appareils médicaux essentiels sont souvent dispendieux. Par exemple un électrocardiographe médical peut facilement coûter 2000 \$ pour les modèles de base (Internet 1) et pour un électromyographe,

cela peut atteindre plus de 3000 \$ (Internet 2).

Par conséquent, il est difficile pour les milieux défavorisés de s'offrir de tels appareils afin de créer des prothèses et autres appareils robotisés personnalisés. Dans le cadre de

l'activité synthèse de programme, il a été décidé au sein de l'équipe d'assembler un dispositif maison fiable capable à la fois d'effectuer le rôle d'ECG et d'EMG, et ce, pour un prix avoisinant une centaine de dollars.

Afin de poursuivre notre démarche, les hypothèses suivantes ont été émises afin de guider le domaine de recherche :

- un électromyographe fabriqué maison peut mesurer l'activité électrique du cœur;
- un électromyographe maison peut mesurer l'activité électrique d'un muscle de surface;
- l'appareil est capable d'identifier spécifiquement un muscle à partir de sa signature électrique.

Électrogénèse biologique et potentiels électrochimiques

Le corps humain est continuellement traversé par des courants électriques. Ces courants lui permettent de rester en vie. Par exemple, ils permettent au cœur de battre, mais également au corps de se déplacer, manger et effectuer une multitude d'autres actions en réponse aux différents stimulus.

Le terme potentiel est utilisé pour simplifier les charges ou le mouvement de charge sur la membrane. (Internet 3)

Toutes les cellules du corps sont capables de produire un potentiel grâce à la séparation des charges ioniques de part et d'autre de la cellule ce qui crée un gradient chimique. En d'autres termes, grâce à la différence entre les charges d'ions de sodium et de potassium de

chaque côté de la membrane cellulaire, un potentiel est créé. Le potentiel de repos est le nom donné au moment où la cellule est normalement chargée à -70 mV et prête à être sollicitée.

Cette charge membranaire permet à la cellule de subir une dépolarisation et donc, de créer un potentiel d'action. Pour le résumer, un potentiel d'action est un influx pouvant voyager au travers des cellules, déclenchant un mouvement musculaire. (MARIEB, 2015)

Les muscles

Sans entrer dans les détails, il existe trois types de muscles : les muscles striés squelettiques et cardiaques et les muscles lisses. Les muscles en lien avec l'expérimentation sont les muscles striés squelettiques et cardiaques. À la suite d'une dépolarisation musculaire pour tous types de muscles, on peut observer la contraction de celui-ci, puisqu'elle est le signal qui débute le cycle contractile.

Lors d'un mouvement volontaire, l'activité musculaire est ordonnée par le système nerveux central. Celui-ci envoie des signaux entraînant des variations électrochimiques au système nerveux périphérique, qui parle aux muscles périphériques du corps.

Par la suite, ces signaux permettent un changement de polarité à la surface des cellules musculaires au niveau des jonctions synaptiques. Ces changements se propagent et produisent finalement le mouvement contractile musculaire recherché. (MARIEB, 2015)

Différents appareils médicaux

Il existe plusieurs appareils pour mesurer les différences de potentiel parcourant le corps. Par exemple, on utilise un électrocardiographe pour capter les potentiels électriques du cœur, un électromyographe pour déterminer l'activité électrique des muscles, un électroencéphalographe pour représenter l'activité cérébrale et un électro-oculographe pour déterminer l'amplitude des potentiels des mouvements oculaires.

Pour qualifier les phénomènes bioélectriques qu'on enregistre, à l'aide d'une instrumentalisation adéquate, il est d'usage d'utiliser la durée, l'amplitude et le rythme qui est propre aux différents potentiels. (Internet 4)

Électrocardiographie

Pour enregistrer la conduction électrique du cœur, on utilise un électrocardiographe. L'ECG est le graphique qui en résulte et qui permet de lire les potentiels d'action produits par les cellules des nœuds cardiaques et des cellules contractiles.

De manière générale, le cœur est responsable de son propre rythme. Pour enregistrer un ECG conventionnel, la machine nécessite dix électrodes et elle permet de lire les 12 principales dérivations cardiaques. Chaque dérivation a son importance et elle permet de détecter la dépolarisation cardiaque sous plusieurs angles. La figure suivante illustre les 12 résultats d'ECG possible grâce à l'électrocardiographie médicale. (MARIEB, 2015)

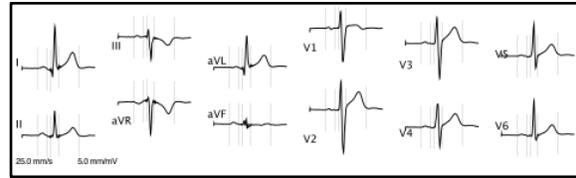


Figure 1. ECG à 12 dérivations. (Internet 5)

Utilisation d'un électrocardiographe

Pour utiliser un électrocardiographe, il faut apposer des électrodes adhésives de mesure sur le patient. Celles-ci sont appliquées à la peau nue, idéalement absente de poils, pour maximiser la précision de la mesure. Il suffit ensuite d'activer l'appareil, qui mesure la différence de potentiel en millivolts en fonction du temps.

Dépendamment du contexte, le placement des électrodes peut grandement différer. Dans le cadre de l'expérimentation, il a été décidé d'utiliser un système à trois électrodes qui permet trois lectures, mais combinés dans un seul graphique. Les lectures sont toutes trois bipolaires, ce qui veut dire que l'on compare deux électrodes avec une troisième. On calcule alors la première dérivation représentée à la deuxième figure. (MARIEB, 2015)

L'onde P représente la dépolarisation auriculaire déclenchée dans le nœud sinusal et c'est le nœud permettant de dicter le rythme cardiaque, le complexe QRS correspond à la dépolarisation ventriculaire et la repolarisation ventriculaire produit l'onde T (MARIEB, 2015). Finalement, l'origine de l'onde U est moins certaine. L'hypothèse la plus probable est qu'elle représente la repolarisation des fibres de Purkinje. (Internet 11)

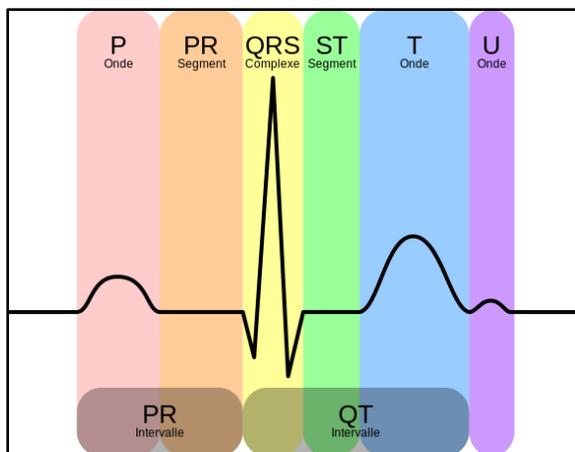


Figure 2. Première dérivation et complexes de l'ECG. (Internet 6)

Une anomalie présente dans l'ECG peut signifier diverses pathologies dans le milieu médical (MARIEB, 2015), mais elle peut également être causée par un mauvais placement d'électrodes comme l'a démontré à maintes reprises l'expérimentation.

Électromyographie

Pour enregistrer la conduction électrique des muscles, on procède à un électromyographe. L'EMG est le graphique qui en résulte et qui permet de lire les potentiels d'action produits par les cellules musculaires. (Internet 3)

Pour enregistrer un EMG conventionnel, la machine nécessite trois électrodes : deux placées assez proche l'une de l'autre permettant de mesurer la différence de potentielle traversant le muscle et une autre sur un endroit électriquement neutre, généralement au-dessus d'os ou de cartilage servant ainsi de référence pour soustraire le bruit du corps. (Internet 7)

Utilisation d'un électromyographe

L'utilisation d'un électromyographe est similaire à celle d'un électrocardiographe : les mêmes préparations de peau sont requises. La plus grande différence se situe dans la position des électrodes, puisqu'il mesure l'activité électrique d'un muscle strié squelettique.

Dans le milieu médical, les graphiques d'EMG peuvent être utilisés pour détecter des problèmes liés à l'innervation des nerfs et on utilise également cette technologie dans la fabrication de prothèses ou de systèmes accommodant pour les individus avec des limitations dans leurs déplacements. (Internet 7)

Fonctionnement électronique

L'appareil maison utilisé dans le contexte de l'expérimentation est un appareil hybride : il fonctionne autant comme ECG qu'EMG.

Le signal passe avant tout par un amplificateur différentiel : c'est un type d'amplificateur analogue qui permet de filtrer et amplifier un signal en temps réel. Comme son nom l'indique, il n'amplifie que ce qui est différent entre ses points de mesure : il récupère la différence de potentiel, mais rejette le bruit électronique. Ce type d'amplificateur est communément appelé « amplificateur d'instrumentation ».

De plus, la partie commune que l'amplificateur différentiel exclut poursuit son chemin et traverse l'amplificateur nommé jambe droite. Celui-ci inverse le signal et le transmet dans le sujet pour « annuler » le bruit électrique du corps mesuré et réduire le bruit du signal électrique. (Internet 8)

Ensuite, le signal principal passe par un second amplificateur : l'amplificateur opérationnel. Celui-ci récupère le signal et augmente son gain tout en appliquant un filtrage basse fréquence de deuxième ordre.

Le signal final est récupéré après avoir passé par l'amplificateur opérationnel et est décodé et numérisé par un ordinateur embarqué de marque Arduino et finalement, il est injecté dans un ordinateur portable via un port USB pour pouvoir visualiser le signal. Puisqu'elle n'a pas de source d'énergie électrique indépendante, la machine doit être alimentée par l'appareil utilisé pour enregistrer les données, soit un ordinateur portable. (Internet 9)

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Pour ce qui est du matériel, une photo de ce qui a été utilisé lors du montage est disponible en annexe 1 à la figure 6. Voici la liste du matériel nécessaire afin de compléter l'expérimentation, mais une liste encore plus détaillée est disponible en annexe 1 :

- Bracelets antistatiques
- Kit de pièces SparkFun
- Pinces
- Fer à souder
- Fil à souder d'étain
- Pompe à dessouder
- Rasoir
- Ordinateur portable
- Moniteur de fréquence cardiaque personnel

Au niveau des manipulations, il faut commencer par l'assemblage. Il suffit de suivre les instructions du fabricant. Le

Schéma de la figure 7 en annexe en fait un bon résumé. La figure 3 illustre le montage effectué.

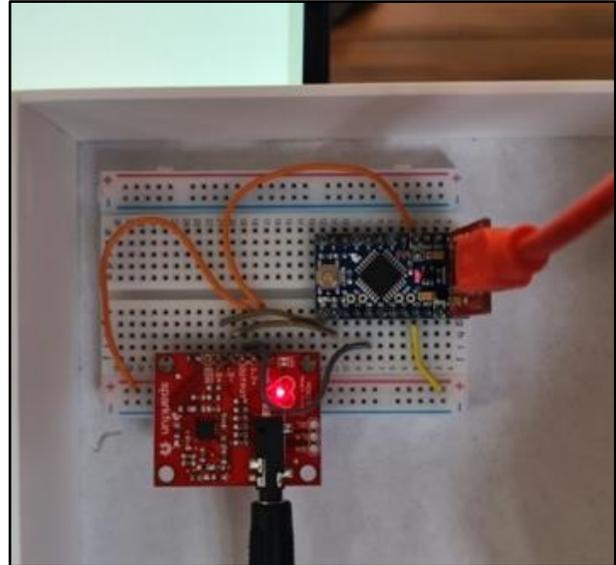


Figure 3. Schéma de montage effectué.

En ce qui concerne l'utilisation de la machine, il suffit de préparer la peau en dégageant au rasoir la zone souhaitée, puis de les coller aux endroits propices à l'obtention du potentiel recherché. L'utilisation de schémas de placement d'électrodes est très utile lors de cette étape pour s'assurer d'obtenir les résultats escomptés, ressemblant notamment aux figures de l'annexe 2.

Ensuite, il faut connecter la machine à l'ordinateur et récupérer les données à l'aide du logiciel Arduino IDE pour pouvoir les analyser.

Il faut également faire attention de souder les connecteurs aux bons endroits des différentes cartes électroniques. L'utilisation d'un bracelet antistatique est recommandée. Il a été décidé de souder tous les connecteurs pour éviter toutes futures limitations lors de l'expérimentation.

Avec un chiffrier comme Excel et d'un moniteur de fréquence cardiaque commercial, il est possible de comparer les résultats obtenus pour un même patient avec un appareil plus standardisé. Mais, cette étape est uniquement présente lors des tests cardiaques, puisqu'un électromyographe commercial n'était pas disponible.

RÉSULTATS

Dans un premier temps, l'expérimentation a porté sur la fonction ECG de la machine fabriquée. Le graphique suivant présente un ECG où il est possible de distinguer les différentes ondes cardiaques enregistrées par la machine :

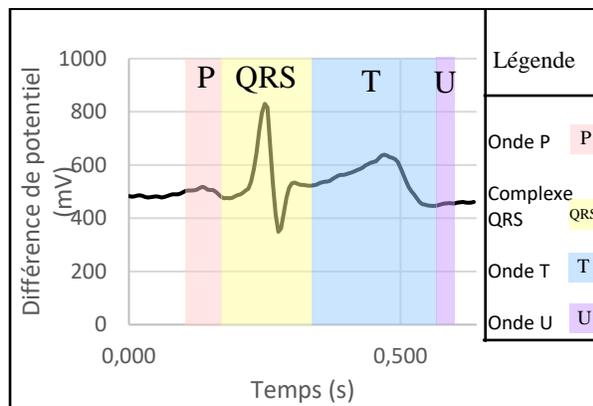


Figure 4. Graphique d'un ECG idéal mesuré par la machine de fabrication maison.

De plus, le coefficient de corrélation entre un ECG mesuré par la machine maison avec celui mesuré par une machine professionnelle a été calculé, le résultat étant 0,171. L'autre graphique dont il est question est disponible en annexe 3 à la figure 15.

Le reste de l'expérimentation portait plutôt sur la fonction d'EMG et comporte d'autres graphiques pour chaque muscle enregistré disponible en annexe 4 et 5. Il est à noter que les contractions enregistrées sont

isométriques : elles ne produisent pas de mouvement.

Le graphique suivant a été enregistré avec le placement d'électrodes disponible à la figure 8 en annexe 2 pour le muscle court abducteur du pouce avec une électrode sur le dos de la main. Il illustre le type de résultats obtenus.

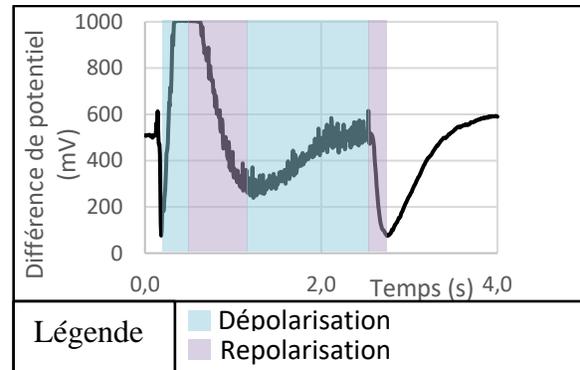


Figure 5. Graphique de l'activité électrique du muscle court abducteur du pouce.

DISCUSSION

Dans un premier temps, la première hypothèse, qui était que l'appareil fabriqué à partir de pièces trouvées en ligne peut mesurer l'activité électrique du cœur, a été validée. En effet, bien que le coefficient de corrélation ne soit pas très élevé, l'ECG idéal enregistré avec la machine à la figure 4 est très similaire avec celui enregistré avec une machine plus conventionnelle disponible en annexe 3 à la figure 15 et toutes les ondes théoriques de la figure 3 sont présentes, excepté l'onde U qui est très discrète.

Les mesures n'ont pas été prises tout à fait au même moment ce qui peut expliquer le bas coefficient de corrélation, car le rythme cardiaque s'est modifié. On peut également remarquer que les points n'épousent pas parfaitement la courbe de l'ECG à la figure 15.

Cela a contribué à augmenter l'écart entre les deux courbes.

Comme le démontre la figure 5, un électromyographe maison peut mesurer l'activité électrique d'un muscle de surface. En analysant le graphique, on constate la dépolarisation du muscle qui est suivie de près par une repolarisation et ainsi de suite en suivant les actions entreprises. Ce même phénomène est comparable dans l'électromyographie clinique (Internet 10) et donc, on peut en conclure que les signaux enregistrés représentent bel et bien l'activité électrique des muscles.

Finalement, l'appareil est également capable d'identifier spécifiquement un muscle à partir de sa signature électrique ce qui confirme la dernière hypothèse. En effet, en comparant la figure 5 avec la multitude de figures disponibles en annexe 4 et en annexe 5, on peut nettement distinguer le muscle court abducteur du pouce de tous les autres types de muscles l'exception à la règle étant le signal du quadriceps à la figure 24 qui est trop imprécise pour être interprétée.

Cependant, si on compare la signature électrique de chaque doigt entre elles de l'annexe 4, la distinction est vraiment moins nette. On peut distinguer l'auriculaire du majeur, mais pas l'auriculaire de l'index par exemple. Par conséquent, il est plus facile de distinguer les muscles ayant beaucoup d'unités contractiles des muscles en ayant peu, que de comparer chaque muscle individuellement.

CONCLUSION

En conclusion, l'expérimentation a eu le succès escompté, qui était de confirmer toutes les hypothèses du départ. Beaucoup de données ont pu être récoltées et analysées augmentant grandement notre compréhension de la biogenèse électrique ainsi que le fonctionnement de machine d'imagerie médicale électronique.

L'expérimentation présentait toutefois plusieurs limites. La première était que les fils utilisés pour relier le circuit amplificateur aux électrodes étaient particulièrement minces et donc, les lectures souffraient d'interférences acoustiques lorsque déplacé limitant ainsi l'expérimentation aux mouvements isométriques.

Ensuite, le fait que le placement des électrodes devait être extrêmement précis pour obtenir des résultats fiables et répétables limitait la précision de nos résultats.

De plus, le besoin d'être connecté à un ordinateur pour alimenter l'appareil limitait les mouvements possibles : la mesure de l'activité électrique durant la marche, course aurait été impossible. D'autre part, il est arrivé un problème lors du montage : une soudure nommée OK s'est brisée et il a fallu la réparer. Par la suite, le dispositif a fonctionné sans problème.

En conclusion, l'appareil fabriqué n'est pas une bonne alternative aux appareils dispendieux du domaine médical cités, car sa précision est insuffisante et il permet uniquement de prendre une mesure à la fois. Par contre, sa capacité à détecter les potentiels

du corps et ce, à moindre coût, lui offre un avantage pour le développement de nouvelles technologies.

PERSPECTIVES D'AVENIR

L'exploration des forces et faiblesses de cet appareil maison ont été explorées en profondeur. Cependant, l'utilisation plus concrète d'un tel dispositif dans la conception robotique n'a même pas été effleurée. Dans ce domaine, il reste encore beaucoup à découvrir.

Par exemple, le principal frein au développement de prothèse robotisée est le prix final du produit. Par conséquent, le dispositif utilisé pourrait offrir un net avantage, puisqu'il est très abordable et convertit déjà les données analogues en données numériques. Il serait donc possible de relier le tout à une prothèse et permettre à un individu avec un handicap de faire des mouvements qui lui sont impossible comme de marcher ou de serrer la main.

REMERCIEMENTS

Pour commencer, un merci spécial à M. Martin Imbeault qui a aidé à la réalisation de l'expérimentation en guidant dans les recherches concernant le corps humain au fil des semaines en plus d'être le tuteur désigné pour assurer les différents suivis. Un grand merci à M. Jean Bédard qui a offert son soutien et une grande disponibilité pour répondre aux nombreuses questions soulevées au courant de la session en plus d'être désigné comme cotuteur.

Merci à Mme Jessica Maltais qui a apporté son aide lors de l'achat des différentes pièces électroniques. Un grand merci à Mme Debbie

Kavanagh, spécialiste des produits touchant la neurologie et travaillant à Roxon medi-tech ltd, qui a offert son aide en répondant à tous questionnements soulevés très rapidement et de façon détaillée.

Finalement, merci à M. Steve Gamache qui a guidé le projet afin qu'il respecte un échéancier préalablement déterminé en plus de fournir de l'information sur chaque étape du cheminement afin que le projet soit mené à bien.

BIBLIOGRAPHIE

- BÉDARD, J. FOURNIER, J-N. GAMACHE, S. (2020). Guide Méthodologique sur les laboratoires. Chibougamau. Version 4.1. Centre d'études collégiales à Chibougamau. 73
- MARIEB, E.N. HOEHN, K. (2015). Anatomie et physiologie humaines. Cinquième édition. ERPI. 1308 pages.
- KAVANAGH, D. (2021). Création d'un EMG/ECG; Projet d'activité de synthèse (Cégep). [courriel].
- Internet 1. MEDICAL DEVICE DEPOT. Welch Allyn/Mortara/Burdick ELI 230 12-Lead Interpretive Resting ECG Machine. [En ligne]. Consulté le 5 mai 2021. URL:
<https://www.medicaldevicedepot.com/ELI-230-12-Lead-Interpretive-Resting-ECG-Machine-p/bur230.htm>
- Internet 2. DR'S TOY STORE. Cadwell 6200A EMG Unit. [En ligne]. Consulté le 5 mai 2021. URL:
<https://www.drstoystore.com/product/cadwell-6200a-emg-unit/>
- Internet 3. DONDEY, M. DUMOULIN, J. FESSARD, A. LAGET, P. LENÈGRE, J. ÉLECTROPHYSIOLOGIE. Encyclopædia Universalis [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :
<https://universalis-stfelicien.proxy.collecto.ca/encyclopedie/electrophysiologie/>
- Internet 4. RANDY, F. (2019). What is the difference between an ECG, EEG, EMG and EOG? SENSORRIPS. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :
<https://www.sensortips.com/featured/what-is-the-difference-between-an-ecg-eeeg-emg-and-eog/>
- Internet 5. SKE. (2003). File: ECG 12derivations.png. WIKIPEDIA. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG_12derivations.png
- Internet 6. REHUA. (2014). File:EKG Complex fr.svg. WIKIPEDIA. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EKG_Complex_fr.svg
- Internet 7. ZAHAK, M. (2012). Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. Intechopen. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :
<https://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/signal-acquisition-using-surface-emg-and-circuit-design-considerations-for-robotic-prosthesis>

Internet 8. SPARKFUN. Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. ANALOG DEVICE. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :

<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/AD8232.pdf>

Internet 9. CASEYTHEROBOT. AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide. SPARKFUN. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :

<https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide/all>

Internet 10. BOUCHE, P. (2015). Électromyographie clinique. EMC. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :

[http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/3%20Methodes%20d%20examen/\\$Electromyographie%20clinique%20EMC.pdf](http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/3%20Methodes%20d%20examen/$Electromyographie%20clinique%20EMC.pdf)

Internet 11. WIKIPEDIA (2021). Onde U. [En ligne], consulté le 5 mai 2021. URL :

https://fr.wikipedia.org/wiki/Onde_U

ANNEXE 1

Liste détaillée du matériel utilisé :

- SparkFun USB Mini-B Cable - 6 Foot (CAB-11301)
- SparkFun FTDI Basic Breakout - 3.3 V (DEV-09873)
- Jumper Wire Kit – 140 pcs (PRT-00124)
- Break Away Headers – Straight (PRT-00116)
- Breadboard - Self-Adhesive (White) (PRT-12002)
- 3.3 V/8 MHz Arduino Pro Mini 328 (DEV-11114)
- Sensor Cable - Electrode Pads (3 connector) (CAB-12970)
- 2 x Disposable Surface EMG/ECG/EKG Electrode – 35 mm (SEN-12969)
- SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232 (SEN-12650)
- Bracelets antistatiques
- Pinces
- Fer à souder
- Fil à souder d'étain
- Pompe à dessouder
- Rasoir
- Ordinateur portable



Figure 6. Matériel utilisé lors du montage.

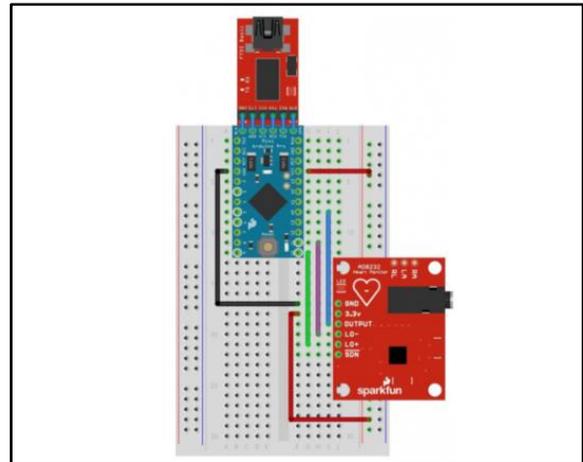


Figure 7. Schéma du manufacturier. (Internet 9)

Remarques

Il est fortement recommandé de s'exercer à la soudure avant d'essayer d'assembler le système pour éviter tout accident. Au niveau de la soudure, il est important d'être dans un environnement bien aéré, confortable et de faire très attention aux brûlures, car le fer utilisé peut atteindre jusqu'à 350 °C. Il faut également faire attention de souder les connecteurs aux bons endroits des différentes cartes électroniques. L'utilisation d'un bracelet antistatique est recommandée. Il a été décidé de souder tous les connecteurs pour éviter toutes futures limitations lors de l'expérimentation.

ANNEXE 2



Figure 8. Placement de deux des trois électrodes pour le muscle court abducteur du pouce.

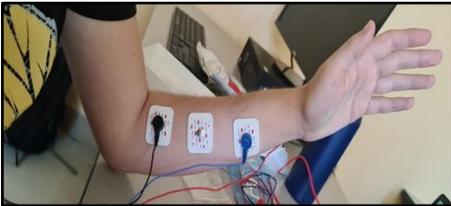


Figure 9. Placement de deux des trois électrodes pour les fléchisseurs de l'avant-bras contrôlant les doigts.



Figure 10. Placement de deux des trois électrodes pour le biceps.

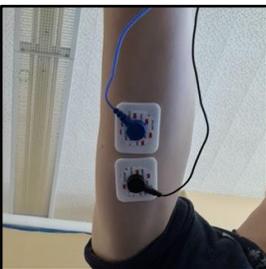


Figure 11. Placement de deux des trois électrodes pour le triceps.



Figure 12. Placement de deux des trois électrodes pour le muscle jambier antérieur.



Figure 13. Placement de deux des trois électrodes pour le muscle occipito-frontal gauche.

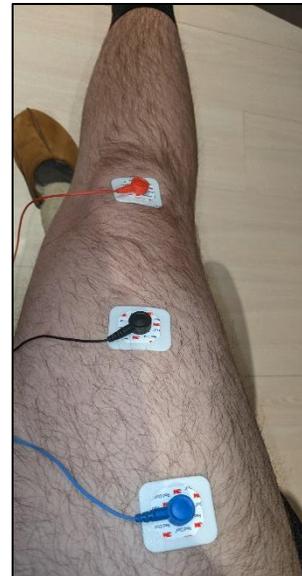


Figure 14. Placement des trois électrodes pour le quadriceps.

ANNEXE 3

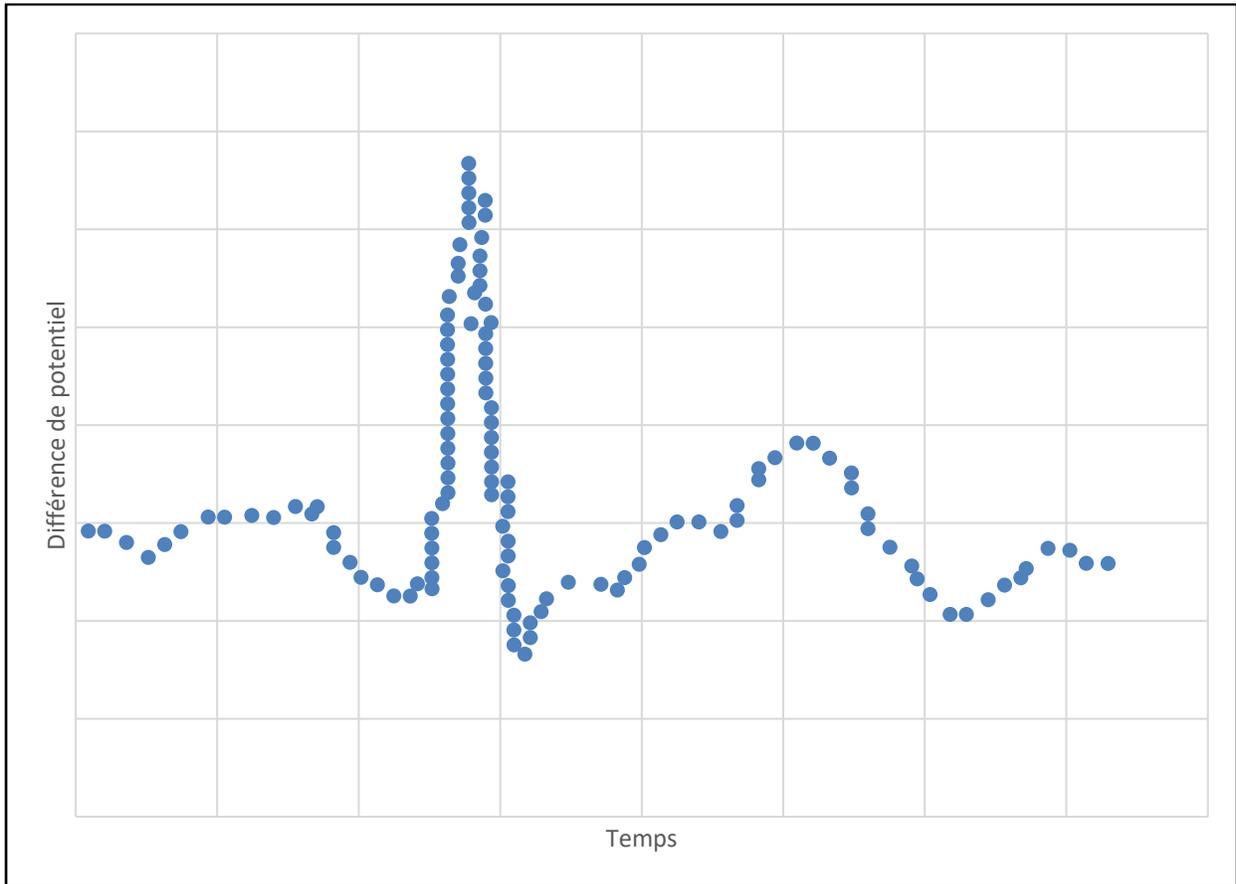


Figure 15. Représentation graphique de la forme de la courbe d'un ECG enregistré avec une machine commerciale et d'un logiciel de conversion d'images en graphique.



Figure 16. Représentation graphique du fichier extrait de l'ECG commercial.

ANNEXE 4

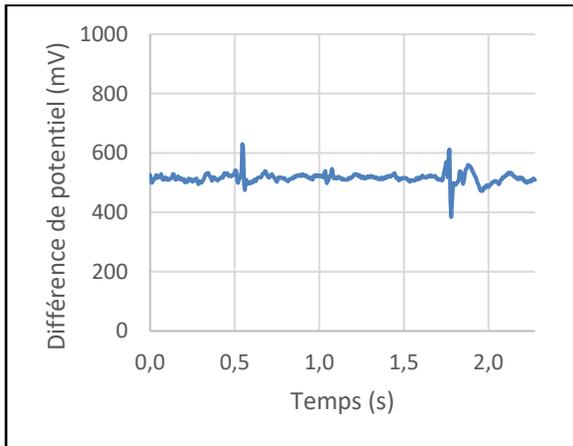


Figure 17. Graphique de l'activité électrique des fléchisseurs de l'avant-bras contrôlant les doigts, mais avec contraction uniquement du majeur.

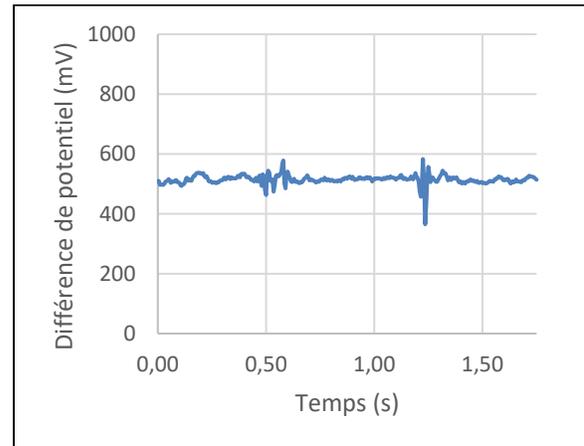


Figure 19. Graphique de l'activité électrique des fléchisseurs de l'avant-bras contrôlant les doigts, mais avec contraction uniquement de l'annulaire.

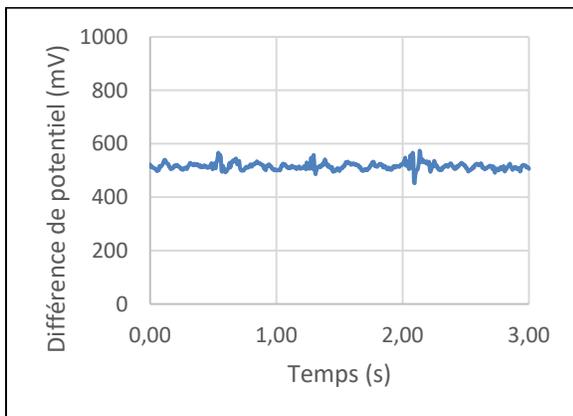


Figure 18. Graphique de l'activité électrique des fléchisseurs de l'avant-bras contrôlant les doigts, mais avec contraction uniquement de l'auriculaire.

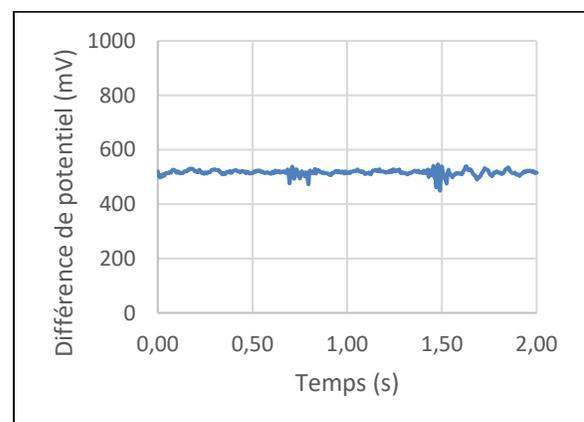


Figure 20. Graphique de l'activité électrique des fléchisseurs de l'avant-bras contrôlant les doigts, mais avec contraction uniquement de l'index.

ANNEXE 5

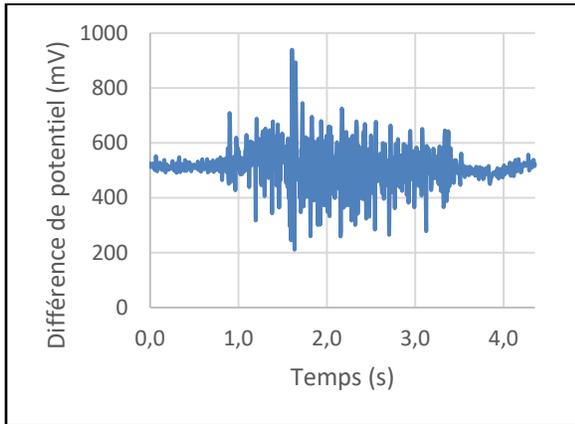


Figure 21. Graphique de l'activité électrique du biceps.

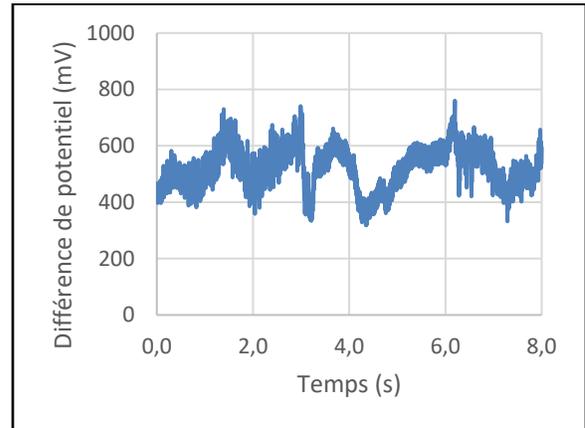


Figure 24. Graphique de l'activité électrique du quadriceps.

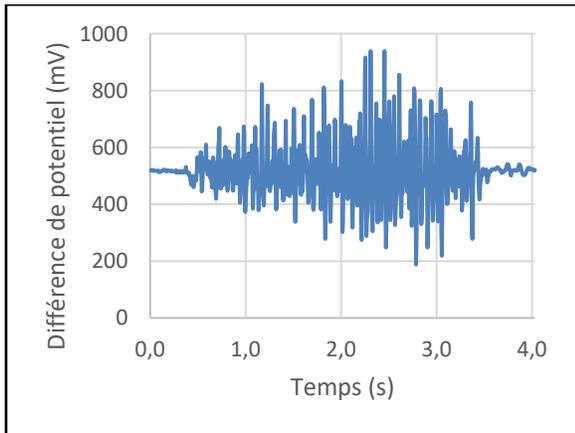


Figure 22. Graphique de l'activité électrique du triceps.

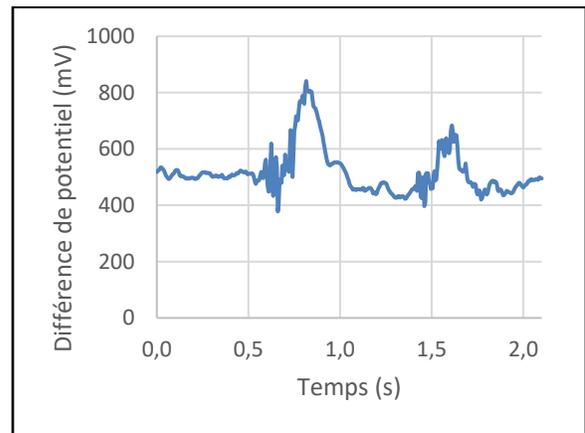


Figure 25. Graphique de l'activité électrique du muscle occipito-frontal gauche.

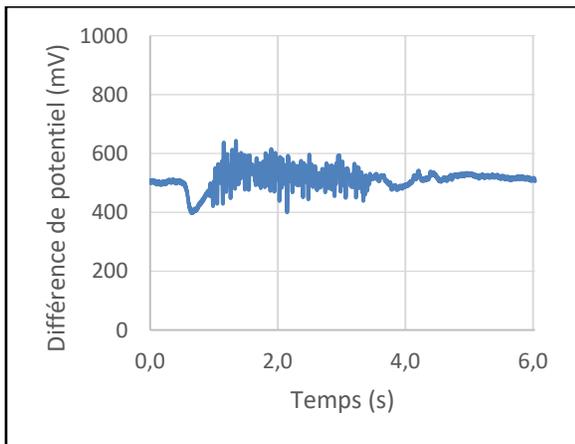


Figure 23. Graphique de l'activité électrique du muscle jambier antérieur.

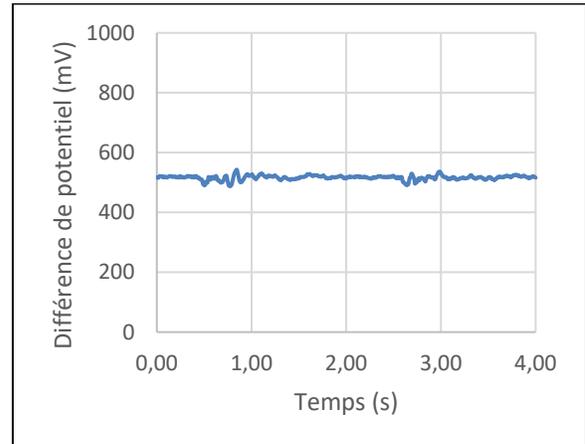


Figure 26. Graphique de l'activité électrique du muscle de l'oreille.