

Paper electromiografo

Nicolás Ospina Mendivelso

23 de julio de 2017

Índice general

Motivación	IV
1 Programa de microswitches	IV
Descripción de los biopotenciales	VII
1 Características de la señal	VII
2 Medición de la impedancia	VIII
3 Magnitud de la señal de salida y factor de amplificación requerido	X
3.1 Algunas Observaciones al Respecto	XI

Índice de figuras

1.	Programa de microwitches [3]	IV
2.	Usuarios de microswitches [3].	VI
1.	Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales de biopotencial, EOC (Electrooculograma), EEG (Electroenfalograma), ECG (Electrocardiograma), EMG (Electromiograma), AAP (Potencial de acción de los axones) [4].	VII
2.	Sección amplificada de un bloque de piel onde se puede apreciar las multiples capas que presenta la misma [1].	VIII
3.	Circuito electrico equivalente de un electrodo sobre la piel [4].	VIII
4.	Esquema del circuito empleado.	X
5.	Repuesta obtenida con el amplificador de instrumentación.	XI

Índice de cuadros

1.	Recomendaciones para los rangos de impedancia electrodo/piel [2]	IX
2.	My caption	X
Hola [4]		

Motivación

A continuación se dan a conocer algunas de las posibles aplicaciones de un electro-miógrafo.

1. Programa de microswitches

Personas con severas y múltiples discapacidades usualmente son incapaces de interactuar con el entorno que los rodea o reaccionar ante estímulos relevantes debido a su limitado repertorio motor, una posible manera de ayudarlos a superar este tipo de problemas es por medio de la implementación de programas basados en microswitches [3].

Para incluir a una persona en este programa se deben satisfacer los siguientes parámetros:

1. Identificar una respuesta confiable que pueda ser realizada por la persona y que no implique mucho esfuerzo [3].
2. Un microswitch que monitorice la respuesta y que permita la ocurrencia de la misma al estimular algún objetivo [3].
3. Un objetivo de estimulación que la persona encuentre relevante para activar [3].

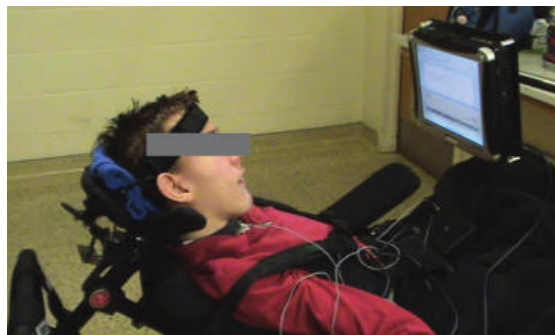


Figura 1: Programa de microwitches [3]

John sufre parálisis cerebral cuadripléjica distónica, sus métodos de comunicación consisten e sistemas de comunicacion y exploracion asistida, o instrumentos de habla

limitada [3].

La única frase que puede articular es zaz debido a la lejanía del micrófono y a los movimientos bruscos e involuntarios de brazos y cabeza, el instrumento de habla limitada era susceptible a percibir ruidos, de igual modo el uso de switches infrarrojos en sus manos presentaba un problemas por los movimientos continuos [3].

El único movimiento que podía ejecutar repetidamente y sin mucho esfuerzo consistía en levantar las cejas por ende se opto por un sensor MMG (Mecanomiógrafo) para monitorizar esta señal de control [3], Figura 2a.

Jane sufre parálisis cerebral cuadriplejica distópica, hace uso de un interruptor en su cabeza y una interfaz dynavox para comunicarse, el switch en su cabeza debía ser reposicionado continuamente debido a los espasmos que sufría, no obstante podía llevar a cabo movimientos voluntarios del pulgar, en un inicio se planeo usar un sensor infrarrojo o de flexión pero debido a la magnitud de los movimientos se opto por MMG [3], Figura 2b.

Ahora bien es conveniente hacer una serie de aclaraciones con respecto a los mecanomiógrafos:

1. Un MMG se enfoca en las vibraciones de los músculos en vez de su actividad eléctrica.
2. Es empleado para movimientos musculares de baja intensidad y que a su vez se pueden ver inmersos dentro de un conjunto de movimientos involuntarios.
3. Las señales tomadas por el sensor fueron limitadas a un rango de frecuencias entre los 5 y los 50 *hz*.

Como se puede entender los principios de operación de un MMG y EMG son algo diferentes, sin embargo la aplicación puede ser la misma en el sentido de que se enfocan en la monitorizacion de la actividad muscular, la idea del proyecto consiste en el desarrollo de un programa de microswitches basado en MMG.

Motivación



(a) John



(b) Jane

Figura 2: Usuarios de microswitches [3].

Descripción de los biopotenciales

1. Características de la señal

Las señales de electromografía se encuentran en un rango de frecuencias que varia desde los 25 Hz hasta varios kHz , con amplitudes que varia entre los $100\text{ }\mu\text{V}$ y los 90 mV dependiendo del tipo de señal y los electrodos utilizados [4], figura 1.

Al emplear electrodos de montaje superficial el nivel de las señales es generalmente bajo con amplitudes pico que van desde los 0.1 a 1 mV , la impedancia es usualmente baja variando entre 200 a $5000\text{ }\Omega$ lo cual a su vez depende del tipo de electrodo, la interfaz electrodo electrolito y la frecuencia a la que se determino la impedancia [4].

Una ventaja de que solo se presentan bajas frecuencias en la señal es que pueden ser filtradas mas fácilmente [4].

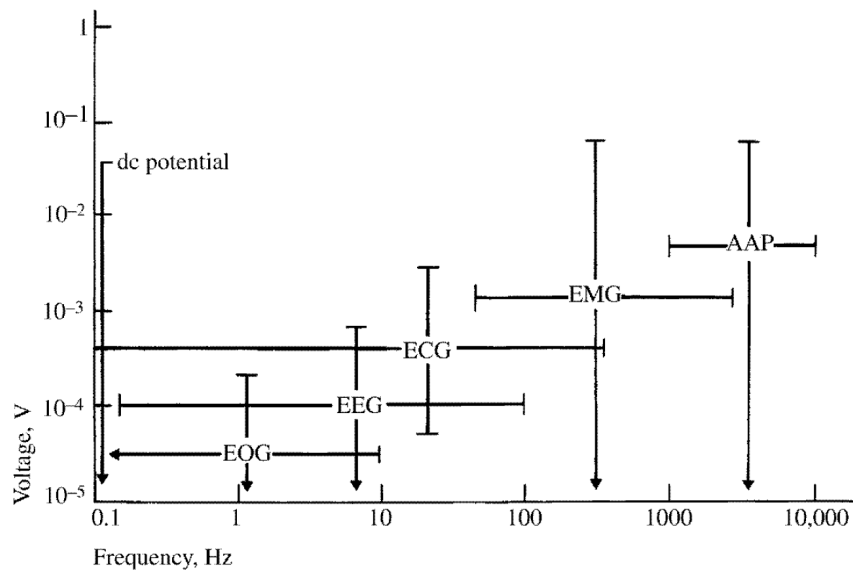


Figura 1: Rangos de frecuencia y voltaje de algunas señales de biopotencial, EOC (Electrooculograma), EEG (Electroencefalograma), ECG (Electrocardiograma), EMG (Electromiograma), AAP (Potencial de acción de los axones) [4].

2. Medición de la impedancia

Al emplear electrodos superficiales en la piel, al momento de realizar las mediciones de los biopotenciales debe considerarse dos interfaces, la presente entre el electrodo y el electrolito y la que representa la piel, para mostrar el nivel de complejidad que trae incluir el efecto de la piel en el modelo en la figura 2 se puede ver un diagrama seccional de un bloque magnificado de piel.

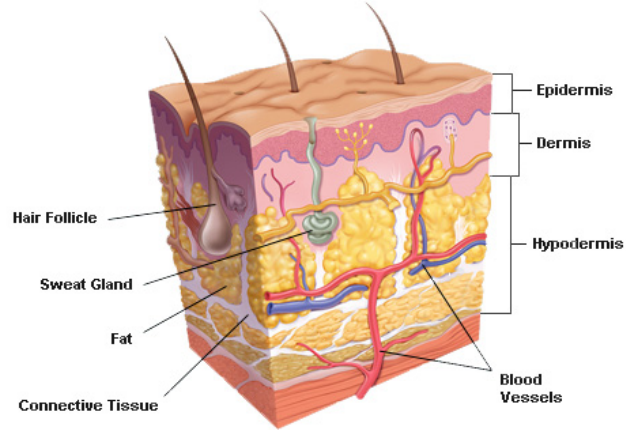


Figura 2: Sección amplificada de un bloque de piel onde se puede apreciar las multiples capas que presenta la misma [1].

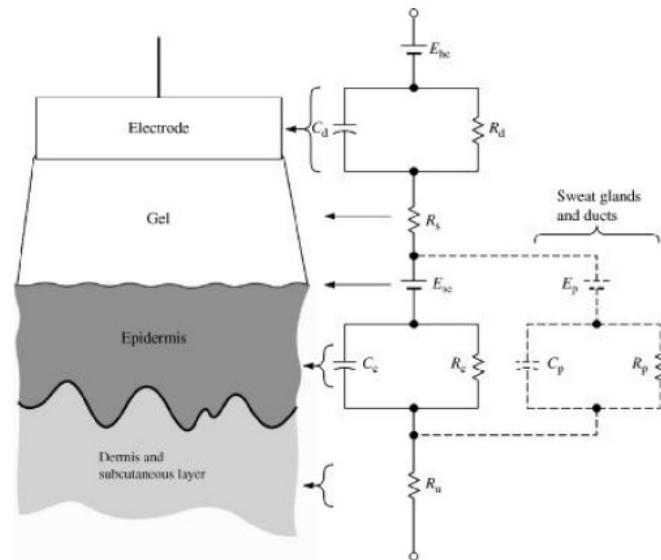


Figura 3: Circuito electrico equivalente de un electrodo sobre la piel [4].

Los resultados obtenidos por medio de las pruebas deben encontrarse dentro de los

siguientes rangos para asegurar el apropiado funcionamiento del electromiógrafo [2].

Cuadro 1: Recomendaciones para los rangos de impedancia electrodo/piel [2]

Rango de impedancias $k\Omega$	Recomendaciones
1-5	Muy buena condición
5-10	Bueno y recomendado si es factible
10-30	Aceptable para condiciones fáciles
30-50	Menos bueno, se necesita atención
> 50	Debe evitarse o requiere un segundo ciclo de limpieza

En el laboratorio se encuentra disponible un generador de funciones Tektronix CFG253 el cual posee una impedancia interna (R_{fg}) de $50\ \Omega$ donde de acuerdo al principio de máxima potencia se llegó a la conclusión que la máxima corriente que puede generar es de $400\ mA$.

$$i_o = \frac{V_{max}}{R_{fg}} = \frac{10V_{pp}}{50\Omega} = 400mA \quad (1)$$

Su frecuencia de trabajo varia desde los $0.2\ Hz$ a los $2\ MHz$; con respecto a la amplitud y acorde con el manual de usuario, el osciloscopio empleado en las prácticas de laboratorio tiene dos rangos de trabajo:

- 0-20 Vpp (Voltios pico a pico).
 - 100 mv a 20 Vpp (circuito abierto)
 - 50 mv a 10 Vpp (Carga de $50\ \Omega$)
- 0-2 Vpp
 - 10 mv a 2 Vpp (circuito abierto)
 - 5 mv a 1 Vpp (Carga de $50\ \Omega$)

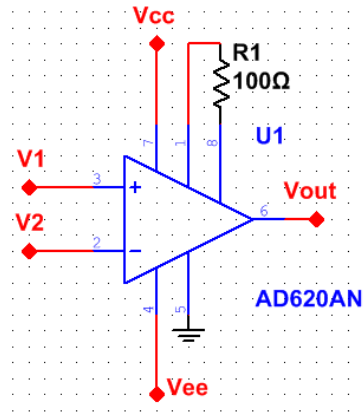
La interface presente entre las señales producidas por los músculos presenta una porción resistiva y una porción reactiva capacitiva tal y como se mencionó antes, sin embargo se verifica al observar la reducción de la corriente al ser aplicada una fem alterna y su incremento a medida que la frecuencia va aumentando comportamiento característico de un condensador, además de que en las gráficas obtenidas en el osciloscopio la corriente se encuentra adelantada con respecto al voltaje.

Cuadro 2: My caption

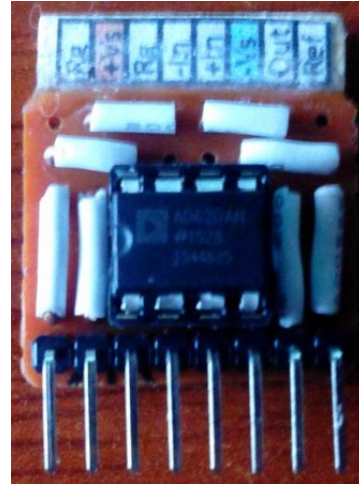
Sujeto 1					Sujeto 2			
f Hz	v V	i mA	pha °	r kΩ	v V	i mA	pha °	r kΩ
10	16.80	0.40	-71.96	13.01	16.80	0.64	-65.01	11.09
100	20.40	1.88	-68.80	3.92	20.20	2.92	-61.50	3.30
500	20.40	6.80	-60.10	1.50	20.00	10.00	-51.00	1.26
600	20.20	7.68	-58.30	1.38	20.20	11.20	-45.70	1.26
800	20.00	9.80	-51.70	1.26	19.80	13.00	-40.90	1.15
900	20.00	10.60	-51.56	1.17	19.60	13.80	-39.50	1.10
1000	20.00	11.20	-50.70	1.13	19.60	14.20	-37.50	1.10
1500	19.60	13.60	-41.00	1.09	19.60	16.00	-28.50	1.08
2000	19.80	15.40	-36.70	1.03	19.60	17.20	-25.10	1.03
3000	20.00	17.40	-30.60	0.99	19.60	18.40	-19.40	1.00
5000	19.60	19.60	-23.70	0.92	19.40	20.20	-17.20	0.92

3. Magnitud de la señal de salida y factor de amplificación requerido

Para caracterizar la señal de entrada se propuso el montaje que se muestra en la figura 4a. El circuito mostrado presenta una ganancia de tensión $A_v = 500$; las entradas V_1 y V_2 corresponden a la entrada diferencial provenientes de los electrodos, junto con el de referencia que viene dad por la conexión a tierra del circuito .



(a) Esquemático



(b) Placa de pruebas

Figura 4: Esquema del circuito empleado.

Para realizar la caracterización de la señal de entrada de los músculos, se realizó mediante un amplificador de instrumentación (AD620), en el cual se diseñó el diseño para obtener una ganancia de 500, con el fin de lograr observar las señales producidas por los músculos que se estaban obteniendo por los electrodos. Primero mediante el generador de señales se logró corroborar el funcionamiento y la ganancia esperada. Posteriormente se realizaron pruebas con la señal de los músculos y se obtuvo la siguiente respuesta dada en la figura 5.

cabe recalcar que si el máximo pico fue obtenido a 7.4 V entonces la señal que lo produjo tuvo una magnitud de 14.8 mV.

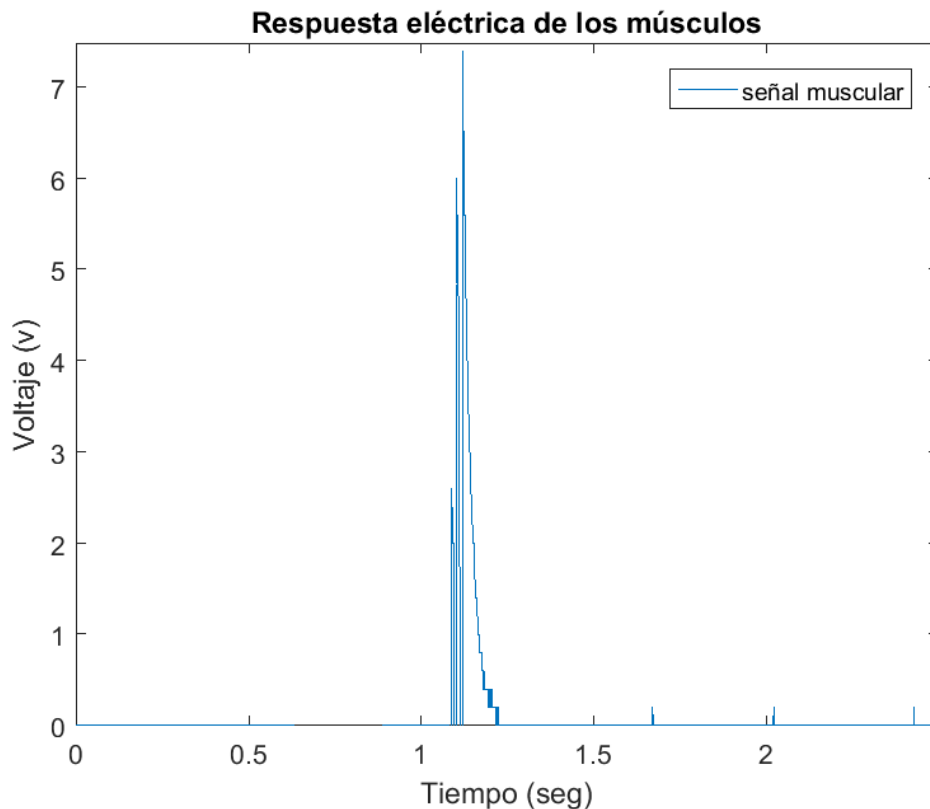


Figura 5: Respuesta obtenida con el amplificador de instrumentación.

3.1. Algunas Observaciones al Respecto

Durante el desarrollo de la práctica se evidenciaron algunos aspectos que son necesarios tener en cuenta.

1. Se utilizó un circuito integrado para caracterizar la señal de entrada del brazo con el objetivo de tener una referencia en términos de desempeño para el montaje discreto que se debe emplear en el montaje final.

Descripción de los biopotenciales

2. Para obtener la señal mostrada en la figura 5 fue necesario utilizar además de los electrodos mismos, unas correas que garantizaran que hubiese contacto entre el electrodo y el cable que va hacia las entradas del amplificador.

Bibliografía

- [1] iskin. *skindiagram1*. [Online; recuperado Marzo 5, 2007]. 2015. URL: <http://www.iskinnewyork.com/wp-content/uploads/2015/07/skindiagram1.jpg>.
- [2] Peter Konrad. “The abc of emg”. En: *A practical introduction to kinesiological electromyography* 1 (2005).
- [3] Jillian Fairley Tom Chau. *Paediatric Rehabilitation Engineering: From Disability to Possibility*. 1.^a ed. Rehabilitation Science in Practice Series. CRC Press, 2010. ISBN: 978-1-4398-0842-9, 978-1-4398-0851-1, 1439808422.
- [4] John G. Webster. *Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition*. 4.^a ed. 2009. ISBN: 9780471676003, 0471676004.