

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA**

**Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de
adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEMG).**

TESIS

Que presenta

José Antonio Ruvalcaba Granados

Para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

En la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Directores de Tesis: Dr. Lorenzo Leija Salas
Dr. Roberto Muñoz Guerrero

México, D.F.

Febrero 2015

DEDICATORIA

A mis padres Francisco y Martha.

A mis hermanos Francisco y Martha.

A Dios.

Agradecimientos

Expreso mi agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (**CONACYT**) por el apoyo económico brindado estos dos últimos años.

Agradezco al Centro de Investigación y Estudios Avanzados CINVESTAV del IPN, por permitirme ser parte de su comunidad de estudiantes.

Agradezco a los doctores Lorenzo Leija Salas y Arturo Vera Hernández por darme la oportunidad de formar parte de su equipo de trabajo en el laboratorio, sus consejos y comprensión.

Agradezco a los doctores Roberto Muñoz Guerrero y Juan Manuel Gutiérrez Salgado por el apoyo y sus consejos para desarrollarme profesionalmente.

Agradezco al M. en C. José Hugo Zepeda y al M. en C. Rubén Pérez Valladares por sus consejos y asesorías durante todo el desarrollo de la tesis.

Agradezco a todos mis compañeros de laboratorio y de la sección de bioelectrónica que fueron un gran apoyo durante el proceso de esta nueva etapa profesional de mi vida.

Agradezco el apoyo incondicional de mis padres y mis hermanos para cumplir mis sueños.

Y finalmente agradezco a Dios por darme la oportunidad de vivir y lograr esta nueva experiencia como parte de mi aventura temporal por este mundo mortal.

Resumen

En este trabajo se presenta el desarrollo de un electrodo que adquiere las señales EMGs de manera diferencial, para así restar el ruido detectado por los electrodos. Se utiliza una doble referencia a la misma distancia de separación que los electrodos, para reducir el área de adquisición de señal. Se reduce el circuito del sistema de adquisición empleando componentes electrónicos superficiales. También se emplean estos componentes para lograr reducir el ruido electrónico producido por los amplificadores operacionales, amplificadores de instrumentación y terminales de los componentes. Se diseñaron electrodos de latón debido a sus propiedades conductoras, su bajo nivel de oxidación, fácil maquinado y la propiedad de aceptación a ser chapado en oro.

Tanto los electrodos como el sistema de adquisición son sometidos a un protocolo de pruebas para obtener los estándares establecidos internacionalmente. Este protocolo prevé asegurar un correcto funcionamiento de las etapas de filtrado, así como la correcta amplificación del sistema, antes de comenzar a utilizar el electrodo en algún usuario. Se realizaron varias pruebas tanto en la geometría de los electrodos como en el diseño de una carcasa para portar y proteger el circuito y los electrodos de la humedad y el polvo. También se realizaron diversas pruebas y prototipos del brazalete que sujeta el bioelectrodo al brazo o antebrazo, el cual se diseñó con la característica de ser lavable, reutilizable y duradero. El bioelectrodo a la vez es lavable para retirar el sudor y polvo que pueda haber después de ser utilizado en algún usuario, misma razón para que el electrodo sea sellado contra la humedad.

Las señales obtenidas con los electrodos de latón son comparadas con las señales obtenidas de electrodos desechables húmedos de Ag/AgCl como referencia. Estas pruebas muestran un comportamiento en impedancia relativamente similar entre los electrodos secos diseñados y los electrodos húmedos de Ag/AgCl utilizados como referencia. Este bioelectrodo se reúne en grupos de 4 y son alojados en un soporte sobre un brazalete. Su disposición está preparada para evitar el movimiento de los electrodos sobre la piel. La disposición de los electrodos está preparada para que al momento de realizar algún movimiento, se reduzcan las señales de ruido por artefactos, entre otras señales de ruido, para obtener una señal más clara y limpia de señales no deseadas y poder trabajar posteriormente en su procesamiento.

Abstract

In this thesis it is presented the development of an electrode that acquires differentially EMG's signals, thus subtracting the noise detected by the electrodes. A double reference is use with the same separation distance as the acquisition electrodes, in order to reduce the signal acquisition area. The circuit is reduce using surface mounted devices. These components are also use to reduce the electronic noise of the operational amplifiers, instrumentation amplifiers and component terminals. Brass electrodes were designed due to its conductive properties, low oxidation level, easy machining and due to the property of acceptance to be plated in gold.

Both, electrodes and the acquisition system are subjected to a testing protocol for internationally established standards. This protocol provides ensure proper operation of the filter stages and the correct amplification system before it is used on a user. Several tests were carried out in the geometry of the electrodes and the design of a housing to carry and protect the circuit and the electrodes from moisture and dust. Various test and prototypes of the bracelet that holds the bioelectrodo to the arm and forearm were performed with the characteristics of being washable, reusable and durable. The electrode is washable in order to remove sweat and dust that may have been used a user, main reason for the electrode to be sealed against moisture.

The signals obtained with the brass electrodes are compared with the signals obtained from wet disposable Ag/AgCl reference. These tests show relatively similar behavior in impedance between the dry electrode designed and the wet Ag/AgCl reference used. The bioelectrodo is grouped in 4 electrodes and are housed over a bracelet. Their arrangement is prepared to prevent movement of the electrodes on the skin. The arrangement of the electrodes is prepared so that at the moment of making a movement, the noise signals due to artifacts are reduce among other noise signals, in order to obtain a more clearer, clean from unwanted signals and can later work processing them.

Índice

1.	Introducción.....	1
2.	Antecedentes.....	3
2.1.	Cambios en la permeabilidad de la membrana durante el potencial de acción	3
2.2.	Comportamiento eléctrico de la membrana	4
2.3.	Potenciales de acción en células nerviosas y musculares	5
2.4.	Propiedades eléctricas de la interface electrodo/piel	7
2.5.	Potencial media celda	8
2.6.	Electromiografía (EMG).....	9
2.7.	El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de señales.....	10
2.8.	Configuraciones utilizadas para el registro de EMG	13
2.9.	Colocación de los electrodos de registro	15
2.10.	La piel.....	15
2.11.	Gel para electrodos y sus efectos	17
2.12.	Características principales de un electrodo	21
2.13.	Impedancia (z) del electrodo	22
2.14.	Bioelectrodos.....	25
2.15.	Electrodos polarizables y no-polarizables.....	27
2.16.	Electrodo plata/cloruro de plata	27
2.17.	Artefactos motores	28
2.18.	Diseño de electrodos (estándares para electrodos).....	29
3.	Estado del Arte	31
4.	Justificación	34
5.	Objetivos.....	36
5.1.	Desarrollo del proyecto	37
5.2.	Introducción	37
5.3.	Descripción de las etapas del proyecto	37
5.4.	Diseño y construcción del prototipo BISASSEMG.....	38
6.	Validación, resultados obtenidos.....	54
6.1.	Etapa I: Diseño del bioelectrodo:.....	54
6.2.	Etapa II: construcción del BISASSEMG en protoboard	56

6.3.	Etapa III: BISASSEMG en circuito impreso y miniaturizado.....	63
6.4.	Etapa IV: medición de estándares.....	68
6.5.	Etapa V: diseño de la carcasa.....	69
6.6.	Diseño del brazalete.....	72
6.7.	Resultado final	74
7.	Conclusiones.....	75
8.	Trabajo a futuro	79
9.	Productos obtenidos de la tesis:.....	80
10.	Referencias	81
	Anexo A. Publicaciones obtenidas	84

1. Introducción

En México D.F. en el 2013, 1.84 de cada 100 personas sufren de algún accidente laboral. En el mismo año 7,217 hombres y 3,653 mujeres sufren algún accidente en la muñeca o mano; 2,339 hombres y 1,339 mujeres sufren algún accidente laboral en los miembros superiores (excluyendo muñeca o mano) [1].

En los Estados Unidos hay aproximadamente 2 millones de personas viviendo con alguna amputación [2]. Se estima que una de cada 2000 personas en Estados Unidos ha sufrido una amputación [3]. Entre 1988 y 1996 había un promedio de 185,000 de altas hospitalarias por amputaciones por año [4]. En estados unidos se registra que 41,000 personas han recibido una amputación de mano o brazo completo [5]. De estas amputaciones de brazo 60 % son entre 21 y 64 años y 10% son menores de edad [6].

Una persona amputada cuenta con diversas opciones tecnológicas modernas para lograr restablecer sus funciones motoras como las prótesis mioeléctricas, estas tratan de devolver la mayor cantidad de movimientos perdidos, tratando de que estos aparatos actúen en tiempo real, lo que significa que el usuario al momento de pensar y desear en realizar algún movimiento éste sea ejecutado por la prótesis inmediatamente. Mas sin embargo, esto no sucede así. En la práctica, primero se adquiere la señal miográfica producto de una contracción muscular a través de electrodos superficiales y un sistema de adquisición de señales EMG; si la señal sale sucia (con ruido e interferencias) ésta afectará el procesamiento de la señal, al cual le costará más tiempo limpiarla, lo que provoca que la respuesta no logre en tiempo real, más bien, se considera un retraso significativo de tiempo entre la solicitud de acción y la ejecución.

Los sistemas de adquisición de señales EMG son utilizados en la medicina del deporte para medir el rendimiento de los atletas y con esta referencia lograr mejorar su rendimiento físico. También es utilizada para medir la evolución en el entrenamiento orientado al aumento de la fuerza de contracción y resistencia a la fatiga muscular y de esta manera se valida el progreso, éxito o fracaso del plan de entrenamiento deportivo en específico o en el caso de una lesión, el avance del plan de rehabilitación posterior a una lesión.

En las prótesis mioeléctricas, es vital para su operación correcta que el electrodo empleado entregue señales EMG limpias y con amplitud suficiente para su posterior procesamiento dentro de la cadena de medición y uso de la señal EMG.

2. Antecedentes

Los fenómenos eléctricos y magnéticos han sido observados desde la antigüedad, pero fue hasta el 1800 cuando los científicos descubrieron que la electricidad y el magnetismo son dos aspectos fundamentales de la misma interacción.

Adentrándonos en la electricidad, muchos científicos siguieron observándola y estudiándola. En 1752, Benjamin Franklin realizó su experimento de la cometa demostrando que las nubes están cargadas de electricidad y que los rayos son descargas eléctricas. Luego vino Luigi Galvani, quien en 1786 descubrió al aplicar una pequeña corriente eléctrica a la médula espinal de una rana muerta, se producían grandes contracciones musculares en los miembros de la misma, pero no fue sino hasta 1903 que el alemán William Einthoven introdujo el galvanómetro para poder registrar y observar estos biopotenciales.

Los potenciales bioeléctricos o biopotenciales son voltajes iónicos producidos de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células. Para registrar estos biopotenciales se requiere utilizar transductores que conviertan la corriente iónica en corriente eléctrica.

2.1. Cambios en la permeabilidad de la membrana durante el potencial de acción

1. El primer paso en el potencial de acción es un brusco aumento en la permeabilidad de la membrana del Na^+ .
2. Al volverse positivo el interior de la membrana, disminuye la permeabilidad al Na^+ (interrumpiéndose su paso) y aumenta la permeabilidad al K^+ de 30 a 40 veces.
3. La permeabilidad al K^+ regresa a su estado normal.
4. La bomba de $Na^+ - K^+$ junto con la difusión del K^+ permite que la membrana vuelva a su estado de reposo (figura 1). [7]

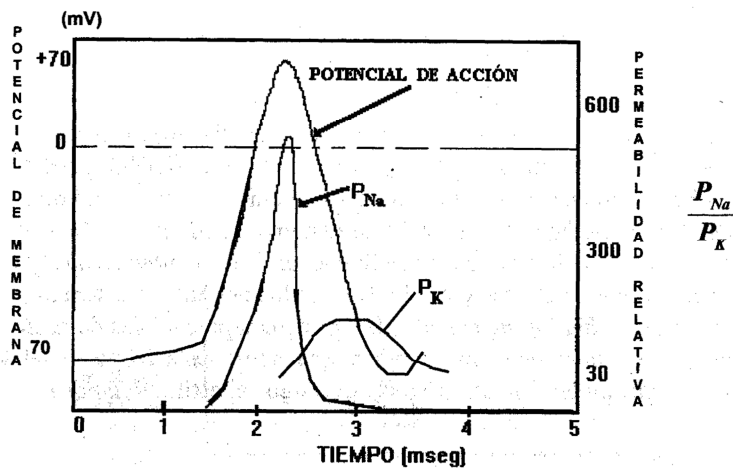


Fig. 1. Gráfica representativa de los cambios de permeabilidad de la membrana, al sodio y potasio, durante la generación del potencial de acción.

2.2. Comportamiento eléctrico de la membrana

El comportamiento de la impedancia a través de la membrana es el siguiente:

1. Alta impedancia: Cuando pasamos CD (corriente directa) o alterna de baja frecuencia.
2. Baja impedancia: Cuando pasamos CA (corriente alterna) de alta frecuencia.

Por lo tanto, la membrana desde el punto de vista eléctrico se comporta como un capacitor en combinación con una resistencia, como se observa en la figura 2 [7].

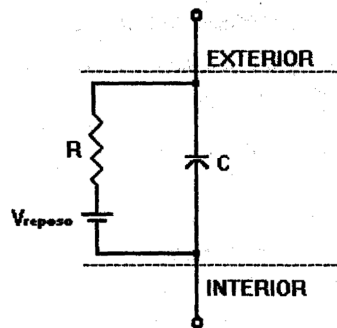


Fig. 2. Modelo eléctrico de la membrana celular

2.2.1. Modelo electrico de la célula

La rapidez con la que se llevara a cabo el potencial de acción depende del valor de la resistencia en el modelo, ya que el capacitor puede tardar en cargarse. La resistencia interna disminuye al aumentar el diámetro de la fibra [7].

2.3. Potenciales de acción en células nerviosas y musculares

Las células vivas se caracterizan por responder a los cambios en el medio ambiente o a estímulos. Esta capacidad de las células se llama excitabilidad y se encuentra especialmente desarrollada en las células nerviosas o neuronas y en las células musculares.

La respuesta de las células excitables se produce en la membrana celular y consiste en una serie de cambios térmicos, iónicos, metabólicos y eléctricos, que se propagan a lo largo de toda ella.

El potencial de acción (PA) proviene de esta serie de cambios rápidos que se producen en el potencial de membrana de las células excitables, y tiene la propiedad de extenderse por toda la superficie celular.

Cuando las células nerviosas o musculares son excitadas, el potencial de membrana o reposo sufre una alteración rápida, la cual dura una pequeña fracción de segundo (aproximadamente 1/1000 seg), para regresar de inmediato a su valor de reposo (figura 3) [7].

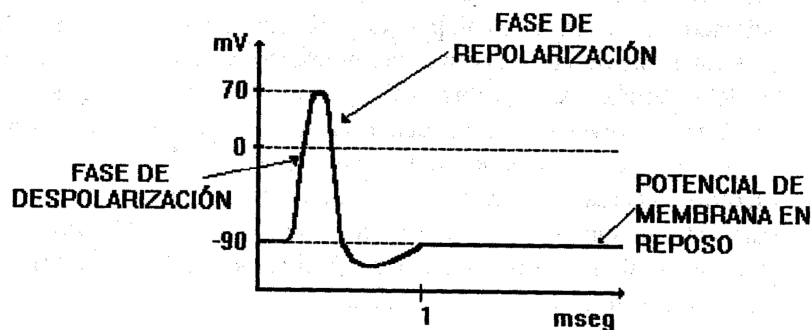


Fig. 3. Potencial de acción nervioso.

2.3.1. Los potenciales bioeléctricos

Aunque las mediciones de los potenciales de acción individuales pueden llevarse a cabo en cierto tipo de células, muchas mediciones son difíciles de realizar porque requieren de la colocación precisa de un electrodo dentro de la misma. Por este motivo, la forma más común de medir biopotenciales es mediante la colocación de electrodos (un electrodo es un dispositivo que convierte los cambios iónicos en señales eléctricas) de superficie (sobre la piel), de manera que se registre el efecto combinado de un gran número de potenciales de acción, o insertar uno o más electrodos en un músculo, nervio o en ciertas partes del cerebro.

Evidentemente, el registro obtenido es el resultado de la suma de los potenciales desarrollados por los campos eléctricos en la superficie del electrodo. En la tabla 1 se presentan las señales bioeléctricas registradas con mayor frecuencia [7].

Tabla 1. Ejemplos de señales bioeléctricas

Nombre	Símbolo	Amplitud	Rango de Frecuencia
Electrocardiografía	ECG	0.5 – 4 mV	0.01 – 250 Hz
Electroencefalografía	EEG	5 – 300 μ V	CD – 150 Hz
Electrogastrografía	EKG	10 μ V – 80 mV	CD – 1 Hz
Electromiografía	EMG	0.1 – 5 mV	CD – 10,000 Hz
Electro-oculografía	EOG	50 – 3500 μ V	CD – 50 Hz
Electrorretinografía	ERG	0 – 900 μ V	CD – 50 Hz
Potenciales nerviosos		0.01 – 3 mV	CD – 10,000 Hz

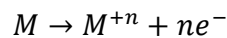
Como se aprecia en la tabla, los parámetros de magnitud y frecuencia de cada señal bioeléctrica difieren de las demás, esto hace necesario que el sistema de registro difiera en cada una de ellas para garantizar la obtención de una señal óptima y confiable [7].

2.4. Propiedades eléctricas de la interface electrodo/piel

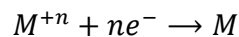
La interface electrodo-electrolito da lugar a potenciales e impedancias que pueden distorsionar cualquier bioseñal medida o dar lugar a problemas durante la electroestimulación.

2.4.1. Potencial electrodo /electrolito

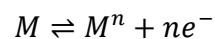
Cuando un electrodo metálico entra en contacto con un electrolito (en el tejido del cuerpo o en gel para electrodos), ocurre un intercambio ion-electrón como resultado de una reacción electroquímica. Existe una tendencia para átomos metálicos M perder n electrones y pasar hacia el electrolito como iones metálicos, M^{+n} , provocando que el electrodo se vuelva con carga negativa con respecto al electrolito, a esta reacción se le conoce como oxidación.



De manera similar, bajo condiciones de equilibrio, algunos iones en solución M^{+n} toma n electrones del metal y los deposita en el electrolito como átomos de metal M. El electrodo entonces se carga positivamente con respecto al electrolito. Esta reacción se le conoce como reducción. [8]



Por lo tanto, la reacción química global que tiene lugar en la interfaz es:



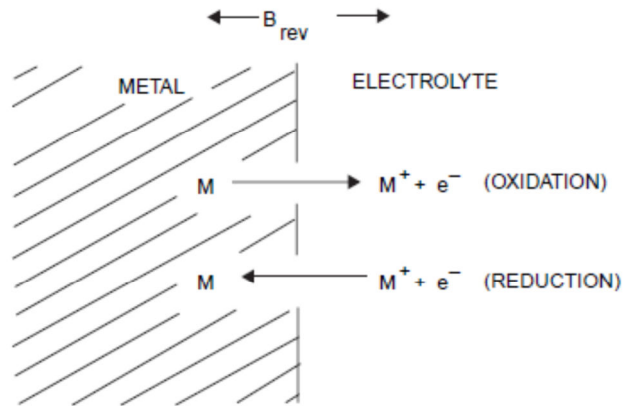


Fig. 4. La interface Electrodo/Electrolito y las reacciones involucradas en la generación del potencial.

2.5. Potencial media celda

Una diferencia de potencial conocida como potencial de media celda es determinada por el metal en cuestión, la concentración de sus iones en la solución y la temperatura. El conocer el potencial de media celda es importante para entender el comportamiento de los electrodos de biopotenciales. Alguna separación de cargas en la interfaz metal-electrolito resulta en una doble capa eléctrica, donde un tipo de carga es dominante en la superficie del metal, y la carga opuesta es distribuida en exceso en el electrolito inmediato adyacente. Esta distribución de cargas puede afectar el desempeño del electrodo.

Al momento de tratar de medir el potencial de media celda nos enfrentamos con un problema, pues se requiere de dos electrodos para realizar la medición del potencial, creando efectivamente una célula electroquímica con dos interfaces electrodo-electrolito. Por tanto, se mide no solo el potencial de la interfaz electrodo-electrolito que se desea, sino también el potencial del segundo electrodo utilizado para completar el circuito.

Si se utiliza el mismo metal para el segundo electrodo que para el primero, el potencial será idéntico (en teoría) y se cancelarían. Los potenciales medidos serían entonces (teóricamente) iguales a cero, sin embargo, prácticamente hay pequeñas diferencias en el metal del segundo electrodo. Si por otra parte, se utiliza un metal diferente para el segundo electrodo, el potencial de

celda medido será la combinación de potenciales de las dos medias celdas, y será imposible separar el potencial de media celda bajo investigación.

En orden de resolver este problema, los electroquímicos decidieron medir todos los potenciales de interfaz de electrodo con respecto a un electrodo estandarizado. El electrodo de hidrogeno estandarizado (SHE) fue escogido para ser el electrodo de referencia universal y su potencial de media celda fue especificado como cero [8].

2.6. Electromiografía (EMG)

La electromiografía tiene sus orígenes en Grecia, en donde se usaban las descargas producidas por las mantarrayas para “alejar las enfermedades del cuerpo”. Sin embargo, no fue sino hasta el año de 1666 cuando Francesco Redi asoció dicha actividad con el tejido muscular. En 1791 Luigi Galvani corroboró este hecho en sus experimentos con ranas. En la década de los setenta De Luca y Lindstrom introdujeron un modelo matemático que explicaba muchas propiedades de la señal electromiográfica, en el dominio del tiempo y la frecuencia respectivamente.

La electromiografía no es sólo el registro de los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad de los músculos, sino que también involucra la detección, análisis y uso de dicha señal eléctrica. Cuando se habla de electromiografía generalmente se hace referencia al músculo estriado, sin embargo también se pueden obtener potenciales eléctricos de la musculatura lisa. Esta señal representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, la cual se propaga a través de los tejidos hasta llegar al lugar donde se registrará.

2.6.1. Unidad funcional

Unidad funcional del músculo es llamada unidad motora, la cual consiste de una motoneurona alfa y todas las fibras musculares inervadas por sus ramificaciones. Cuando se activan las fibras musculares de una unidad motora, se genera una señal eléctrica que emana de éstas y que puede registrarse a través de un electrodo como un potencial de acción de esa unidad

motora; esto constituye la unidad fundamental de la señal electromiográfica. La manifestación eléctrica de un potencial de unidad motora se acompaña de un movimiento contráctil de las fibras musculares. Si se desea mantener dicha contracción, las unidades motoras deben activarse repetidamente, formando así lo que es conocido como “tren de potenciales de acción de la unidad motora” [7].

2.6.2. Características de EMG

Se conoce en la actualidad que la amplitud de la señal electromiográfica es de naturaleza aleatoria, y que puede ser representada de una manera bastante razonable a través de la función de distribución gaussiana. Sus valores generalmente se encuentran ubicados entre 0 y 6 mV pico a pico o de 0 a 1.5 mVrms.

La frecuencia de la señal electromiográfica se reporta limitada dentro del rango de 0 a 500 Hz, con energía dominante entre 50 y 150 Hz. Sin embargo, pueden encontrarse casos y músculos especiales, como los de esfínteres, donde se ha llegado a reportar un límite superior hasta de 2 kHz [7].

2.7. El amplificador de instrumentación en el acondicionamiento de señales

Todas las señales bioeléctricas son de amplitud muy pequeña (del orden de μV a mV) y requieren ser amplificadas para poder ser procesadas. Los amplificadores son los sistemas que realizan esta función y se acompañan de filtros que permiten realizar la “selección” adecuada del rango de frecuencia de la señal de interés. Tal combinación es muy útil para eliminar ruido mediante el empleo del Rechazo en Modo Común (RMC) [7].

2.7.1. Características ideales

Tabla 2. Características de un amplificador de instrumentación ideal.

Parámetro	Descripción
$A = \infty$	Ganancia infinita
$V_o = 0$ cuando $V_1 = V_2$	No existe voltaje de offset
$R_d = \infty$	Impedancia de entrada infinita
$R_d = 0$	Impedancia de salida cero
$AB = \infty$	Ancho de banda infinito, sin limitaciones en la respuesta de frecuencia y sin desfaseamiento

La figura 5 muestra el símbolo característico del op amp. La notación de entrada invertida sólo significa que el ángulo de fase en la salida será 180° diferente al de la señal aplicada a esta terminal. Como el comportamiento en circuito cerrado depende de la ganancia, las configuraciones de retroalimentación negativa mejoran la estabilidad de ganancia, reducen la impedancia de salida y mejoran la linealidad. Con una muy alta ganancia del op amp, el desempeño del circuito está determinado exclusivamente por los componentes de la retroalimentación y es independiente de las características internas del amplificador. Cuando se hace una conexión de retroalimentación entre la entrada invertida y la salida (con la entrada no invertida a tierra), la entrada se mantiene “virtualmente a tierra” y la salida es retroalimentada para mantener esta condición.

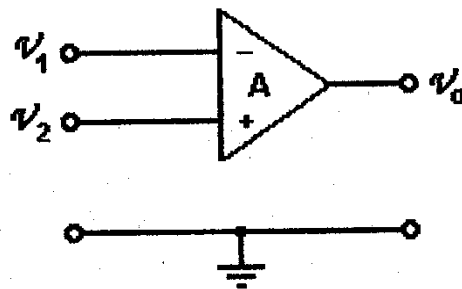


Fig. 5. Símbolo electrónico de un op amp.

En el diseño de circuitos con op amp existen dos reglas muy útiles:

- 1) Cuando la salida del amplificador operacional está en su rango lineal, las dos terminales de entrada están en un rango de voltajes adecuado. Cuando no, el voltaje de entrada diferencial será multiplicado por la ganancia infinita, que producirá una salida de voltaje infinita, en realidad limitada al voltaje de polarización del circuito (V_{POL})(saturación).
- 2) No fluye corriente en ninguna de las terminales de entrada del amplificador diferencial u operacional. Esto es cierto, puesto que asumimos que la impedancia de entrada (Z_{ent}) es infinita [7].

2.7.2. Características del amplificador de instrumentación

Se requiere del amplificador de instrumentación las siguientes características [7]:

1. Alta sensibilidad: Se puede lograr con varias etapas (en modo diferencial).
 - 1 – 10 de aumento Baja ganancia
 - 10 – 1000 de aumento Mediana ganancia
 - > 1000 de aumento Alta ganancia
2. Alta impedancia de entrada: Aproximadamente de $3 \times 10^6 \Omega$, considerando un preamplificador comercial típico.
3. Baja impedancia de salida: Del orden de ohms.
4. Respuesta en frecuencia: Variable dependiendo del tipo de señal bioeléctrica de interés, como se muestra en la figura 6.
5. Alto rechazo a señales de modo común: Mayor a 100 dB para amplificadores de alta calidad.
6. Ganancia:

$$V_0 = \left(\frac{2R_2}{R_1} + 1 \right) \left(\frac{R_4}{R_3} \right) (V_1 - V_2) \quad \text{Ec. (5)}$$

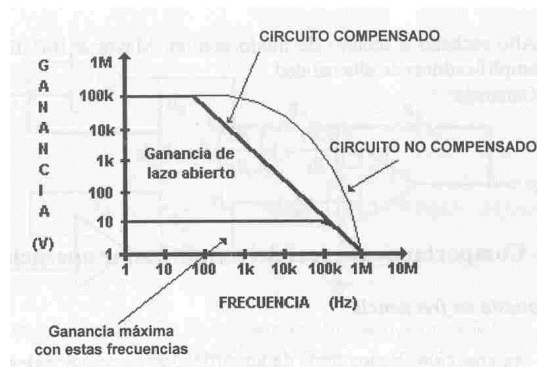


Fig. 6. Gráfica de respuesta en frecuencia de un op amp.

2.8. Configuraciones utilizadas para el registro de EMG

En la actualidad, gracias al advenimiento de nuevas técnicas de procesamiento, es posible extraer información cuantitativa de la señal electromiográfica, para lo cual se requiere un mejor control y diseño de los electrodos a través de dos factores principales [7]:

- a) La distancia entre las superficies de detección. Afecta el ancho de banda y la amplitud de la señal electromiográfica. Una distancia pequeña entre las superficies de detección desplaza el ancho de banda a frecuencias altas y la amplitud de la señal disminuye. Se ha encontrado que una distancia de 1.0 cm entre las superficies de detección provee una configuración que detecta la actividad eléctrica representativa del músculo durante una contracción, y que aunque deben considerarse también el tamaño del electrodo y del músculo en estudio, la distancia mencionada sigue siendo adecuada, sobre todo si se considera que para una distancia menor, las entradas del (pre) amplificador diferencial al cual se conecta finalmente el electrodo, podría eventualmente comportarse como un corto circuito.
- b) El tamaño y la forma de las superficies de detección. Cuando el tamaño de las superficies de detección es grande, la amplitud de la señal de EMG detectada es mayor y menor el ruido eléctrico que pudiera generarse en la interface: superficie de detección – piel. Sin embargo, esto involucraría electrodos grandes, lo cual no siempre es posible. Para resolver este conflicto se ha encontrado de una manera heurística que

una barra de 1.0 cm de longitud y 1 0 2 mm de ancho, provee una muy buena aproximación práctica.

La configuración utilizada para la colocación de los electrodos de registro, es de suma importancia para detectar los potenciales eléctricos del músculo en cuestión. Así, podemos mencionar la configuración monopolar que consiste en colocar un electrodo con una sola superficie de detección en cierto lugar, de tal manera que detecte los potenciales eléctricos de este punto específico con respecto a un electrodo de referencia (ver figura 7), el cual estará localizado en otro lugar que se considera eléctricamente inactivo o que contiene señales eléctricas no relacionadas con el evento a medir. Esta configuración detecta todas las señales eléctricas de la vecindad de la superficie de detección incluyendo las señales no deseadas [7].

La configuración bipolar no presenta los problemas anteriores, ya que utiliza dos superficies de detección para registrar dos potenciales en el tejido muscular de interés, con respecto a un electrodo de referencia. Ambos electrodos activos se conectan a un amplificador diferencial que amplifica la diferencia de las dos señales, la cual permite eliminar cualquier señal común como el ruido ambiental.

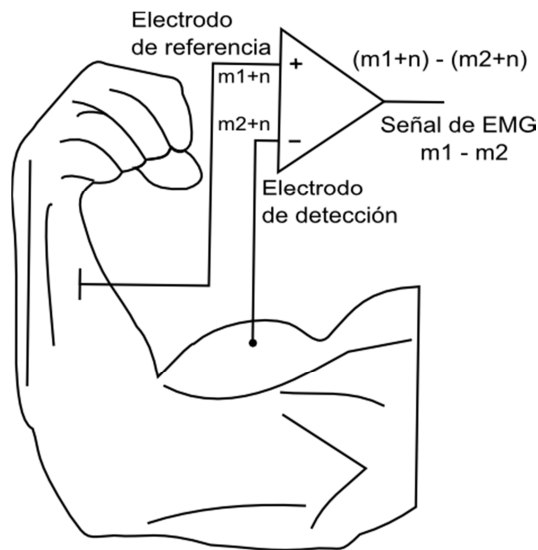


Fig. 7. Colocación de los electrodos para registro de EMG en el bíceps (registro monopolar).

2.9. Colocación de los electrodos de registro

Los electrodos de detección de la señal EMG deben colocarse entre un punto motor y la inserción del tendón, o entre dos puntos motores y a largo de la línea media longitudinal del músculo.

El eje longitudinal del electrodo debe alinearse de manera paralela con la longitud de las fibras musculares. La figura 8 muestra la colocación preferida para los electrodos [7].

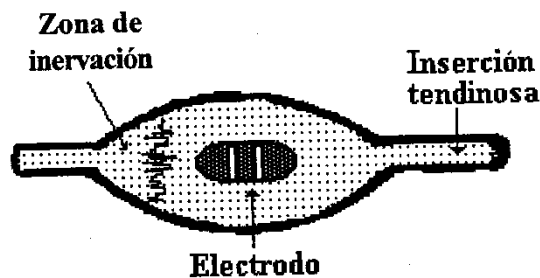


Fig. 8. Colocación de los electrodos para EMG

Nunca deben colocarse los electrodos de detección cerca del tendón del músculo, ya que conforme las fibras musculares se acercan a éste se vuelven menos numerosas y más delgadas, lo que reduce la amplitud de la señal EMG que puede registrarse en este punto, además de que es una zona mucho más susceptible a interferencias, debido a la proximidad con músculos antagonistas. Cuando los electrodos se colocan en los extremos del músculo son susceptibles a detectar señales cruzadas, provenientes de los músculos adyacentes [7].

El electrodo de referencia (llamado usualmente electrodo de tierra) se requiere para proveer de una referencia común para la entrada diferencial del preamplificador en el electrodo [9].

2.10. La piel

Estructura de la piel.- La piel es un órgano multicapa que cubre y protege al cuerpo. Está conformada por tres capas principales – epidermis, dermis y una capa subcutánea. La epidermis, la capa más externa, tiene alrededor de 100 μm de espesor, dependiendo del sitio corporal. Es la

capa más fuerte, proporcionando una barrera protectora contra el hostil ambiente exterior. Puede ser subdividido en varias capas, con la capa basal que forma la capa más interna y el estrato córneo y la capa más externa. Eventualmente, las capas de células compactadas, aplanadas, no nucleadas y deshidratadas (llamadas corneocitos) forman el estrato córneo. Los espacios intracelulares entre los corneocitos están ocupados por matrices de membranas bilaminares con las características morfológicas de los lípidos polares. En promedio, el estrato corneo comprende alrededor de 20 capas de células de espesor y tiene un espesor alrededor de $10 - 15 \mu m$. La capa epidérmica es atravesada por numerosos apéndices de la piel tales como folículos pilosos, glándulas sebáceas y glándulas sudoríparas [8].

La dermis es la segunda capa de la piel y, con un espesor aproximado de 2mm, es considerablemente más gruesa que la epidermis. Está formada por una densa red de tejido conectivo hecho de fibras de colágeno, dando a la piel la mayor parte de su elasticidad y fuerza. Embebido en la dermis hay vasos sanguíneos, folículos pilosos, glándulas sebáceas y sudoríparas, y varios tipos de terminaciones nerviosas sensoriales [8].

La última capa de la piel (la capa subcutánea) se encuentra por debajo de la dermis. Contiene estructuras de tejido conectivo y permite a la piel en la mayor parte del cuerpo moverse libremente a través de las estructuras óseas subyacentes. Es una de las áreas del cuerpo para almacenar grasa y actúa como cojín para proteger los órganos delicados yace debajo de la piel [8].

2.10.1. Impedancia de la piel (propiedades eléctricas de la piel).

Como el estrato corneo es relativamente no conductora, presenta una alta impedancia en la transmisión de corriente eléctrica. Debido a las propiedades dieléctricas del estrato corneo y su delgadez, permite un acoplamiento capacitivo entre un electrodo metálico conductor colocado en la superficie de la piel y los tejidos conductores subyacentes. La impedancia eléctrica del estrato corneo es representado por un capacitor, C_{SP} debido a las dos capas que se forman entre el electrodo conductor y el tejido conductor subyacente al estrato corneo [8].

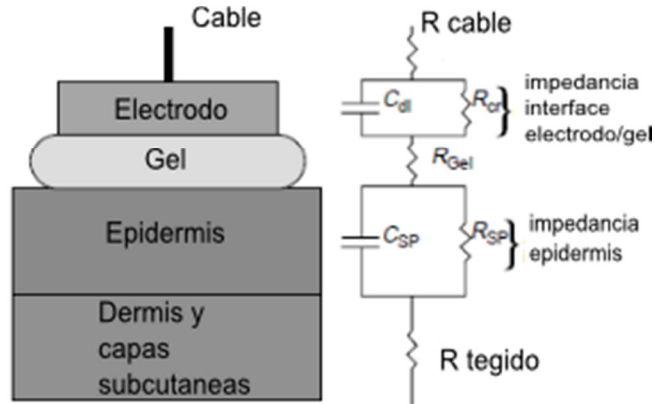


Fig. 9. Representación esquemática de la piel y su modelo de circuito equivalente [8].

Algunos iones sin embargo, encuentran la forma para cruzar el estrato corneo a través de vías paracelulares y a través del apéndice de la piel (foliculos pilosos, conductos del sudor, glándulas sebáceas, imperfecciones en la integridad de la piel). El flujo de corriente iónica puede ser representado eléctricamente por una gran resistencia, R_{SP} , en paralelo con C_{SP} [8].

Un modelo general del circuito equivalente del sistema electrodo – gel – piel (figura 9) incluye la resistencia del cable del electrodo, R_{Lead} ; la impedancia de la interface electrodo – gel (la capacitancia de doble capa, C_{dl} , en paralelo con la resistencia de transferencia de carga, R_{CT}); la resistencia de la piel, R_{Gel} ; la impedancia de la piel (la combinación en paralelo de una capacitancia, C_{SP} y una resistencia, R_{SP}), y la resistencia del tejido subyacente, R_{Tejido} [8].

2.11. Gel para electrodos y sus efectos

Los electrodos secos son utilizados en algunas aplicaciones de monitoreo. Algunos electrodos sin gel adecuadamente diseñados tienen ventajas cuando al ser usados en un ambiente de hogar donde el paciente pueda no recordar o no tenga tiempo para aplicar gel a los electrodos antes de utilizarlos [10].

Para algunas aplicaciones de monitoreo basado en casa, los electrodos son manufacturados de materiales no corrosivos como acero inoxidable, que puede ser lavado repetidamente y

reutilizado. Desafortunadamente, un material tan polarizable da lugar a un mal desempeño eléctrico. Para asegurar un buen y estable potencial de electrodo, deben ser utilizados electrodos de plata/cloruro de plata [8].

Jossinet y McAdams [11] demostraron que la impedancia de un electrodo seco decrementa pseudoexponencialmente debida a la acumulación gradual de sudor bajo un oclusivo, electrodo sin gel y la hidratación progresiva resultante de la piel subyacente. Dado que la superficie de la piel es irregular, un electrodo seco plano inicialmente hará contacto solo con algunos picos de la superficie de la piel. Sin embargo conforme el sudor se acumula bajo el oclusivo, electrodo seco, resultara en un mejor contacto con la piel en un relativamente rápido incremento en la medición del valor de C_{SP} . El sudor humano contiene una pequeña cantidad de cloruro de sodio ($\sim 0.1 - 0.4\%$ NaCl [12]) y por ende sirve como un débil electrolito. Una constante de tiempo mayor es probablemente indicativo de la hidratación progresiva en la piel subyacente resultando en un decremento gradual en R_{SP} , el cual se observa que va decremantando con una constante de tiempo de alrededor de 10 min en la presencia de un electrolito en gel [8].

Electrodos secos perfilados firmemente presionados contra la piel puede además ser adecuado para ciertas aplicaciones de bioseñales caseras. Los electrodos con gel sirven para asegurar un buen contacto eléctrico entre el electrodo y la piel del paciente [13], para facilitar la transferencia de carga en la interfaz electrodo electrolito entre las dos clases de portadores de carga [13] y para decrementar la alta impedancia en el estrato corneo.

Cuando un electrodo estándar pregelado es aplicado a la piel, el gel rápidamente llena los hoyos en la superficie del electrodo y la piel, así asegurando una eficacia máxima en el área de contacto. La capacitancia de la piel, C_{SP} , se observa que rápidamente inicia a incrementarse su valor siguiendo la aplicación del electrodo y después permanece relativamente constante [14]. Siguiendo la aplicación del electrodo, la resistencia en paralelo de la piel, R_P , generalmente decrementa con el tiempo de manera pseudo exponencial conforme los iones en el gel se difunde a través de la piel haciéndolo más conductivo [14, 15].

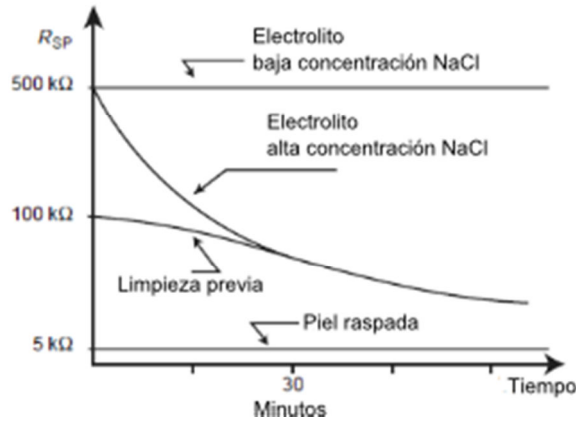


Fig. 10. Variación de la resistencia de la piel con respecto al tiempo para un rango de concentraciones de gel y técnicas para preparar la piel.

Cuando se aplica un gel frío a la piel, el valor medido de R_{SP} se observa que inicialmente comienza a incrementar [14, 16], provocando que los poros se contraigan. Una vez que estos se hacen calientan, el valor de R_{SP} se observa que decrementa mientras que los iones del electrolito se absorben a través de la capa de la epidermis.

La interferencia por 50/60 Hz, vinculado a un desajuste en la impedancia de la piel, a menudo se observa experimentalmente que decrementa con el tiempo. Por lo tanto, de ser posible, se deberían aplicar los electrodos al paciente primero, por ejemplo, antes de configurar el resto del sistema de medición, para habilitar la impedancia de la piel para decrementarla tanto como sea posible.

Concentraciones altas de sal da lugar a una más rápida difusión de iones en la piel y un más rápido decremento en la resistencia en paralelo de la piel, R_{SP} [3, 14]. Los tejidos biológicos no toleran una exposición a largo plazo a concentraciones de sal, lo cual difiere significativamente de niveles fisiológicos (~0.9% NaCl para fluidos corporales y alrededor de 0.1 – 0.4% NaCl para sudor humano [12]). Geles agresivos (5% NaCl) no deben ser usados para monitoreo a largo plazo, la piel incompletamente formada es muy susceptible a problemas de irritación.

Un segundo tipo de gel para electrodos comúnmente usado en sistemas de electrodos son los hidrogeles. Electrodos a base de hidrogel se han vuelto populares recientemente para

numerosas aplicaciones biomédicas incluyendo ECG en reposo. El hidrogel es un gel sólido, el cual originalmente incorpora hidrocoloides naturales. Los hidrogeles también tienden a causar una menor irritación en la piel comparada con los geles húmedos. Los hidrogeles sirven principalmente para asegurar un buen contacto eléctrico entre la piel y el electrodo y no afectan significativamente las propiedades del estrato corneo [8].

Los hidrogeles son generalmente más resistivos que los geles húmedos. La resistencia típica para geles húmedos es del orden de 5 – a 500 $\Omega\cdot\text{cm}$ (a mayor concentración de sal, menor resistencia), comparada con 800 – 8000 $\Omega\cdot\text{cm}$ para hidrogeles. La resistencia de una capa de gel húmedo es por lo tanto generalmente en el rango de 0.5 – 50 Ω . La desventaja es generalmente compensada por el uso de grandes áreas de gel. Otra forma de compensar la desventaja inherente de los hidrogeles es decrementar la capa de espesor del gel y junto con áreas más grandes de alrededor de 7 cm^2 , puede dar lugar a una resistencia del hidrogel en el rango de 10 – 100 Ω [17].

2.11.1. Técnicas para la preparación de la piel

En el ambiente clínico, la zona de la piel es a menudo desengrasado utilizando un algodón con alcohol antes de la aplicación del electrodo, lo cual probablemente remueve algunas de las células sueltas, externas, del estrato corneo y de las sustancias lipídicas de baja conductividad de la superficie de la piel [18]. Sin embargo, el uso de algodones con alcohol puede incrementar inicialmente la impedancia de la piel debido a la deshidratación de las capas externas de la piel [19]. Los artefactos de movimiento también se ven incrementados inicialmente después de la aplicación del alcohol a la piel [20]. Cuando un gel húmedo para electrodos es aplicado a la piel que fue limpiada con alcohol, el gel eventualmente penetrará la piel desengrasada rápidamente una vez que el electrodo haya estado en contacto con la piel por varios minutos, provocando un rápido decremento de la impedancia de la piel y posiblemente un decremento en los artefactos de movimiento, el cual no es el caso cuando se utiliza un hidrogel, debido a que no hidrata la piel.

El hecho de limpiar con alcohol acompañado de un frote riguroso resultará inicialmente en una baja impedancia debido a una abrasión leve adicional. Otro método para decrementar rápidamente la impedancia de la piel es frotar antes la zona de la piel con un electrolito muy

concentrado, así forzando el gel en la capa externa de la piel, decrementando R_{SP} e incrementando C_{SP} , especialmente al frotar vigorosamente [8].

La capa externa del estrato corneo también puede ser removida frotando la piel con esponjas abrasivas especialmente diseñadas para este propósito, lo que da lugar a un mayor decremento de R_{SP} y un incremento de C_{SP} . No es necesario remover completamente el estrato corneo, lo que sería obviamente clínicamente inaceptable debido a las molestias (dolor, sangrado o irritación). Mientras más erosionada este la piel para una composición de gel dada, cuanto antes se desarrollan molestias y más severa será la irritación. El nivel de irritación también varía con la concentración de sal y los aditivos presentes en el gel. Erosionar o decapar la piel usualmente se usa en pruebas de esfuerzo para decrementar los artefactos de movimiento [21] así como el ruido inducido de 50/60 Hz debido a cualquier desajuste en las impedancias de contacto. El uso tanto de abrasión como decapado de la piel y de un gel agresivo maximizara el potencial de problemas severos de irritación de la piel. Estos enfoques no deberían ser usados juntos. Aun con el uso de geles suaves, es poco recomendable erosionar la piel para aplicaciones de monitoreo de largo plazo. Algunos electrodos para monitoreo de largo plazo comercialmente son suministrados con esponjas abrasivas integradas, lo cual no solo es arriesgado sino probablemente innecesario, así como el uso de un gel suave adecuado, eventualmente decrementará la impedancia de la piel sin necesidad de erosionar la piel [8].

2.12. Características principales de un electrodo

El voltaje de corriente directa (CD) debido a la diferencia de potencial entre el potencial de media celda con corriente y el potencial de media celda en equilibrio (con corriente cero), es conocido como voltaje de línea de base elevada (offset), sobrevoltaje o voltaje de polarización. Este potencial podemos separarlo en cuatro componentes, cada uno relacionado con algún tipo de mecanismo [7].

Voltaje de offset resistivo u óhmico (V_R). Cuando básicamente por la resistencia del electrolito, dicha resistencia puede variar como una función de la corriente (I). Tal situación no sigue necesariamente la ley de Ohm. La caída del voltaje es proporcional a la corriente (I) y a la resistividad del electrolito [7].

Sobrevoltaje de concentración (V_C). Resulta del cambio de la distribución de iones en el electrolito, en la vecindad de la interfase electrodo – electrolito. Cuando se establece una corriente (I), la concentración de iones cambia, lo cual resulta en un diferente potencial de media celda en el electrodo; la diferencia entre este potencial y el del estado de equilibrio es el sobrevoltaje de concentración [7].

Sobrevoltaje de activación (V_A). Representa la diferencia de potencial entre el electrodo y el electrolito, que es necesaria para llevar a cabo las reacciones de oxidación de reducción. Por lo tanto [7]:

$$V_{offset} = V_R + V_C + V_A = V_{polarización} \quad \text{Ec. (14)}$$

Resulta conveniente definir el voltaje de compensación como la diferencia entre los potenciales de media celda de un par de electrodos en equilibrio, con una corriente igual a cero ($I = 0$).

Además del voltaje de offset del electrodo, los experimentos han mostrado que la actividad química que tiene lugar en un electrodo puede causar fluctuaciones de voltaje que aparecen sin ninguna entrada fisiológica. Tales variaciones pueden aparecer como ruido en una señal bioeléctrica, el cual puede ser reducido con la adecuada selección de los materiales o, en muchos casos, por medio de un revestimiento especial de los electrodos, realizado con métodos electrolíticos para mejorar la estabilidad [7].

Para estos propósitos, se ha encontrado que el electrodo de palta – cloruro de plata (Ag/AgCl) es muy estable electroquímicamente.

2.13. Impedancia (z) del electrodo

La figura 11 representa, mediante un circuito RC, la impedancia del electrodo (una de sus más importantes características), con valores fijos de resistencia y capacitancia [7].

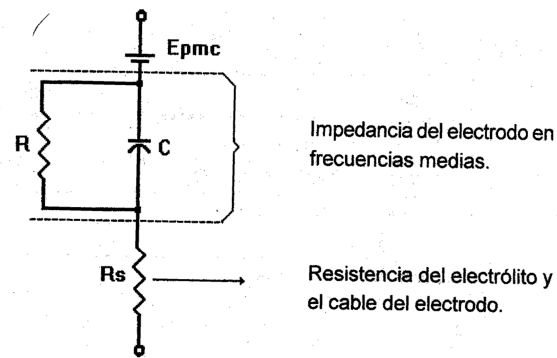


Fig. 11. Modelo eléctrico equivalente a la interface electrodo – electrolito.
 En donde E_{pmc} = Potencial de media celda; R y C se generan debido al comportamiento de la doble capa de iones.

Desafortunadamente, la impedancia no es constante, debido a que el valor de la reactancia capacitiva depende de la frecuencia. Además tanto el potencial del electrodo como su impedancia varían con la polarización (paso de CD en la interface electrodo – electrolito). Algunos electrodos son diseñados para evitar o reducir la polarización [7].

Si el amplificador que se conecta a los electrodos tiene una impedancia de entrada extremadamente alta, el efecto de polarización o cualquier otro cambio de impedancia del electrodo son también importantes en la determinación de la impedancia del mismo. Debido a que la impedancia se encuentra en función de la densidad de corriente, los electrodos con área grande tienden a tener baja impedancia, alrededor de 2 a 10 $k\Omega$; por otra parte, los electrodos con área pequeña, como los de aguja o los microelectrodos, tienen muy alta impedancia [7].

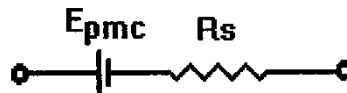
De acuerdo con los conceptos anteriores, es deseable que los electrodos tengan las características de la tabla 3:

Tabla 3. Características deseables de los electrodos para biopotenciales

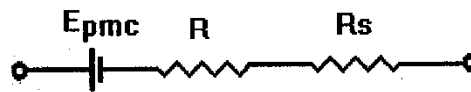
Característica	Valor
Potencial de media celda	Bajo*
Voltaje de offset o sobrevoltaje	Bajo
Impedancia	Baja
Polarización	No
Coefficiente de temperatura	Bajo

*De otra forma puede saturar los amplificadores.

Si sometemos el circuito electrodo – electrolito (figura 11) a una alta frecuencia, veremos que su impedancia será: $(sC)^{-1} \ll R$, por lo tanto, tendremos como resultado sólo el circuito siguiente [7]:



y para una baja frecuencia: $(sC)^{-1} \gg R$



El electrodo que tiene un comportamiento muy semejante a lo deseado es el electrodo de Ag – AgCl, pues no es polarizable, exhibe menor ruido que el de Ag y tiene un potencial de media celda estable y una baja impedancia a frecuencias bajas, además mejora la estabilidad eléctrica de los electrodos (previene la variación de los voltajes electroquímicos conocidos como artefactos de movimiento, los cuales aparecen cuando se da una diferencia de potencial entre los dos electrodos al variar el potencial de media celda). Sin embargo, tiene limitaciones pues sufre cambios de potencial cuando es expuesto a la luz (es fotosensible), y además existe la posibilidad de que se pueda caer el recubrimiento de AgCl [7].

2.14. Bioelectrodos

Los electrodos biomédicos son utilizados de diversas maneras en un amplio rango de aplicaciones biomédicas como [8]:

1. la detección de eventos bioeléctricos como el electrocardiograma (ECG).
2. La aplicación de impulsos terapéuticos en el cuerpo [ej. Estimulación cardiaca y desfibrilación y la estimulación eléctrica nerviosa transcutanea (TENS)].
3. La aplicación de potenciales eléctricos para facilitar la administración transdérmica de moléculas ionizadas para efecto terapéutico local y sistémico (iontophoresis).
4. La caracterización de impedancia de corriente alterna del tejido corporal.

Un buen diseño de electrodo no es tan simple y sencillo como se podría asumir, y todos los diseños de electrodos no son iguales en rendimiento.

A la hora de diseñar un bioelectrodo el sistema electrónico suele ser lo primero en desarrollarse y el diseño del electrodo se deja para el final, casi como una ocurrencia, esto es un punto de vista erróneo [8].

Es importante que la bioseñal medida sea clara, sin distorsionar, y libre de artefactos. Desafortunadamente, al monitorear bioelectrodos, si no son escogidos correctamente, da lugar a problemas significativos que dificultan el análisis de la bioseñal [8].

2.14.1. Bio-potenciales y bioelectrodos

Con el fin de medir y registrar potenciales y por ende las corrientes en el cuerpo, es necesario proveer alguna interface entre el cuerpo y el aparato electrónico de medición. Los electrodos para bio-potenciales deben tener la capacidad de conducir una corriente as través de la interface entre el cuerpo y el circuito electrónico de medición [22].

Nuestra primera apreciación puede ser que realizar esto es algo simple, más si lo analizamos con más detalle, el electrodo derecho lleva a cabo una función de transducción, debido a que en el cuerpo la corriente es transportada por iones, mientras que en el electrodo y el cableado es transportado por electrones. Debido a esto el electrodo debe servir como transductor para cambiar una corriente iónica en eléctrica [22].

La corriente o carga es transportada por iones en el cuerpo y por electrones en el dispositivo electrónico. El mecanismo de “transferencia de carga” entre la corriente y los portadores de carga toma lugar en la interface electrodo-paciente y es de mayor importancia en el diseño de un electrodo óptimo. Tanto la interface electrodo-electrolito como la piel bajo el electrodo da lugar a potenciales e impedancias que pueden distorsionar la bioseñal medida o afectar adversamente el procedimiento electroterapéutico [8].

Electrodos externos de monitoreo de bioseñales generalmente pueden utilizar materiales no nobles de alto rendimiento eléctrico tales como plata/ cloruro de plata sin temor a los problemas de bio-compatibilidad. Sin embargo, tiene que abordar el problema adicional y muy importante de la piel y su considerable impedancia y potencial inestable [8].

Junto con la bioseñal deseada, se amplifica la diferencia entre los dos potenciales de contacto. Si estos potenciales fueran idénticos (altamente improbable) se cancelarían entre ellos debido al uso del amplificador diferencial. Un problema significativo es cuando los potenciales de contacto fluctúan con el tiempo, la línea de base de la bioseñal ya no es constante, lo que hace más difícil el análisis de algunas características claves de la bioseñal [8].

El filtrado de la deriva a menudo no es una opción, debido a que también remueve componentes clave de la bioseñal deseada. Grandes impedancias de contacto coincidentes pueden causar atenuación de la señal, filtración, distorsión e interferencias en el monitoreo de bioseñales. La atenuación de la señal no es mayor problema, después de todo el amplificador será utilizado para amplificar la señal por un factor de alrededor de 1000 [8].

Un problema significativo se desarrolla sin embargo debido a que la impedancia de contacto varía con la frecuencia. La dependencia de la frecuencia de la impedancia del contacto es consecuencia de la presencia de capacitancias parásitas en la interface electrodo-electrolito. A

bajas frecuencias la impedancia de contacto puede ser muy grande y por lo tanto una atenuación significativa de componentes de baja frecuencia [8].

Una interferencia de 50 / 60 Hz puede ser amplificada junto con cualquier bioseñal monitoreada debido a la desigualdad en las impedancias de contacto. Una corriente de desplazamiento fluye desde las líneas eléctricas a través del aire a los cables del monitoreo y después a través de los electrodos y el paciente hacia tierra. Si las impedancias de contacto no son idénticas, las corrientes de desplazamiento que fluyen a través de las dos impedancias de contacto conectadas a un amplificador diferencial, dará lugar a diferentes voltajes en la entrada del amplificador. Este voltaje de offset de 50 Hz será amplificado junto con la bioseñal deseada y su amplitud es proporcional a la desigualdad de la impedancia electrodo-piel [8].

2.15. Electrodo polarizables y no-polarizables

Existen teóricamente dos posibles tipos de electrodos: perfectamente polarizables y perfectamente no polarizables. Esto se refiere a lo que le sucede a un electrodo cuando circula una corriente entre este y el electrolito. Los electrodos perfectamente polarizables son aquellos en que ninguna carga cruza la interface electrodo electrolito cuando se le aplica una corriente. Esta corriente es una corriente de desplazamiento y el electrodo se comporta como si fuera un capacitor. Los electrodos perfectamente no polarizables son aquellos donde la corriente pasa libremente a través de la interfaz electrodo-electrolito, sin requerir energía para realizar la transición. Aquellos electrodos hechos de metales nobles como el platino se comportan como electrodos perfectamente polarizables. Debido a que estos electrodos son relativamente inertes, se vuelve complicado que estos se oxiden o disuelvan. Las características eléctricas de este tipo de electrodos muestran un fuerte efecto capacitivo [22].

2.16. Electrodo plata/cloruro de plata

El electrodo de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) es un electrodo práctico cuyas características se aproximan a un electrodo perfectamente no polarizable y puede ser fabricado de manera fácil en cualquier laboratorio. Consiste en un metal cubierto con una capa de un

compuesto iónico poco soluble de este metal con un anión adecuado. Toda la solución es sumergida en un electrolito que contiene el anión en una concentración relativamente alta [22].

2.17. Artefactos motores

Una diferencia de potencial E_S , dada por la ecuación de Nernst, existe a través de la epidermis como resultado de la diferencia de concentración iónica. Este potencial varía de paciente a paciente, de sitio a sitio y depende de la composición del gel y condiciones de la piel. La superficie de la piel normalmente es negativa con respecto al interior del cuerpo. El potencial de la piel se vuelve más negativo cuando las glándulas sudoríparas están activadas. El incrementar las concentraciones del gel de NaCl o KCl también hace el sitio más negativo. El parámetro E_S tiene un valor típico de 15 – 30 mV [8].

Si el espesor de la capa se modifica al estirar o presionar la piel, el potencial de la piel puede variar de 5 – 10 mV comparado con, por ejemplo, el 1 o 2 mV de la señal ECG. Debido a que estas fluctuaciones generalmente resultan del movimiento del paciente, que se denominan artefactos de movimiento. La deformación de la piel o artefactos de movimiento es un serio problema durante las pruebas de ejercicio de esfuerzo cardiaco de los pacientes en cintas para correr o bicicletas, durante monitoreo ambulatorio, y mientras y mientras los pacientes son monitoreados en cama [8].

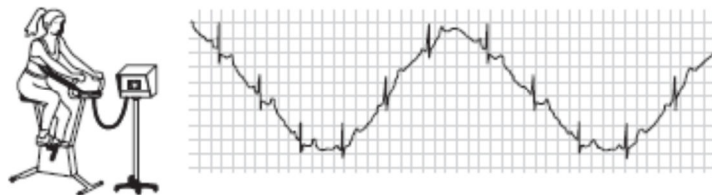


Fig. 12. Perturbación de la bioseñal debida al movimiento del paciente [8].

Aunque el potencial de la piel se incrementa con la concentración del gel, los artefactos disminuyen gradualmente con el tiempo conforme el gel conductor para electrodos se empapa en la piel, haciendo el estrato corneo más conductor. Los electrodos a base de hidrogel no deben ser

usados para pruebas de esfuerzo o en otras aplicaciones de monitoreo que son propensos a sufrir problemas de artefactos de movimiento. Los hidrogeles tienden a no hidratar la piel y por ende, no atacan activamente la fuente del problema. Este mismo problema se aplica para electrodos secos [8].

En pruebas de estrés y de eventos de movimiento ambulatorio, la locación de electrodos modificados es usada para evitar zonas musculares o flácidas y con ello minimizar los artefactos por deformación en la piel. El uso de electrodos con respaldo de espuma tiende a absorber cualquier tirón en el electrodo y minimizar los artefactos [8].

2.18. Diseño de electrodos (estándares para electrodos).

La Asociación de Avance de la Instrumentación Médica (AAMI por sus siglas en inglés) tiene una gama de etiquetar requisitos de desempeño eléctrico, entre otros, para fabricantes y usuarios para ayudar a asegurar niveles aceptables o seguridad y eficacia en los productos [8].

2.18.1. Estándares para electrodos de monitoreo de bioseñales.

2.18.1.1. Estándares para electrodos de ECG desechables. ANSI/AAMI EC 12(2000)

Aunque originalmente fue concebido para evaluar electrodos de ECG desechables, estos estándares son ampliamente usados para evaluar otros electrodos de monitoreo de bioseñales.

En un esfuerzo para minimizar los problemas de registro de ECG asociados con el desempeño de electrodos acoplados a un estándar de monitoreo de ECG o electrocardiógrafo, AAMI ha propuesto una serie sencilla de pruebas de banco diseñada para evaluar electrodos desechables de ECG pregelados [8].

Impedancia AC: el valor promedio de impedancia de 10 Hz para al menos 12 pares de electrodos conectados de gel a gel, en un nivel de corriente impresa que no exceda los 100 μ A pico – pico, no debe exceder los 2 k Ω . Ninguna de las impedancias de un par individual de electrodos debe exceder los 3 k Ω [8].

Lo deseable serían electrodos de baja impedancia para evitar la atenuación de la señal y su distorsión y para minimizar la interferencia de 50/60 Hz [8].

La impedancia de la capa externa de la piel, el estrato córneo, es varias veces mayor que la interfaz del metal/electrolito, y por ello, lo primero es preocupación clave cuando se procura un buen rendimiento del electrodo. La técnica para preparar la piel, el grado de diaforesis, y la habilidad del gel para electrodos en penetrar y reducir la impedancia de la piel son generalmente más importantes que la impedancia de la interfaz electrodo – electrolito [8].

El Comité de Estándares decidió que las impedancias gel a gel del electrodo deberían ser significativamente menores que las esperadas de una piel limpia y seca, para asegurar una contribución mínima del electrodo mismo a la impedancia global [23]. En las pruebas de UBTL llevadas a cabo en nombre del Comité de Estándares, se encontró que la impedancia media de 10 Hz de un par de electrodos estándar de ECG sobre piel sin abrasión fue del orden de 100 k Ω . El comité de AAMI eligió 2000 k Ω como un límite razonable para impedancia gel a gel de 10 Hz para asegurar que los electrodos no contribuyan significativamente en la impedancia total ni la disipación de potencia en presencia de una sobrecarga de desfibrilación y corrientes en electrocirugía [8].

Como la impedancia en la interface electrodo – gel es no lineal y decreciente al aplicarse una amplitud de señal, el estándar estipula que el nivel de corriente impresa no debe exceder los 0.1 mA pico a pico al llevarse a cabo la prueba [8].

3. Estado del Arte

Los sistemas de adquisición de señales EMG son desarrollados siguiendo un patrón base de funcionamiento como se ve en la configuración de la figura 13:

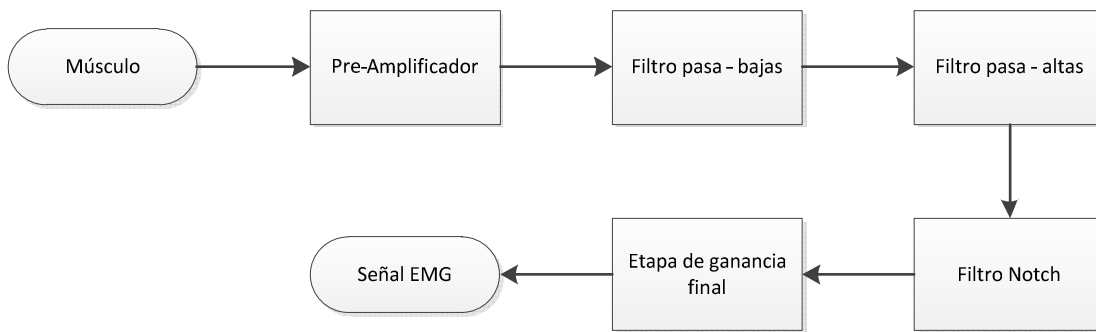


Fig. 13. Diagrama a bloques del sistema de adquisición de señales propuesto por G. Vijaya Krishna Prasad et al [24].

Este patrón es seguido para el desarrollo de casi cualquier sistema de adquisición de señales de EMG, con algunas variaciones según las necesidades y nuevas propuestas para mejorarlos como en el diagrama de bloques de la figura 14:

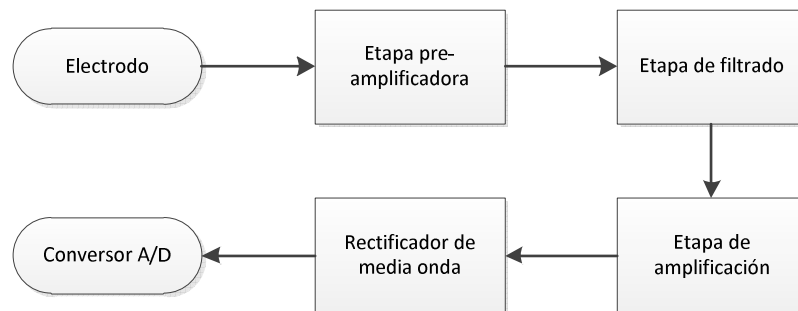


Fig. 14. Diagrama de bloques de un sistema de adquisición de señales de EMG propuesto por Irving Aarón Cifuentes González [25].

Estos sistemas son mejorados al desarrollarse para adquirir varios sensores a la vez, haciendo un sistema de adquisición multicanal para mapear los músculos. El “Bagnoli EMG System” es un sistema de adquisición de señales EMG comercial de 4, 8 y 16 canales [26].

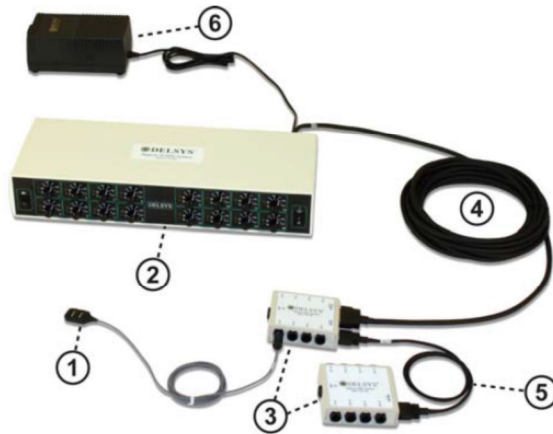


Fig. 15. Sistema EMG Bagnoli de 16 canales [26].

Existen dos tipos principales de electrodos que se utilizan en EMG, secos y húmedos. Los electrodos húmedos con mejor resultado en el acoplamiento de impedancia electrodo/piel son los electrodos de Ag/AgCl, los cuales se consiguen comercialmente de la marca 3M. Al hablar de electrodos secos encontramos el electrodo fabricado por DELSYS, el cual consiste en una carcasa de polipropileno completamente sellada, así como su interior está protegido para rechazar cualquier ruido ambiental. Los contactos de los sensores están fabricados barras de 10 mm de largo fabricadas de 99.9% de plata por 1 mm de diámetro, espaciadas 10 mm entre ellas [26].

Lo que estos sistemas y electrodos tienen en común es que son sistemas independientes unos de otros, hay que adquirirlos por separado y realizar las conexiones pertinentes entre los electrodos y el sistema de adquisición. Un sistema integrado de ambos sistemas eliminaría los problemas que se presentan en el cableado entre los electrodos y el sistema de adquisición.



Fig. 16. Electrodo desechable para adquisición EMG de la marca comercial 3M.



Fig. 17. Electrodo DE-2.1 EMG, electrodo seco de adquisición diferencial de la marca comercial DELSYS [26].

Estos sistemas trabajan de manera independiente, por un lado los electrodos para adquirir la señal muscular dependiendo del tipo de monitoreo que se desea (monitoreo a corto o largo plazo). De esto dependerá si es preferible utilizar los electrodos húmedos o secos. Por otro lado están los sistemas de adquisición que son diseñados de acuerdo a las necesidades de cada persona, pero todos mantienen un mismo patrón de diseño del equipo.

Una necesidad no cubierta es tener los electrodos y el sistema de adquisición integrado en un mismo equipo, y más aún reducir el tamaño de este equipo para lograr colocar una mayor cantidad de canales de adquisición en los miembros superiores para lograr hacer un mapeo más completo de todos los músculos que llegan a involucrarse en algún movimiento.

4. Justificación

La electromiografía consiste en el registro de potenciales bioeléctricos asociados con la actividad de los músculos. Dicho valor de potencial llega a ser de entre 0 a 6 mV pp o de 0 a 1.5 mVrms. Esta adquisición se lleva a cabo con 3 propósitos; determinar el tiempo de activación de un músculo, estimar la fuerza producida por el músculo y para estimar un periodo en que el músculo se fatiga. Recientemente se ha utilizado el identificar diferentes niveles de fuerza de contracción muscular para generar códigos de lenguaje y con éstos proponer subrutinas de actuación en mecanismos para por último controlar el funcionamiento de prótesis mioeléctricas.

El auge en el mercado de las prótesis mioeléctricas se ha concentrado en investigar nuevos materiales que sean económicos, resistentes y ligeros. A la vez, su prioridad está en desarrollar una estrategia de procesamiento de las señales mioeléctricas más sencilla, con un menor costo computacional para ser soportado por dispositivos miniatura que puedan interpretar las señales eléctricas adquiridas del músculo en tiempo real, las señales son procesadas y traducidas en comandos para activar los transductores electromecánicos que ejecutan los movimientos de la prótesis.

Más sin embargo, el tiempo de procesamiento de estas señales entre la adquisición y la activación de los transductores sigue siendo relativamente alto. Es aquí donde buscamos abordar el problema desde un punto de vista diferente, como lo es mejorar el sistema de adquisición de señales EMG, el cual entrega señales relativamente sucias de ruido e interferencias, entre la electrónica robusta y el cableado, lo cual hace que los dispositivos tengan un gasto computacional extra para limpiar las señales adquiridas antes de ser procesadas para evaluar su condición y ejecutar una acción. Este gasto extra en tiempo, hace que las prótesis sean relativamente lentas, en la actualidad se tienen tiempos de activación de aproximadamente 1 segundo, en lo que el paciente realizó la contracción y que la prótesis realice el movimiento. Esto provoca cierta frustración en el paciente, al no poder realizar los movimientos en tiempo real, razón por la cual algunas veces llegan a abandonar su prótesis.

El trabajo de tesis lo que se propone es conjuntar los electrodos en un solo equipo para adquirir tantas señales EMG como sea posible de todos los músculos que se encuentren participando en algún movimiento voluntario de miembro superior, en nuestro caso se proponen conjuntos de 4 electrodos para un canal de adquisición y completar hasta 16 canales al mismo tiempo para monitorear la actividad EMG de los músculos de miembro superior que intervienen en actividades cotidianas de una persona. El sistema de electrodos que proponemos se asociará al funcionamiento de una prótesis de miembro superior, ésta está dividida en Muñeca, codo y hombro. La aplicación del sistema de electrodos se aplicará en la investigación de movilidad de cada una de las partes de la prótesis de la Sección de Bioelectrónica.

5. Objetivos

General:

Diseñar y construir un bioelectrodo integrado a un sistema de adquisición de señales EMG con circuitería electrónica reducida y miniaturizada capaz de monitorear músculos individuales, con una señal limpia de ruido e interferencias.

Objetivos específicos:

- Diseñar y construir un Bioelectrodo para adquirir señales EMGs que cumpla con los estándares para electrodos de adquisición superficial establecidos por la ISEK y la AAMI [33,8].
- Diseñar un sistema de adquisición de señales EMG con circuitería electrónica miniatura.
- Construir un sistema integrado de adquisición de señales EMG miniaturizado con un Bioelectrodo integrado.
- Proponer un protocolo de validación del sistema integrado de adquisición de señales EMGs propuesto.
- Proponer el montaje del sistema integrado de EMG en una manga que alojará los sistemas de adquisición de señal EMGs en el brazo de manera estable (manga de señal EMG).
- Diseñar la manga de señal EMG para que sea lavable y reutilizable.

5.1. Desarrollo del proyecto

5.2. Introducción

En el área de sistemas para adquirir señales electromiográficas, diversos autores entran en confrontación al plantear “la mejor manera para adquirir una señal EMG de manera más limpia y con una mayor fidelidad. Algunos autores plantean que una señal electromiográfica limpia, libre de ruido y con una buena amplitud, proviene de un buen sistema de acoplamiento electrónico, un filtrado correcto de frecuencias no deseadas así como la limitación de banda de frecuencia en donde se encuentra la señal electromiográfica, una fuente de poder que no introduzca ruido y que cumpla con un CMRR de valor elevado.

Otros autores (como De Luca) establecen que de no contar con un electrodo óptimo para adquirir la señal junto a un correcto acople de impedancias en la interfaz electrodo/piel, cualquier arreglo en el sistema de adquisición no será suficiente para arreglar/limpiar la señal lo suficiente para poder ser procesada y utilizada.

Es por esto que en esta tesis se busca una propuesta de un sistema basado en un Bioelectrodo diseñado por nosotros e integrado a un sistema miniaturizado de adquisición diferencial de señales superficiales electromiográficas “BISASSEMG”.

5.3. Descripción de las etapas del proyecto

Para desarrollar el BISASSEMG primero comenzamos desarrollando la nueva propuesta del diagrama de flujo del sistema de adquisición de señales EMG como se aprecia en la figura 18.

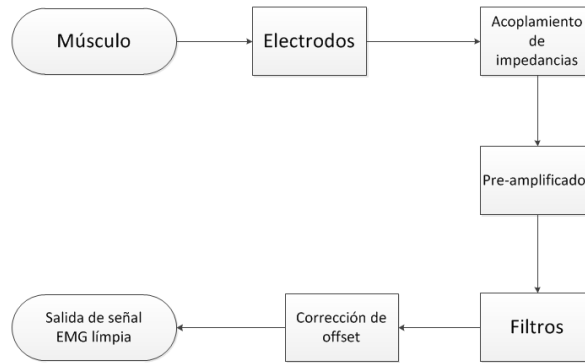


Fig. 18. Diagrama de flujo del sistema de adquisición de señales electromiográficas

5.4. Diseño y construcción del prototipo BISASSEMG

El desarrollo del prototipo BISASSEMG se puede dividir en 3 etapas principales del proyecto:

- I. Desarrollo del sistema de adquisición de señales electromiográficas.
- II. Construcción de los circuitos impresos para el sistema.
- III. Verificación y adecuación para que nuestra propuesta cumpla con los estándares para la construcción tanto de electrodos como del sistema de adquisición de señales.

5.4.1. Descripción de las etapas del sistema de adquisición de señales

Basándonos en el diagrama de flujo mostrado en la figura 31, a continuación se describe cada etapa del sistema:

5.4.1.1. Etapa I: La piel y su preparación (protocolo para el acople de impedancias, limpieza, etc.)

Debido a que el estrato corneo de la piel es relativamente no conductor, presenta una alta impedancia a la transmisión de corrientes eléctricas. Las propiedades dieléctricas y su delgadez, permiten un acoplamiento capacitivo entre un electrodo de metal conductor colocado en la superficie de la piel y los tejidos conductivos subyacentes [8].

En el ambiente clínico, la piel es a menudo desengrasada utilizando un algodón con alcohol previo a la aplicación de los electrodos, lo que provoca que sean removidas las células muertas exteriores del estrato córneo y las sustancias lípidas pobremente conductoras en la superficie de la piel [18], esto provoca que la piel se deshidrate y por tanto aumenta inicialmente la impedancia de la piel. Al utilizar alcohol y frotarlo vigorosamente contra la piel, se provoca que inicialmente un decremento en la impedancia debido a la abrasión, o puede removerse algunas capas del estrato corneo al frotarse la piel con almohadillas abrasivas especiales, que provocan el decremento de R_{SP} . No se recomienda remover el estrato corneo debido a que causaría dolor, sangrado o irritación, aumentado el dolor al utilizar algún gel con altas concentraciones de sal [8].

En nuestro caso limpiamos como primera instancia la piel con jabón y agua para retirar grasa y suciedad, seguido de una limpieza con alcohol para remover las células muertas y raspar levemente el estrato corneo, esto provoca que se deshidrate la piel, lo cual provoca un incremento temporal de la impedancia. Al colocar los electrodos aprovecharemos el sudor que comenzará a producir el cuerpo y lo utilizaremos como electrolito para aprovechar su salinidad (0.1 – 0.4% de concentración de NaCl [12]).

5.4.1.2. Etapa II: Diseño del Bioelectrodo

Los electrodos secos se utilizan comúnmente para aplicaciones de monitoreo pues poseen ventajas cuando se utilizan en el hogar donde el paciente no tiene la experiencia para estar aplicando el gel previo a su uso [10]. Estos electrodos son manufacturados de metales no

corrosivos como el acero inoxidable, que puede ser limpiado y reutilizado, desafortunadamente es un material sumamente polarizable que da lugar a un pobre desempeño eléctrico [8].

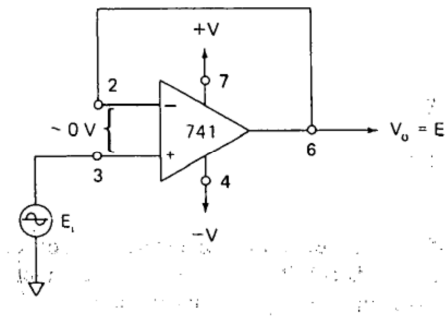
Jossinet y McAdams [11] demostraron que la impedancia de un electrodo seco decrece pseudoexponencialmente al ir incrementando gradualmente la concentración de sudor bajo el electrodo seco y la hidratación progresiva de la piel subyacente.

Debido a que la superficie de la piel es irregular, un electrodo seco plano inicialmente solo hará contacto con algunos picos de la superficie de la piel, sin embargo, al momento de ir incrementándose el sudor bajo el electrodo seco, habrá un mejor contacto con la piel resultado del relativamente rápido incremento de C_{SP} [8].

Teniendo en cuenta estas consideraciones, entre otras descritas en antecedentes, se determinó la geometría idónea, así como el material a utilizar para fabricar el electrodo. Se plantea utilizar un electrodo seco debido a que se planea utilizar el sistema de adquisición para el monitoreo continuo por varias horas, este es el caso en prótesis mioeléctricas. Esto nos lleva a buscar un material que no se oxide con facilidad y el cual no genere una reacción alérgica al contacto con la piel, a la vez que sea un buen conductor que permita el libre paso de iones hacia el electrodo. Algunos materiales pueden ser el cobre, el acero inoxidable (y otras variantes: acero quirúrgico), titanio, latón, oro, plata, entre otros. En el momento actual ya se conocen algunas desventajas del uso de algunos metales como la plata, en la que su nivel de oxidación provocan una reacción con el contacto con la piel, así como el cobre. La desventaja de otros materiales, es el costo del material como el titanio o el oro. Por esta razón elegimos el latón como opción de material para la fabricación del electrodo, debido a su bajo costo, fácil maquinado, alta conducción, bajo nivel de oxidación y que es un material que recibe bien los baños de oro, por lo anterior se tomó la decisión de si se hace necesario, los electrodos pueden ser chapados en oro y se tendrían entonces electrodos de oro.

5.4.1.3. Etapa III: Diseño de la etapa de acoplamiento de impedancias

Un Buffer es un circuito amplificador seguidor de voltaje de ganancia unitaria. El voltaje de entrada, E_i , se aplica directamente a la entrada (+). El voltaje de salida iguala al voltaje de entrada tanto en magnitud como en signo. Por tanto, el voltaje de salida sigue al voltaje de entrada o fuente. La ganancia del voltaje es 1 (o la unidad), como se muestra en la figura 19 [27].



$$A_{CL} = \frac{V_o}{E_i} = 1$$

Fig. 19. Seguidor de voltaje

El seguidor de voltaje se utiliza porque su resistencia de entrada es alta (varios $M\Omega$). Por lo tanto, extrae una corriente despreciable de la fuente de señal. Al tener una alta impedancia ($M\Omega$) a la entrada del sistema, esto provocará que la impedancia con la que cuenta la piel ($40 - 50 \text{ k}\Omega$ [1]) pase completamente hacia los pre-amplificadores, y al no extraer corriente de la señal adquirida, la señal quedará prácticamente intacta sin perder información [27].

Se eligió el amplificador operacional de alta precisión OPA4277 (figura 20) de la familia Texas Instruments. Se eligieron estos amplificadores debido a que inducen menor ruido que los amplificadores convencionales, poseen una corriente de polarización de entrada baja de 1 nA máximo y posee 4 amplificadores en un solo integrado, reduciendo el número de componentes en el sistema [28].

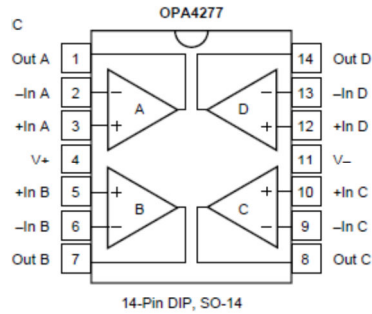


Fig. 20. Amplificador Operacional de alta precisión OPA4277.

5.4.1.4. Etapa IV: Diseño del pre-amplificador

En primera instancia, se utiliza la señal de salida de un A.O. conectado de manera diferencial (figura 21) para lograr eliminar la mayor cantidad de ruido de la señal proveniente de la línea (50/60 Hz). La señal es adquirida de 2 lugares diferentes, luego por medio de los amplificadores operacionales se restan ambas señales y la diferencia se amplifica. Debido a esto, cualquier señal “común” a ambos sitios de detección serán anuladas y las señales que sean diferentes tendrán un “diferencial” que será amplificado. Cualquier señal originada lejos del sitio de adquisición aparecerá como señal “común”, mientras que las señales cercanas a la superficie de detección serán diferentes por lo tanto amplificadas.

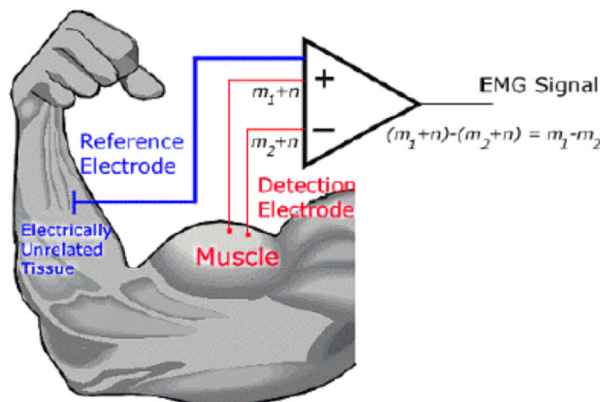


Fig. 21. Figura de la configuración de amplificación Diferencial. La señal de EMG es representada por “m” y la señal de ruido por “n” [9].

Es necesario utilizar junto con la señal diferencial un electrodo de referencia (figura 21) para proveer una referencia común a la entrada diferencial del preamplificador. El electrodo de referencia debe ser entonces colocado lo más lejos posible y en algún tejido eléctricamente neutro (como una parte de hueso o cartílago). Es importante que el electrodo de referencia haga buen contacto eléctrico en la piel, para esto el electrodo de referencia debe ser más grande (2 cm X 2 cm). De ser más pequeño el material deberá ser altamente conductivo. A menudo la interferencia de la línea puede ser reducida y eliminada al colocar correctamente el electrodo de referencia. En nuestro diseño se propuso utilizar un sistema de adquisición diferencial con una doble referencia (figura 22) para limitar el área de adquisición lo más posible y así evitar el cross-talk de los músculos [9].

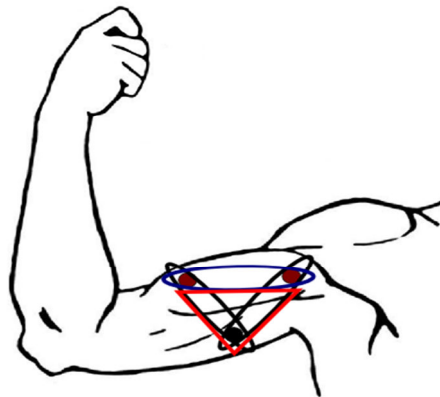


Fig. 22. Representación de la señal diferencial adquirida y el ruido sustraído.
(Ovalo negro: adquisición $m_1 + n$, y $m_2 + n$, Ovalo azul: Señal sin ruido,
Triangulo Rojo: Ruido suprimido).

En la figura 22 se puede ver dos electrodos de adquisición diferencial (rojos) y una referencia (negro) de acuerdo a la ecuación de la figura 21 podemos ver que el área de adquisición total serán los dos óvalos negros, siendo el triángulo rojo el área del ruido sustraído y el óvalo azul el área correspondiente a la señal adquirida. La doble referencia lo que logra es eliminar el ruido que se encuentra de manera espejeada al triángulo rojo (ruido eliminado).

La precisión con la que el amplificador diferencial puede sustraer la señal se mide con el CMRR (Relación de Rechazo en Modo Común). Un restador perfecto tendría un CMRR infinito. Un CMRR de 32,000 o 90 dB generalmente es suficiente para suprimir ruidos eléctricos externos. Actualmente la tecnología nos permite tener un CMRR de hasta 120 dB. Aunque hay que tener en cuenta que forzar un CMRR al límite puede acarrear consecuencias como que los dispositivos son más costosos, se vuelve difícil mantenerlos eléctricamente estable y la señal de ruido extraño puede no llegar en fase a las 2 entradas del diferenciador y por lo tanto no tendríamos señales en modo común [9].

En nuestro caso, se utiliza un amplificador de instrumentación ya integrado el cual debe cumplir con las siguientes características para tener un rendimiento correcto [7]:

- Poseer una ganancia que permita obtener a la salida una amplitud aproximada de 1 Volt.
- Presentar una impedancia en la entrada del amplificador mayor de $>10^{10}$ en DC y $>10^8$ a 100 Hz.
- Alcanzar una relación de rechazo en modo común (CMRR) mayor a los 90 dB.
- Contar con un ruido menor a 5 μV rms.
- Alcanzar una corriente de polarización de entrada tan baja como sea posible (típicamente $<$ a 50 nA).

Tomando en cuenta estas características elegimos el amplificador de instrumentación INA128 de la familia Texas Instruments (figura 23) el cual tiene las siguientes características [29]:

- Corriente de entrada de Bias: 5 nA máx.
- Bajo voltaje de offset: 50 μV máx.
- Alto CMRR: 120 dB min.
- Amplio rango de alimentación: ± 2.25 V a ± 18 V.

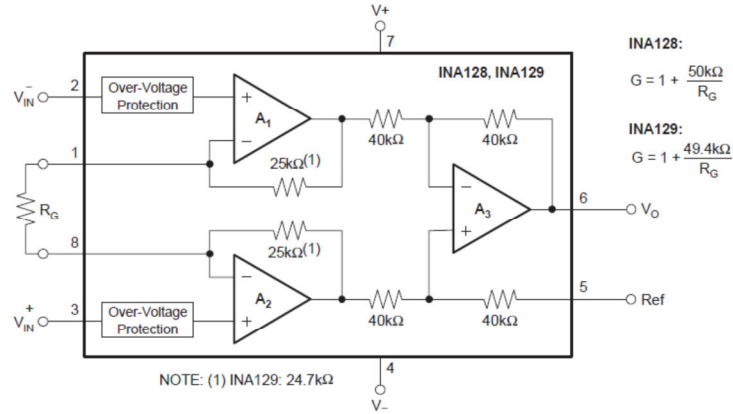


Fig. 23. Diagrama del amplificador de instrumentación INA128 de la familia Texas Instruments [12].

Una sola resistencia externa establece una ganancia de 1 a 10,000, el INA128 provee una ecuación de ganancia estándar industrial [29]:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad \text{Ec. (15)}$$

Se busca una amplificación en cascada para evitar la saturación de los amplificadores, dividiendo la ganancia en dos Amplificadores de Instrumentación, siendo la primera etapa la de mayor amplificación (100), seguido de una ganancia de 10. Los cálculos de las resistencias externas para cada etapa quedan así:

$$R_{G1} = \frac{50k}{100} = 500$$

$$R_{G2} = \frac{50k}{10} = 5000$$

Debido a que estos valores no son comerciales, seleccionamos los valores comerciales más próximos y recalculamos la ganancia real que tendremos con estos:

$$G = \frac{50k}{4.7k} = 10.63$$

$$G = \frac{50k}{470} = 106.38$$

Dádonos una ganancia total final de 1130.8 a la salida del segundo amplificador de instrumentación, que nos elevara un voltaje de 1 mV a 1 Vrms aproximadamente.

5.4.1.5. Etapa V: Etapa de filtrado

La señal de EMG se encuentra en una frecuencia de entre 20 y 500 Hz [9], según algunos autores, puede llegar hasta 1 kHz. Por lo que es necesario generar un filtro pasa banda que restrinja el sistema de adquisición a estas frecuencias. Algunos sistemas incluyen un filtro Notch (eliminador de banda) para suprimir la frecuencia de 60 Hz, la frecuencia de la línea eléctrica que genera interferencia con la señal muscular adquirida.

El prototipo BISASSEMG tiene algunas variaciones electrónicas con respecto a los sistemas de adquisición de EMG convencionales. En primer lugar no se utiliza un filtro notch para eliminar la banda de 60 Hz, esto debido a que en esta frecuencia se encuentra energía de considerable amplitud en EMG, en el rango de 50 Hz a 100 Hz. Aunque existe ruido inducido por la línea en esta frecuencia, se puede reducir dicho ruido al tener un buen acoplamiento de impedancias en la interfaz electrodo/piel y teniendo un buen flujo de iones en el estrato corneo utilizando geles con sales o preparando la piel raspándola para reducir el estrato corneo y tener una mejor conexión.

Otra diferencia con respecto a los sistemas de adquisición convencionales es el filtro pasa banda, pues nuestro prototipo solo posee un filtro pasa bajas al final para limitar la frecuencia a 400 Hz, esto para reducir el uso de más amplificadores y reducir así el ruido electrónico inducido. En el rango de frecuencias de 0 Hz a 20 Hz – que muchos autores eliminan esta banda – se encuentra más que nada ruido por artefactos de movimiento [9], al reducir este ruido mediante un amplificador integrador se reduce también el ruido por artefactos.

Para limitar la frecuencia a 400 Hz se optó por utilizar un filtro activo de ganancia unitaria en configuración Sallen – Key [30] como se aprecia su configuración en la figura 24.

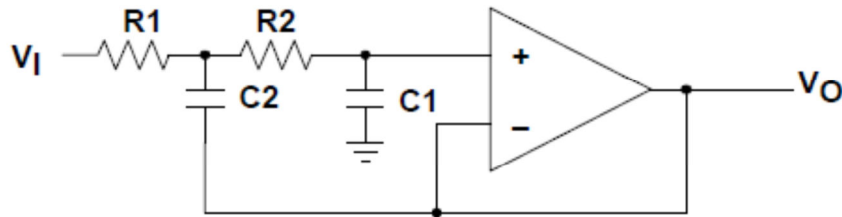


Fig. 24. Filtro pasa bajas Sallen – Key [30]

La operación del filtro se puede describir de la siguiente manera [30]:

- A bajas frecuencias, donde C1 y C2 aparecen como circuitos abiertos, la señal es simplemente trasladada a la salida.
- A altas frecuencias, donde C1 y C2 aparecen como un corto circuito, la señal es desviada a tierra a la entrada del amplificador, así el amplificador amplificará esta entrada a su salida, y la señal no aparecerá en V_o.
- Cerca de la frecuencia de corte, donde la impedancia de C1 y C2 es del mismo orden de R1 y R2, hay retroalimentación positiva a través de C2 la cual provee un realce Q de la señal.

Para determinar la frecuencia de corte tenemos la ecuación 16

$$f_c = \frac{0.707}{2\pi RC} \quad \text{Ec. (16)}$$

usando la ecuación 16 proponemos una frecuencia de corte de 400 Hz y los valores de C=C1=C2 para obtener R=R1=R2

$$R = \frac{0.707}{2\pi(400)(0.1 \mu)} = 2.81 \text{ k}\Omega$$

obtenemos una resistencia de 2.81 k Ω , y basándonos en el valor de resistencia comercial más cercano proponemos una resistencia de 2.7 k Ω y recalculamos la frecuencia de corte real:

$$f_c = \frac{0.707}{2\pi(2.7k)(0.1\mu)} = 416.7 \text{ Hz}$$

5.4.1.6. Etapa VI: Amplificador integrador reductor de offset

El voltaje de offset debido a los artefactos de movimiento por los electrodos puede llegar a ser de mayor magnitud que la amplitud de la señal biológica que se está midiendo, por lo que provocaría que los amplificadores entraran en saturación.

Para reducir este ruido (5 a 10 mv [8]) se utiliza un circuito integrador (figura 25) evitando que el circuito entre en saturación. El circuito se comporta como un filtro pasa altas ajustando el voltaje de la señal en un nivel de referencia basal, en nuestro caso queremos recortar las señales inducidas de 0 – 20 Hz [9]. Este filtro es un filtro pasa altas de primer orden y su frecuencia de corte se puede calcular de la siguiente manera [31]:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Ec. (17)}$$

Estableciendo un C=0.1 μ F tenemos que:

$$R = \frac{1}{2\pi(20)(0.1\mu)} = 79.57 \text{ k}\Omega$$

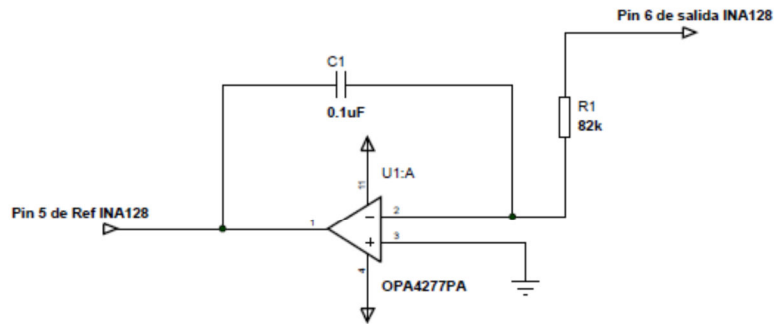


Fig. 25. Circuito Integrador [31].

Buscamos la resistencia comercial más aproximada a este valor teniendo una $R=82$ $k\Omega$, con lo que calculamos por último la frecuencia de corte real que tendremos:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(82k)(0.1\mu)} = 19.4 \text{ Hz}$$

5.4.1.7. Etapa VII: Diseño del circuito impreso (pruebas y etapas)

Después de haber realizado los cálculos de los componentes de los amplificadores y sus filtros, lo que nos queda es probar el sistema y la calidad de las señales obtenidas. Estas pruebas pueden ser descritas en las siguientes etapas:

1. Primera prueba del BISASSEMG
 - a) Construir el BISASSEMG en protoboard y probar la correcta operación de cada etapa del sistema.
 - b) Se prueban las etapas de amplificación y los filtros del sistema.
 - c) Conectar un generador de señales y medir el CMRR del sistema.
 - d) Conectar los electrodos desechables de adquisición superficial y hacer un registro de señales (en el osciloscopio).

2. Tercer prueba, miniaturización

- a) En esta etapa se rediseño el circuito impreso para sustituir los componentes robustos por componentes de montaje superficial y así reducir el tamaño del BISASSEMG y el ruido generado por los componentes electrónicos.
- b) Se prueban las etapas de amplificación y los filtros del sistema.
- c) Se mide el CMRR del sistema.
- d) Se conectan los electrodos desechables de adquisición superficial y se registran las señales obtenidas en el osciloscopio.
- e) Se conectan los bioelectrodos de latón diseñados al BISASSEMG y se registran las señales obtenidas en el osciloscopio.
- f) Se diseña y fabrica una carcasa que contenga y proteja el sistema de polvo, humedad y golpes.

5.4.1.8. Etapa VIII: Medición de estándares

5.4.1.8.1. Estándares para electrodos

La Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI por sus siglas en inglés) genera una gama de etiquetas, eléctricas entre otros requisitos de desempeño para fabricantes y usuarios para ayudar a asegurar niveles aceptables de seguridad y eficacia en sus productos [8].

La AAMI ha propuesto una serie simple de banco de pruebas diseñadas para evaluar electrodos desechables y pregelados para ECG [8].

Aunque se concibe originalmente para evaluar electrodos de ECG desechables, estos estándares son ampliamente utilizados para evaluar otros electrodos para el monitoreo de bioseñales, a continuación se mencionan los requerimientos del desempeño eléctrico [8].

Impedancia AC: Los electrodos de baja impedancia son deseables para evitar la atenuación de la señal y la distorsión y para minimizar la interferencia de 50/60 Hz [8].

El valor promedio de impedancia a 10 Hz para al menos 12 pares de electrodos conectados gel a gel, a un nivel de corriente impresa que no exceda los 100 μA pico – pico, no debe exceder los 2 k Ω . y ninguna de las impedancias de los pares de electrodos por individual deberá exceder los 3 k Ω [8].

El banco de pruebas para estándares de AAMI son actualmente las únicas pruebas de estándares para electrodos ampliamente aceptados ampliamente en uso [8].

Se obtiene entonces la impedancia electrodo/piel con el método de 3 electrodos para observar el comportamiento de la impedancia de los electrodos al variar la frecuencia de trabajo para el rango de EMG; este primer experimento se realiza con los electrodos desechables comerciales de Ag/AgCl para que nos sirvan como referencia. Posteriormente se realizara el mismo experimento pero con los electrodos de latón y ver el comportamiento de la impedancia de estos sobre la piel al variar la frecuencia de trabajo; posteriormente se compararan estos resultados con los obtenidos con el electrodo de Ag/AgCl de referencia.

En las medidas biológicas existen dos métodos comúnmente utilizados: el método a 2 electrodos o bipolar (2EM, del inglés 2 electrode method) y el método a 4 electrodos o tetrapolar (4EM, del inglés 4 electrode method). Una variante de los métodos anteriores es el método a 3 electrodos (3EM) [32].

Este último método consiste en aplicar una corriente (I_o) a través de dos electrodos: un electrodo inyector de corriente (Z_{e1}) y un electrodo de referencia (Z_{e2}). Esta corriente fluye a través del tejido. El voltaje (V_o) se detecta entre un tercer electrodo (Z_{e3}) y el electrodo de referencia (Z_{e2}), figura 26. La diferencia de tensión medida (V_o) corresponde a la caída de tensión provocada por la corriente que se aplica a la impedancia de interés (Z_x) y el segundo electrodo (Z_{e2}) [32].

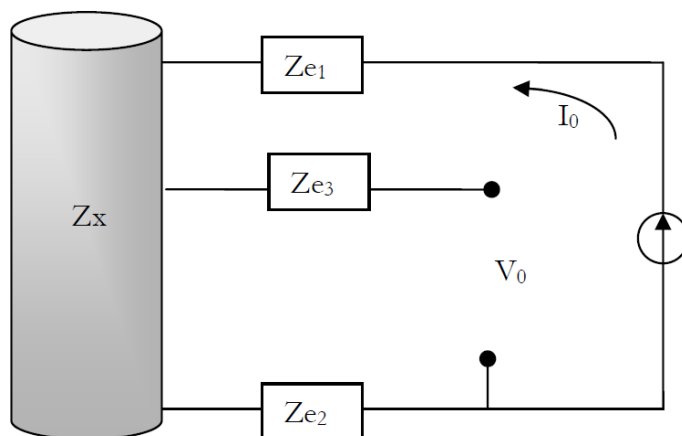


Fig. 26. Configuración del método a 3 electrodos (3EM) para medir impedancia [32].

5.4.1.8.2. Estándares para sistemas de adquisición EMG

Según la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica (International Society of Electrophysiological Kinesiology), las especificaciones mínimas para el registro de señales EMG son [33]:

- Impedancia de entrada:
 - $> 10^{10}\Omega$ en DC y $> 10^8\Omega$ a 100 Hz
- Ganancia de amplificación:
 - 200 – 100.000 $\pm 10\%$ en incrementos discretos
- CMRR:
 - > 90 dB a 60 Hz
- Respuesta en frecuencia:
 - 1 – 3000 Hz medido a -3 dB
- Corriente de Bias de entrada:
 - < 50 nA
- Ruido:
 - < 5 μ V RMS medido con una resistencia de alimentación de 100 k Ω .

5.4.1.9. Etapa IX: Medición del CMRR y Ruido del sistema

El CMRR lo medimos de la siguiente manera:

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_{mc}} \right) \quad \text{Ec. (17)}$$

Donde

$$A_d = \frac{V_o}{V_+ - V_-} \quad \text{Ec. (18)}$$

$$A_{mc} = \frac{V_o}{V_s/2} \quad \text{Ec. (19)}$$

La cantidad de ruido se mide colocando el amplificador en modo de adquisición común, cuyo voltaje de salida será exclusivamente el ruido del sistema.

5.4.1.10. Etapa X: Fuente de poder

El BISASSEMGE es alimentado con dos baterías de 11 V y una carga eléctrica de 1000 mA/h. Se utilizan baterías para tener un sistema aislado de la corriente eléctrica para proteger al paciente de alguna descarga. Además que esto nos permite que sea un sistema portable. Se mide finalmente la corriente que consume el circuito para así poder calcular la duración de las baterías o en el caso de utilizar un arreglo de electrodos para realizar un mapeo de señales, saber cuántos bioelectrodos pueden conectarse con la misma fuente de alimentación.

5.4.1.11. Etapa XI: Brazaletes

Se diseñó un brazalete que sujetará el BISASSEMGE. Es necesario que este brazalete sea lavable y reutilizable, a la vez que sea resistente y rígido por lo que se propone realizar un brazalete de loneta (lona sintética) con un núcleo de durocomex – lo cual le dará la resistencia – y un sistema de tensado para que no se produzca algún movimiento entre el BISASSEMGE y la piel que induzcan algún ruido por artefactos.

6. Validación, resultados obtenidos

De acuerdo a las etapas del diseño propuestas en la metodología obtuvimos los siguientes resultados:

6.1. Etapa I: Diseño del bioelectrodo:

Se diseñó un bioelectrodo de latón con la siguiente geometría (figura 27).



Fig. 27. Bioelectrodo de latón.

El diseño fue elaborado en formato CAD en el software solid Works, posteriormente se mandó maquinar a partir de una barra de latón de 9.6 mm de diámetro en un torno para metal. Adicionalmente se diseñaron otros prototipos para el bioelectrodo como los de la figura 28 (a), (b) y (c).



(a)



(b)



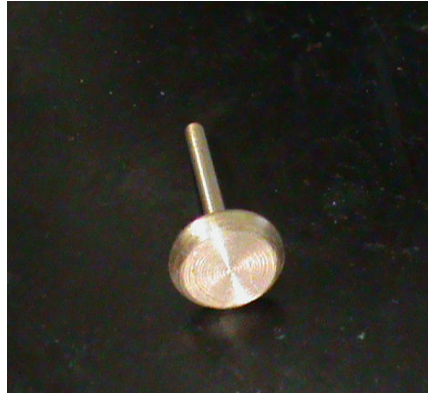
(c)

**Fig. 28. (a), bioelectrodo de latón de 5 mm, (b), bioelectrodo de latón de 15 mm,
(c), bioelectrodo de latón de 9.4 mm**

Después de haber maquinado estos prototipos, los bioelectrodos quedaron como se ven en las figuras 29 (a, b, c, d).



(a)



(b)

Fig. 29. Bioelectrodos maquilados de latón.

6.2. Etapa II: construcción del BISASSEMG en protoboard

Las etapas de amplificación y filtros diseñadas y descritas en el capítulo 6, Desarrollo del proyecto, se ensamblaron en primera instancia en protoboard para comprobar su correcto funcionamiento de amplificación y filtrado de frecuencias.

El circuito final del sistema de adquisición quedó como se aprecia en la figura 30.

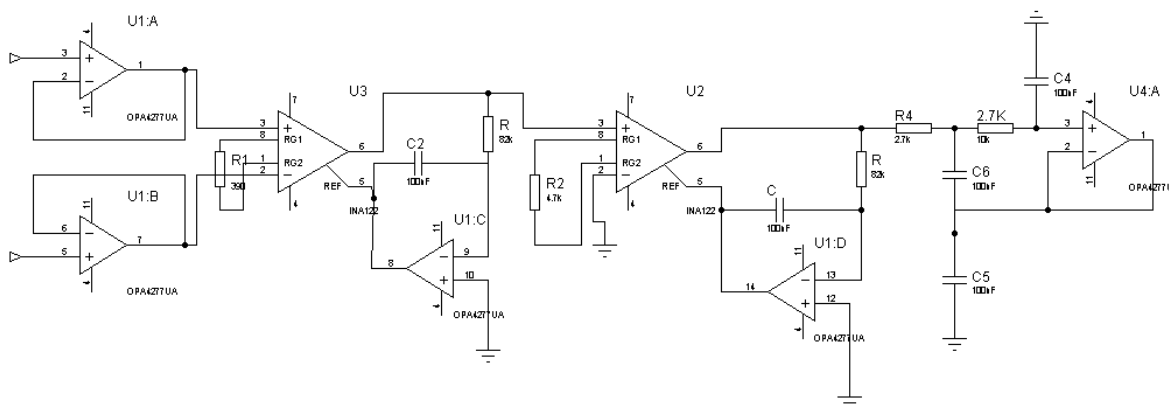


Fig. 30. Diseño final del sistema de adquisiciones de señales Electro miográficas.

Después se conectó un generador de onda (Agilent Technologies, modelo: MSO.X 2022A) para introducir una señal de prueba senoidal de 20 mVp-p (mínimo valor de voltaje integrado por el generador), a un divisor de voltaje utilizando un potenciómetro de precisión el cual reducirá el voltaje de entrada a 3.5 mVrms (9.9 mVp-p). La salida del divisor es conectada a la entrada V_+ del sistema de adquisición de señales. La entrada V_- es puesta a tierra para obtener una salida de ganancia diferencial y poder observar el correcto funcionamiento de los amplificadores. Al ser una amplificación diferencial esta configuración restaría el voltaje de entrada ($V_+ - V_-$) amplificándolo teóricamente el 100% de la señal multiplicada por la ganancia establecida en el amplificador de instrumentación.

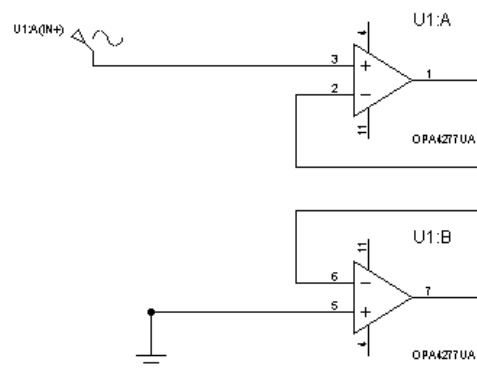


Fig. 31. Configuración de la entrada para obtener la ganancia diferencial.

El sistema de adquisición se conectó en protoboard (figura 32) para realizar la primera prueba de funcionamiento de la amplificación y filtrado del sistema.

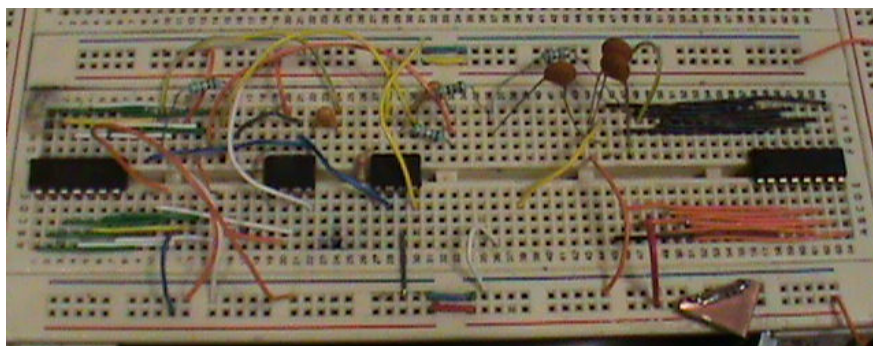


Fig. 32. Armado del sistema de adquisición de señales en protoboard.

Se conectó el generador de onda con osciloscopio para observar las señales de entrada y salida de cada etapa (figura 33).

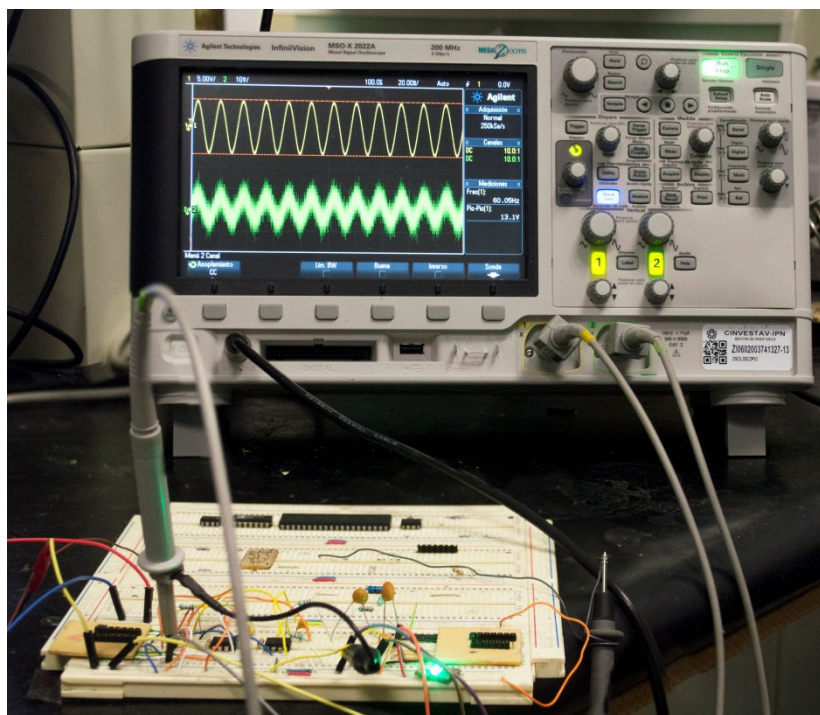


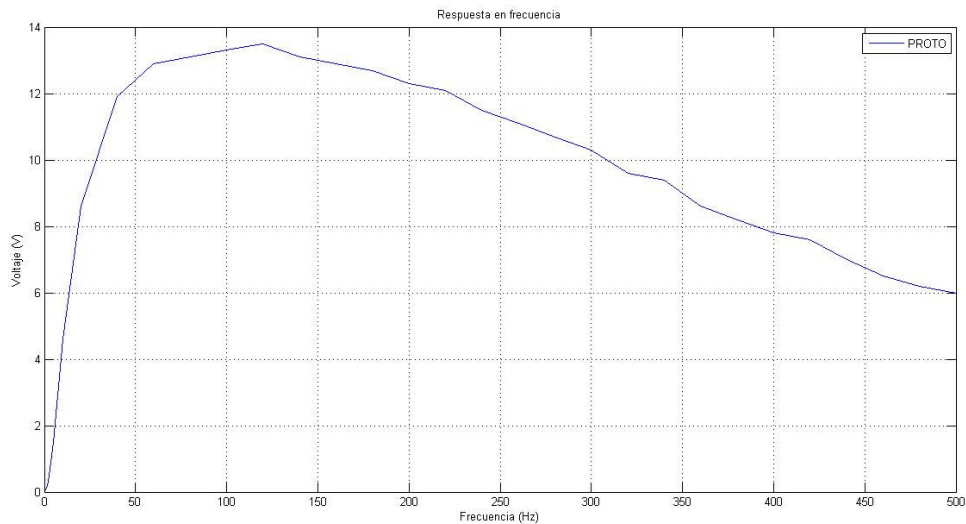
Fig. 33. Conexión del generador y osciloscopio al protoboard.

A la entrada se ingresó una señal senoidal de 3.5 mVrms (medidos con un multímetro true RMS marca FLUKE), y se observaron los resultados que se muestran en la tabla 4 en cada etapa del sistema.

Tabla 4. Voltajes de entrada y salida medidos en cada etapa del sistema.

	Vrms	V_{p-p}
Voltaje de Entrada	3.46 mV	32 mV
Voltaje de Salida 1^{er} Amp.	425.9 mV	1.29 V
Voltaje de Salida 2^{do} Amp.	4.65 V	13.7 V
Voltaje de Salida del Sistema	4.24 V	12.9 V

Posteriormente se probaron las etapas de filtrado obteniendo la gráfica 1 que muestra la curva de respuesta en frecuencia a la salida del sistema.



Gráfica 1. Respuesta en frecuencia a la salida del sistema de adquisiciones.

Se registraron a la vez las señales a la entrada del sistema para compararlas con las salidas de las dos etapas de amplificación y finalmente con la salida total del sistema de adquisición como se ve en las figuras 34, 35, 36 y 37, y poder comprobar el correcto funcionamiento de los amplificadores.

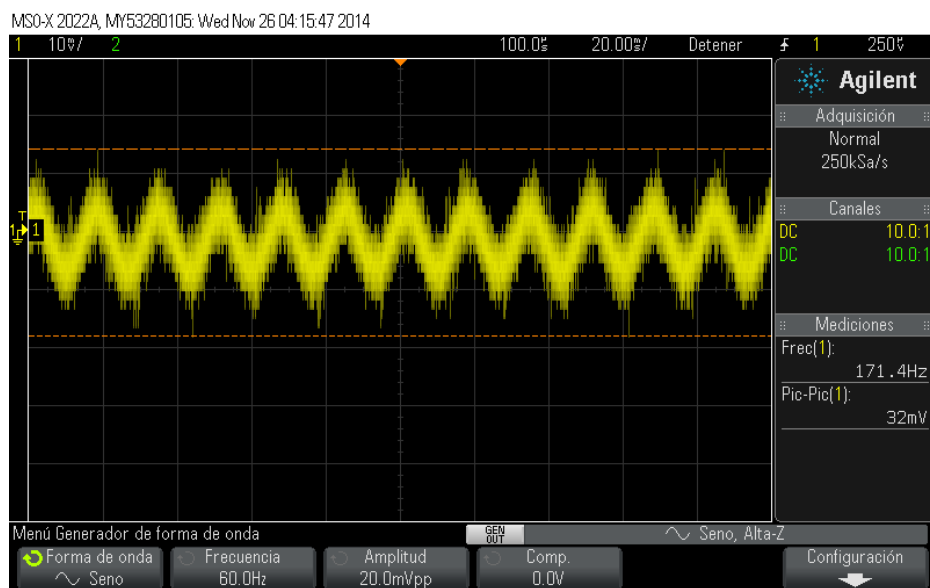


Fig. 34. Señal de entrada del sistema.

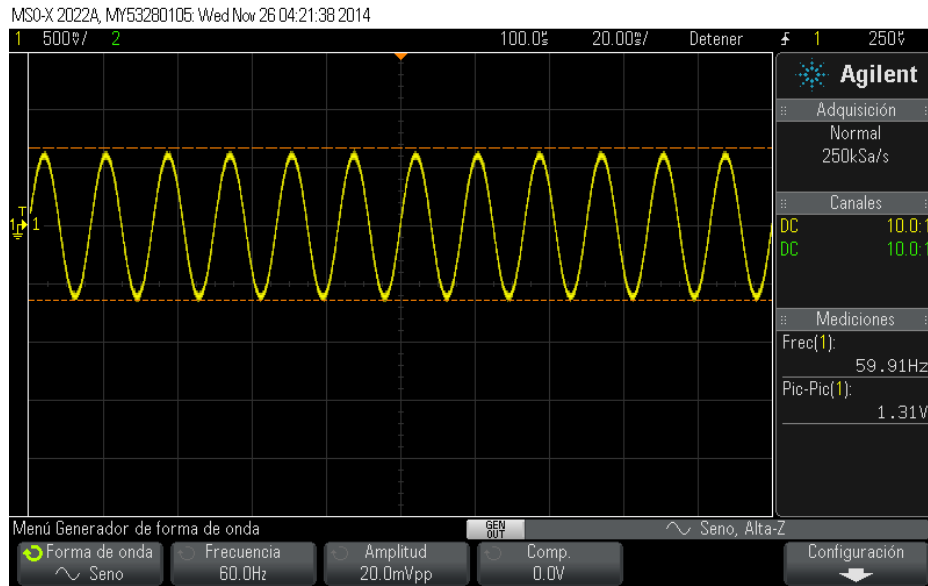


Fig. 35. Señal de salida 1er Amplificador

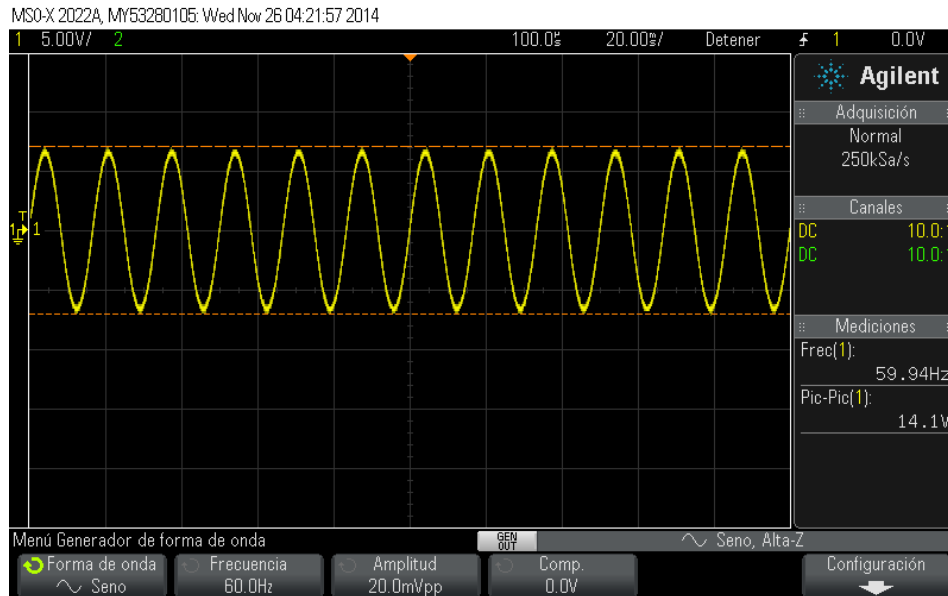


Fig. 36. Señal de salida 2do amplificador.

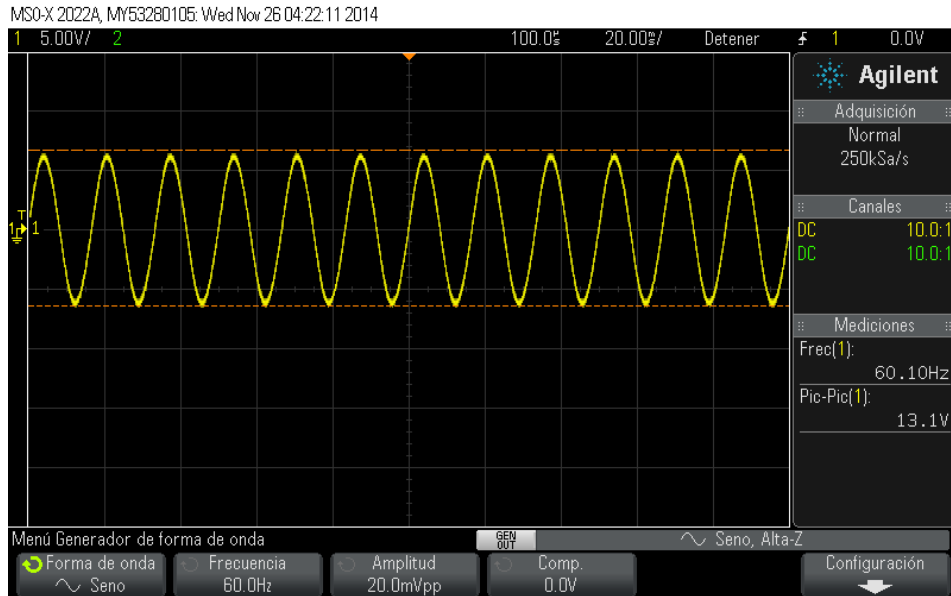


Fig. 37. Señal de salida total del sistema.

Una vez revisados los filtros, se procedió a calcular la ganancia diferencial final del sistema de la siguiente manera (los valores tomados fueron en RMS):

$$\Delta_d = \frac{v_o}{v_+ - v_-} \quad \text{Ec. (20)}$$

$$\Delta_d = \frac{4.24}{3.46 \text{ m} - 0} = 1225$$

Posteriormente se conectó el circuito como en la figura 33 para obtener la ganancia en modo común, se introdujo un voltaje de 5 Vp-p a ambas entradas del sistema, lo que provocará que el diferenciador reste la señal obteniendo teóricamente una salida de 0 volts, siendo el voltaje medido a la salida el ruido existente a través del circuito.

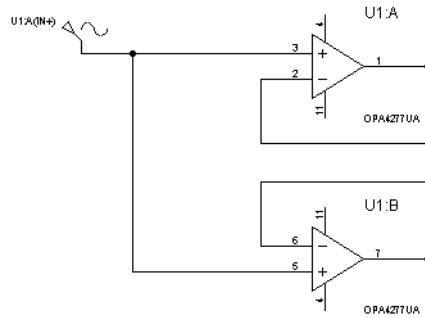


Fig. 38. Configuración para adquisición en modo común.

Tomando en cuenta el circuito de la figura 38 tomamos la tabla 5 donde obtenemos los resultados de voltaje a la salida de cada etapa, observando el voltaje de ruido a la salida final del sistema.

Tabla 5. Voltajes de entrada salida en cada etapa en modo común.

	Vrms	V_{p-p}
Volt Entrada	0.878 V	5 V
Volt salida 1 ^{er} Ampl	1.02 mV	24 mV
Volt Salida 2 ^{do} Ampl	11.9 mV	135 mV
Voltaje Salida final del sistema	0.44 mV	21 mV

Con estos valores obtenemos la ganancia en modo común utilizando la ecuación 21.

$$\Delta_{mc} = \frac{V_o}{V_s/2} \quad \text{Ec. (21)}$$

$$\Delta_{mc} = \frac{0.44 \text{ m}}{0.439} = 0.001$$

Utilizando los valores de Δ_d y Δ_{mc} podemos obtener el valor de CMRR del sistema con la ecuación 22.

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{\Delta_d}{\Delta_{mc}} \right) \quad \text{Ec. (22)}$$

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{1225}{.001} \right) = 121$$

En la figura 39 se muestra la señal que se obtuvo al conectar a la entrada del sistema los electrodos desechables en lugar del generador de señales. Los electrodos fueron conectados al antebrazo de un sujeto de pruebas sano, la figura muestra la señal producto de una contracción.

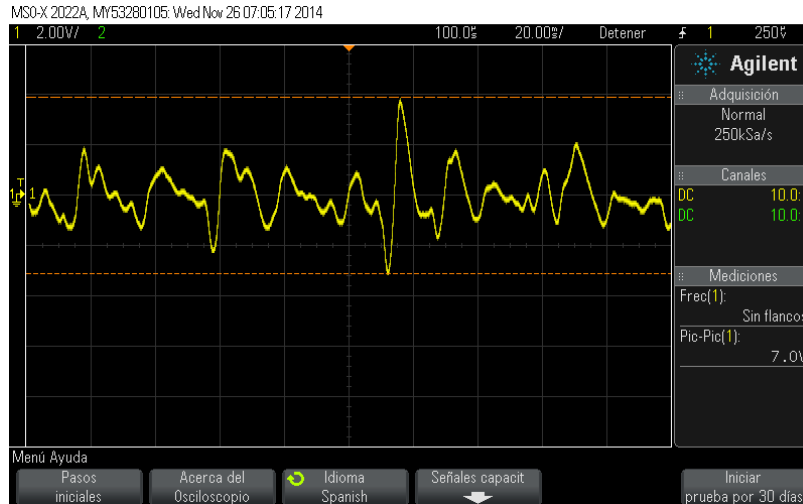


Fig. 39. Señal de salida del sistema al realizar una contracción en el antebrazo utilizando electrodos desechables.

6.3. Etapa III: BISASSEMG en circuito impreso y miniaturizado

En esta etapa se diseñó el BISASSEMG en un circuito impreso con componentes superficiales con la finalidad de reducir tamaño del circuito así como el ruido electrónico reducidas y de montaje superficial, el ruido es provocado por los componentes y el ruido inducido, es el provocado por las terminales de los componentes, como se aprecia en la figura 40.

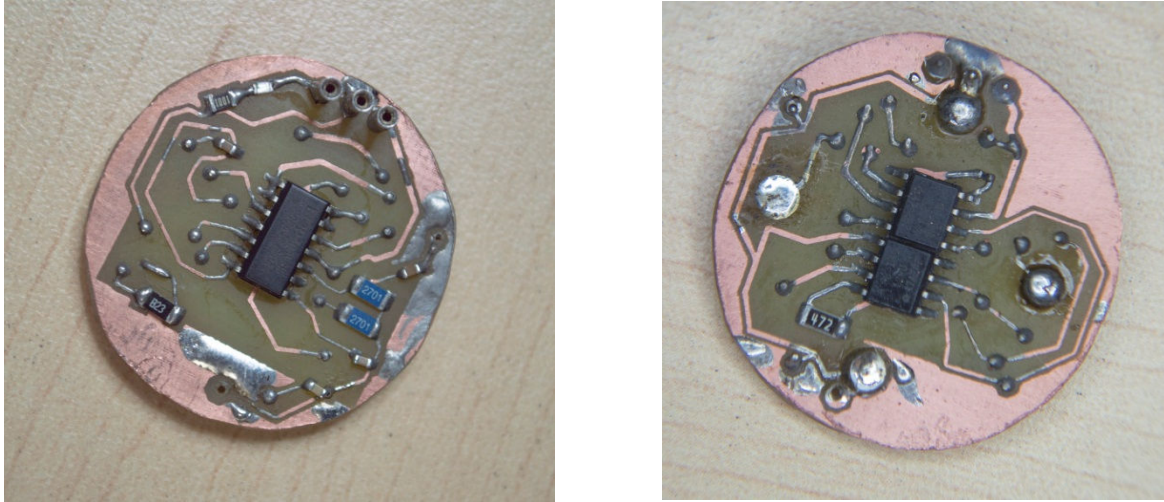
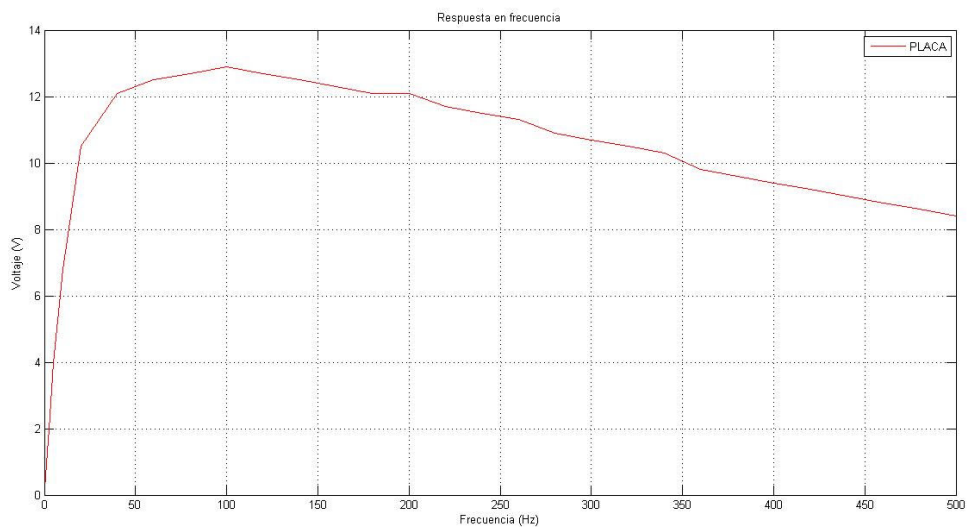
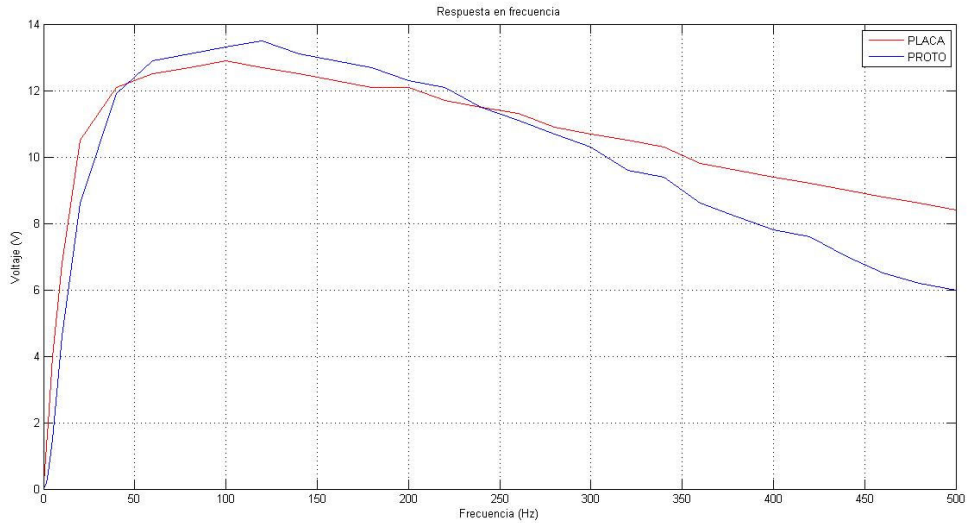


Fig. 40. Circuito impreso con elementos SMD del BISASSEMG (doble cara).

Se conectó el generador de onda de manera diferencial para probar cada etapa de amplificación y la salida final del sistema, así como la respuesta en frecuencia del filtro como se ve en la gráfica 1 y la tabla 6. Utilizamos la Gráfica 2 para comparar la frecuencia de corte en -3 dB en ambos circuitos y observar la frecuencia a la que se encuentra la máxima amplitud.



Gráfica 1. Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas.



Gráfica 2. Gráfica de respuesta en frecuencia del protoboard y circuito impreso

Tabla 6. Voltajes de salida en cada etapa y sistema de adquisición de manera diferencial

	Vrms	V_{p-p}
Volt Entrada	3.54 mV	29 mV
Volt salida 1 ^{er} Ampl	360.5 mV	1.11 V
Volt Salida 2 ^{do} Ampl	4.17 V	12.7 V
Voltaje Salida final del sistema	4.12 V	12.5 V

Con los datos obtenidos, mostrados en la tabla 6 se obtuvo la ganancia en modo diferencial a la salida del sistema de adquisición utilizando la ecuación 20:

$$\Delta_d = \frac{V_o}{V_+ - V_-} = \frac{4.12}{3.54 \text{ mV}} = 1163 \quad (20)$$

Luego cambiamos las entradas para obtener la ganancia en modo diferencial, conectando a ambas entradas 5 V_{p-p} obteniendo la tabla 7 con los voltajes en cada etapa de salida así como en la etapa final del sistema.

Tabla 7. Voltajes de salida en cada etapa y etapa final del sistema en modo común

	Vrms	V_{p-p}
Volt Entrada	0.87 V	---
Volt salida 1 ^{er} Ampl	1 mV	---
Volt Salida 2 ^{do} Ampl	11.5 mV	---
Voltaje Salida final del sistema	0.77 mV	---

Utilizando los valores de la tabla obtenemos la ganancia en modo común utilizando la ecuación 21.

$$\Delta_{mc} = \frac{V_o}{V_s/2} = \frac{0.77m}{0.435} = 0.0017$$

Utilizando los valores de Δ_d y Δ_{mc} calculamos el valor de CMRR del sistema con la ecuación 22.

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{\Delta_d}{\Delta_{mc}} \right) = 116.7$$

Finalmente se conectaron los electrodos desechables y los bioelectrodos de latón a la entrada, poniéndolos en contacto con la piel para observar la respuesta producto de una contracción del antebrazo como se ve en la figura 41.

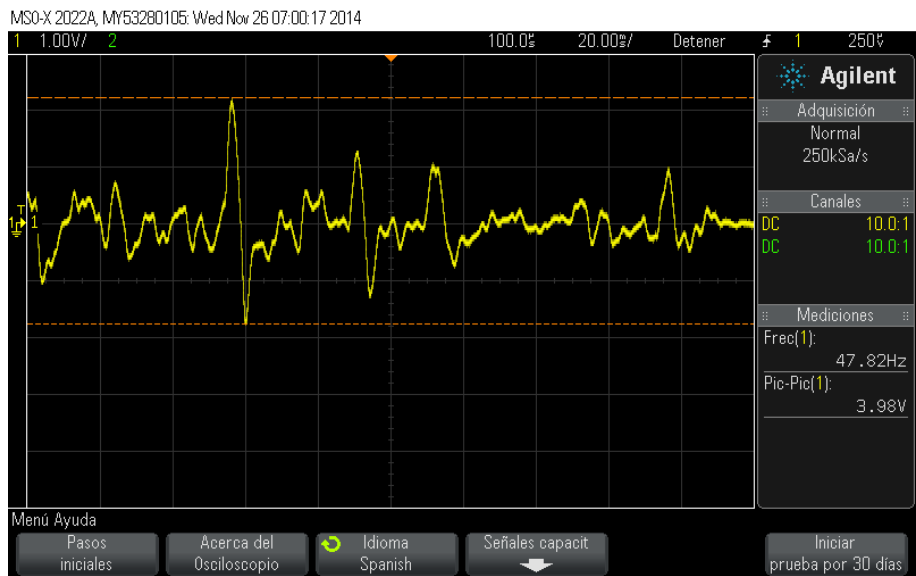


Fig. 41. Señal de respuesta de los electrodos desechables a una contracción en el antebrazo

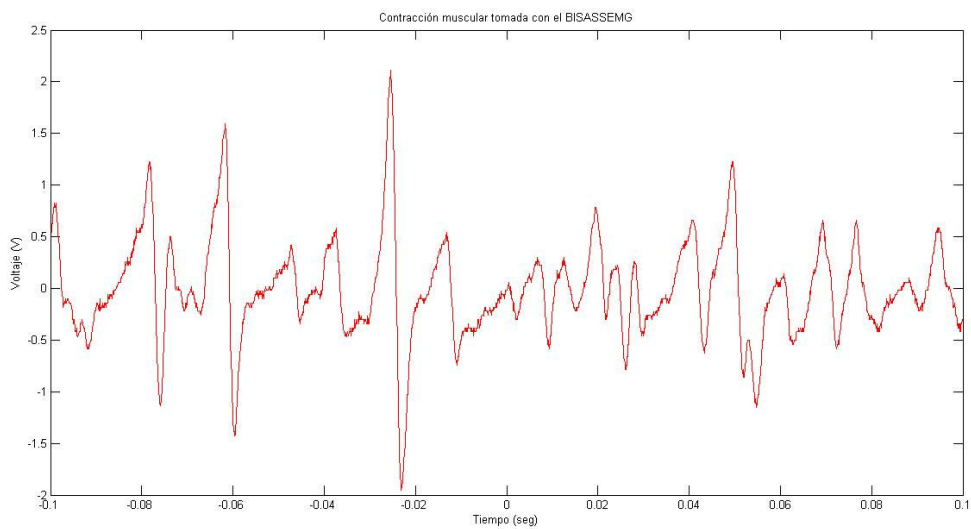


Fig. 42. Señal de respuesta de los bioelectrodos de latón a una contracción en el antebrazo

6.4. Etapa IV: medición de estándares

Se midieron primero los estándares establecidos por ANSI para electrodos superficiales. En este caso se midió la impedancia de la interface electrodo piel tanto en los electrodos de Ag/AgCl como de los electrodos de latón para comparar su curva de respuesta al variar la frecuencia de 5 Hz a 2 kHz, (figura 43).

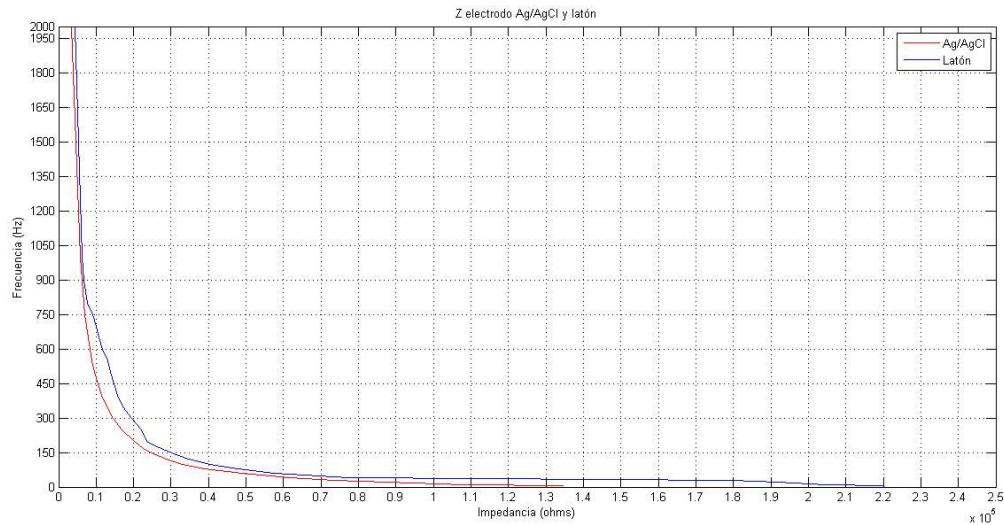


Fig. 43. Relación de la respuesta de la impedancia con la frecuencia de los electrodos de Ag/AgCl y latón.

En segunda instancia, se utilizaron los estándares que propone la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica (ISEK por sus siglas en inglés) para sistemas de adquisición de EMG y se comparan con los resultados de nuestra propuesta, obteniendo los resultados expresados en la tabla 8.

Tabla 8. Estándares medidos para sistemas de adquisición de EMG

	ISEK	BISASSEMG
Impedancia de entrada	$>10^8\Omega$ a 100 Hz	100 M Ω modo diferencial 250 G Ω modo común
CMRR	>90 dB a 60 Hz	116 dB

6.5. Etapa V: diseño de la carcasa

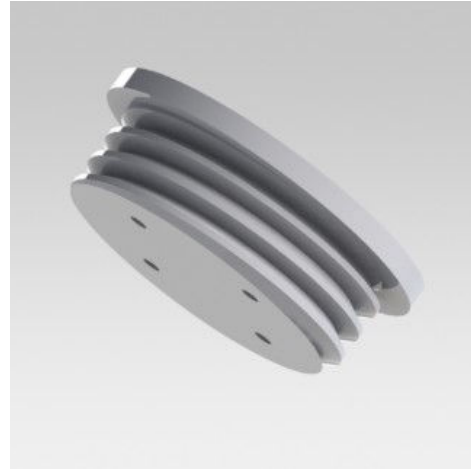
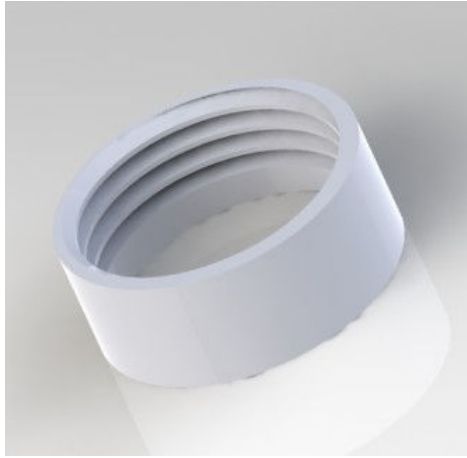
Se realizaron varios diseños en CAD de la carcasa para portar y contener los electrodos y el circuito impreso, y así protegerlo del polvo y la humedad (figuras 44 (a), (b) y (c)), posteriormente se fabricaron algunos en acrílico y en impresora 3D (figuras 45 (a) y (b)).



(a)

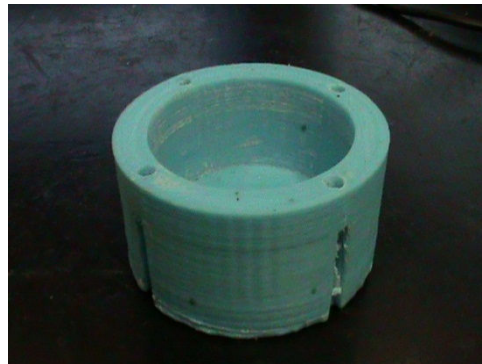


(b)



(c)

Fig. 44. Diseños en CAD de las carcasas para el BISASSEMG.



(a)



(b)

Fig. 45. Diseños impresos de las carcasas para el BISASSEMG.

En la figura 46 se muestran las 2 baterías que se utilizaron para alimentar los amplificadores de manera bipolar con 11 V de CD para que el circuito esté flotado evitando así el ruido que las fuentes de corriente suelen ingresar al sistema y proteger al usuario de alguna posible descarga eléctrica.

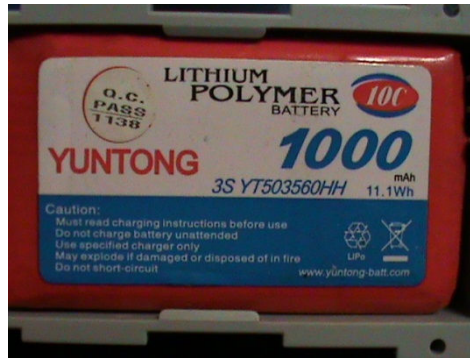


Fig. 46. Baterías utilizadas para alimentar el BISASSEM.G.

Se midió la corriente consumida por el sistema utilizando el diagrama de la figura 41, observando el consumo de cada batería, al ser un sistema que requiere de una alimentación bipolar. Para obtener el tiempo de descarga de la batería, es decir, el tiempo que la batería puede estar alimentando el sistema antes de consumir su carga se puede calcular con la ecuación 23.

$$\text{Tiem}po \text{ de } \text{desc}ar\text{ga} = \frac{\text{Carga } \text{el}e\text{ct}r\text{ica } \text{b}a\text{t}e\text{r}\text{ia}}{\text{C}o\text{ns}u\text{m}o \text{ e}\acute{l}e\text{ct}r\text{ico } \text{d}i\text{s}p\text{o}s\text{it}\text{ivo}} \quad \text{Ec. (23)}$$

En donde sustituyendo los valores de corriente obtenidos y la carga eléctrica que suministra la batería obtenemos:

$$\text{Tiem}po \text{ de } \text{desc}ar\text{ga} = \frac{1000 \text{ mA/h}}{17.2 \text{ mA}} = 58.14 \text{ Horas}$$

Lo que quiere decir que un solo BISASSEM.G puede funcionar durante un periodo de aproximadamente 58 horas continuas.

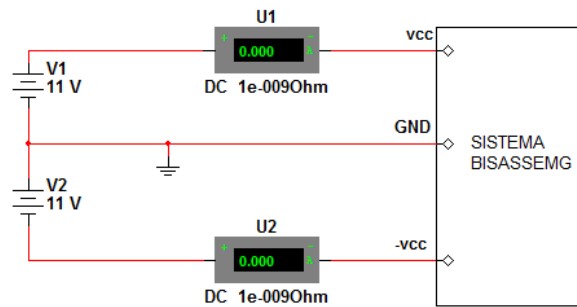


Fig. 47. Conexión para medir la corriente consumida por el sistema.

6.6. Diseño del brazalete

Se diseñó un brazalete que sujetara el BISASSEMG, y que a la vez este brazalete pueda ser lavado y reutilizado cuantas veces sea necesario por el usuario. Se eligió utilizar loneta (tela que imita la lona) la cual es 100% poliéster, lo cual le da rigidez, durabilidad y permite que sea lavable. Se diseñaron 2 medidas diferentes para ser utilizadas en brazo y antebrazo como las figuras 48, 49, 50.



Fig. 48. Brazalete integrado con el BISASSEMG.



Fig. 49. Brazaletes adherido al antebrazo.



Fig. 50. Brazaletes adherido al brazo.

6.7. Resultado final

La figura 51 muestra la imagen final del sistema BISASSEMG sin su carcasa, para la toma de señales electromiográficas, mientras que la figura 52 muestra el BISASSEMG final montado en su carcasa y sus terminales de entrada.



Fig. 51. BISASSEMG final sin carcasa.

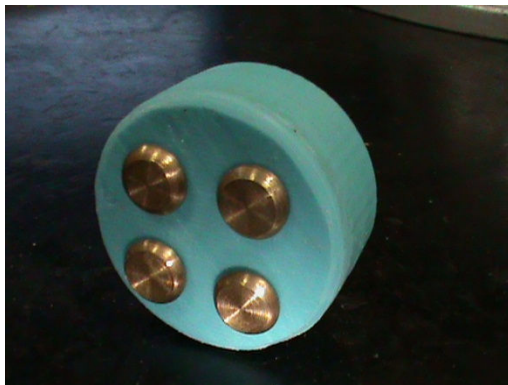


Fig. 52. BISASSEMG con carcasa.

7. Conclusiones

Nuestro primer objetivo de esta tesis fue desarrollar un sistema de adquisición de señales que cumpla con los estándares establecidos por la AAMI y la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica, lo cual se logró al observar los resultados de las pruebas de validación del sistema las cuales se describen en el capítulo 7 de esta tesis.

De acuerdo a lo establecido en los estándares por la AAMI y encontrado en otras investigaciones [34], nuestro electrodo seco diseñado de latón, que utiliza la geometría de la figura 41 (c) cumple con la impedancia establecida para adquirir señales superficiales de electromiografía debido a que se encuentra dentro del rango de 100 k Ω a 2000 k Ω que establece la AAMI.

En la figura 50 se observa que la impedancia más grande para los electrodos de Ag/AgCl se encuentra a la menor frecuencia, reduciéndose cuando se va incrementando la misma, teniendo un rango de impedancia de 134 k Ω a 5 Hz hasta 3.33 k Ω a 2 kHz, y teniendo una impedancia de 10.54 k Ω a 450 Hz que es la frecuencia de corte de nuestro sistema.

Nuestro electrodo de latón por otro lado posee una ventana de operación de frecuencia de 220 k Ω a 5 Hz hasta 4.32 k Ω a 2 kHz, y teniendo una impedancia de 14.81 k Ω a la frecuencia de corte de 450 Hz; podemos observar que no es grande la diferencia de impedancia electrodo/piel entre los electrodos comerciales desechables de Ag/AgCl y la obtenida con los electrodos de latón que se diseñaron.

Podemos ver que el CMRR del sistema cumple con el estándar establecido por la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica [33] para sistemas de adquisición de señales electromiográficas, además de que el valor que se obtuvo de 116 dB nos hace ver que es un sistema con muy poco ruido a su salida, proporcionando una señal limpia de ruido electrónico e interferencias.

Aún y cuando el CMRR del sistema probado en protoboard también es alto, la señal obtenida a la salida se aprecia un poco más distorsionada, a la vez que las capacitancias parásitas inducidas por las conexiones del protoboard afectan la impedancia de las ganancias de los amplificadores así como la capacitancia total a ser considerada en el filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 400 Hz, por lo que fue necesario modificar el valor de capacitancia de uno de los elementos del filtro como lo sugiere el diseño del filtro pasa bajas tipo sellenkey de segundo orden propuesto por el software filter pro, logrando compensar las capacitancias del protoboard. Esta compensación no fue necesaria en el circuito impreso, cortando su señal a una frecuencia de corte de 450 Hz en -3 dB, dejando los capacitores considerados del mismo valor, concluyendo así que no se tienen capacitancias parásitas suficientemente grandes para alterarme el sistema como para ser compensadas.

Observando las gráficas del análisis de frecuencia podemos observar que la frecuencia de corte cae 50 Hz después de la frecuencia calculada, estableciendo un ancho de banda mayor para adquirir las señales. Se observa también que la máxima amplitud de la señal se encuentra en el rango de frecuencias entre 40 y 200 Hz, manteniendo una buena amplitud de señal dentro de los rangos establecidos, y cayendo su voltaje para las frecuencias menores a 20 Hz, quitándonos así cualquier offset debido a artefactos.

Para cumplir con los demás estándares para sistemas de adquisición de EMG como lo son la impedancia de entrada y corriente de Bías, solo podemos asegurarnos de utilizar elementos – como el amplificador de instrumentación INA128 – que de fábrica proveen estas especificaciones, como una impedancia de entrada del orden de $T\Omega$ y una corriente de Bías del orden de 5 nA. También nuestro sistema de adquisición miniaturizado cuenta con una ganancia de aproximadamente 1200, considerada así por las pérdidas de amplitud que se pudiesen dar en los filtros establecidos. El sistema cumple con el corte de frecuencia de un ancho de banda de 400 a 500 Hz [9].

El objetivo general fue tener un circuito electrónico que contara con las características ya descritas, pero al mismo tiempo el circuito debería ser del menor tamaño posible para lograr una portabilidad del sistema. Para alcanzar esto, se logró miniaturizar la electrónica y la

placa del circuito. Pareciera que el sistema de adquisición en protoboard tiene características similares que nuestro sistema BISASSEMG miniaturizado, pero lo difícil y complicado de lograr en este desarrollo fue que al momento de reducir la electrónica a un nivel de componentes superficiales y una placa de circuito impreso de 3 cm, nos topamos con el problema de que hacer todo de manera reducido, tanto las líneas de conexión, los through holes, los componentes, los bioelectrodos, etc., todo se vuelve mucho más receptivo a ruidos e interferencias, por lo que de manera heurística se fueron realizando diversos experimentos, diversos tamaños de placas, diversos tamaños de líneas de conducción y through holes, hasta encontrar los tamaños correctos de hasta donde era posible reducir el sistema sin sacrificar amplitud de la señal o sin inducir demasiado ruido al sistema. Al final se logró tener un sistema de adquisición de señales electro miográficas que cumple con todos los estándares establecidos por la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica (ISEK) y la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) [33,8], con una amplitud de señal de más de 1000 obteniendo una amplitud de señal de entre 1 y 2 V p-p y una señal de salida bastante limpia sin ruido significativo ni interferencias.

Viendo ahora el sistema como un todo integrado con el bioelectrodo, tenemos un bioelectrodo de 3.5 cm de diámetro por 2 cm de alto. El BISASSEMG se presiona y retiene contra el músculo a medir su señal electromiográfica, se alimenta por medio de las terminales externas, y se toma la señal de salida a través del borne externo del mismo sistema. Esta señal puede ser posteriormente almacenada en la computadora a través de un conversor análogo digital para ser procesada.

La carcasa que porta y protege al sistema, después de ser probado en varias versiones, se eligió que fuese una carcasa roscada para reducir el tamaño de la misma y asegurar un buen sello de la misma, de esta manera el sistema no se verá afectado por la humedad ni el polvo.

El BISASSEMG es completamente portable, utiliza 2 baterías de 11 V para crear una alimentación positiva y negativa para los A.O. de instrumentación. Las baterías no miden más de 9 cm X 8 cm X 2.5 cm, con un peso menor a 200 gr. permitiendo que se acoplen a cualquier parte del brazo sin estorbar o causar un mayor peso.

El BISASSEMG es montado a un brazalete lavable y reutilizable, logrando así que el sistema se adhiera firmemente sobre la piel y evitando cualquier artefacto de movimiento no deseable. Al ser el brazalete de poliéster es rígido, resistente y durable aún tras ser lavado varias veces cumpliendo el objetivo deseado de ser reutilizable.

8. Trabajo a futuro

Un siguiente experimento sería crear un arreglo de electrodos BISASSEMG para realizar un mapeo de brazo y antebrazo para obtener características correspondientes a diversos movimientos como flexión/extensión, pronación/supinación o abducción/aducción.

La calidad de la señal de salida puede variar al ir modificando tanto la geometría de los electrodos de adquisición como la separación entre ellos. El BISASSEMG puede mejorarse y ser utilizado en diversas aplicaciones como en la adquisición de señales para el control de prótesis mioeléctricas, medición de señales musculares para atletas y medicina del deporte. El BISSASSEMG también puede mejorarse anexando un sistema de comunicación bluetooth/zigbee para mandar las señales obtenidas a la computadora y ser registradas. Esta comunicación puede ser individualmente en cada sistema integrado o de varios canales al ser mapeado algún músculo en particular.

Es posible realizar con este dispositivo un análisis de daño muscular o rendimiento del mismo a atletas para mejorar e incrementar su entrenamiento o rehabilitación, llevando un dispositivo portable a la medicina del deporte para desarrollar mejor a los atletas.

9. Productos obtenidos de la tesis:

Antonio Ruvalcaba, A. Altamirano, C. Toledo, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, “Multichannel EMG Acquisition System for Arm and Forearm Signal Detection”, 2014, I2MTC, Montevideo, Uruguay.

J. A. Ruvalcaba-Granados, C. Toledo, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, “Mapeo Transhumeral de Señales Electromiográficas Superficiales durante Contracciones Isométricas”, 2013, SOMIB, Aguascalientes, México.

10. Referencias

- [1] Información sobre accidentes y enfermedades de trabajo, Distrito Federal, 2004 – 2013, Secretaria del Trabajo y Previsión Social.
- [2] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008;89(3):422-9.
- [3] Gatzke RD. In: Miller HA, Harrison DC, editors. *The electrode: A measurement systems viewpoint*. Biomedical Electrode Technology. New York: Academic Press; 1974.
- [4] Owings M, Kozak LJ, National Center for Health S. *Ambulatory and Inpatient Procedures in the United States, 1996*. Hyattsville, Md.: U.S. Dept. of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics; 1998.
- [5] Robbins JM, Strauss G, Aron D, Long J, Kuba J, Kaplan Y. Mortality Rates and Diabetic Foot Ulcers. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2008 November 1, 2008;98(6):489-93.
- [6] Fisher ES, Goodman DC, Chandra A. Disparities in Health and Health Care among Medicare Beneficiaries: A Brief Report of the Dartmouth Atlas Project. Robert Wood Johnson Foundation 2008.
- [7] Ma. Teresa García González, Aída Jiménez González, Ma. Del Rocío Ortiz Pedroza, Miguel Ángel Peña Castillo, *Potenciales bioeléctricos: origen y registro, primera edición*, Universidad Autónoma Metropolitana unidad Iztapalapa, México, D.F., 1998.
- [8] John G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, second edition, volume 1, University of Wisconsin – Madison, E.U.A., a John Wiley & Sons, Inc. publication, 2006.
- [9] Carlos J. De Luca, “Surface Electromyography Detection and Recording”, DelSys Incorporated, 2002.
- [10] McLaughlin J, McAdams ET, Anderson JMcC. Novel dry electrode ECG sensor system. 16th Annual Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc Baltimore (MD), Nov. 1994:804.
- [11] Jossinet J, McAdams ET. Skin Impedance. *Innovation and technology in biology and medicine*, 12, special issue. 1991;1:21–31.
- [12] Reilly JP. *Electrical Stimulation and Electropathology*. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1992.

- [13] Webster JG. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons; 1998.
- [14] McAdams ET, Jossinet J. DC nonlinearity of the solid electrode- electrolyte interface impedance. *Inn Tech Biol Med* 1991;12:329–343.
- [15] Olson WH, Schmincke DR, Henley BL. Time and frequency dependence of disposable ECG electrode-skin impedance. *Med Instrum* 1979;13:269–272.
- [16] Rosell J, Colominas J, Riu P, Pallas-Areny R, Webster JG. Skin impedance from 1Hz to 1 MHz. *IEEE Trans Biomed Eng* 1980;35:649–651.
- [17] McAdams ET, Jossinet J, Lackermeier A, Risacher F. Factors affecting the electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography. *Med Biol Eng Comput* 1996;34(6):397–408.
- [18] Lawler JC, Davis MJ, Griffith EC. Electrical characteristics of the skin. *J Invest Dermatol* 1960; 301–308.
- [19] Carim HM, Hawkinson RW. EKG electrode electrolyte-skin AC impedance studies. *Proc. 4th Ann Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 1982:503–504.
- [20] Tam HW, Webster JG. Minimizing motion artifact by skin abrasion. *IEEE Trans Biomed Eng* 1977; BME 24:134– 140.
- [21] De Talhouet H, Webster JG. The origin of skin-stretchcaused motion artefacts under electrodes. *Physiol Meas* 17:81–93.
- [22] John G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, fourth edition, E. U. A., a John Wiley & Sons, Inc. publication, 2010.
- [23] Irving Aaron Cifuentes González “Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales eletromiográficas”. Universidad Autonoma de Yucatan, Mérida, Yucatán, 2010.
- [24] G. Vijaya Krishna Prasad, S. Srinivasan, K. M. Patil “A new DSP-Based Multichannel EMG-Acquisition and Analysis System”. *Computers and Biomedical research*, 1996.
- [25] Bagnoli EMG system user’s guide, October 2011 edition PM-B05, copyright 2012 by Delsys Incorporated.
- [26] Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, *Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores Operacionales*, segunda edición, Wentworth Institute of Technology, Prentice – Hall, 1987.

- [27] Texas Instruments, High Precision Operational Amplifiers OPA4277UA, Data Sheet.
- [28] Texas Instruments Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers INA128UA, Data Sheet.
- [29] Analysis of the Sallen-Key Architecture, Application report, Texas Instruments, July 1999. Available: <http://www.ti.com/>
- [30] Irving Aaron Cifuentes González, “Diseño y Construcción de un Sistema para la Detección de Señales Electromiográficas”, tesis de licenciatura de la Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida, Yucatán, Septiembre 2010.
- [31] María E. Moncada, María del P. Saldarriaga, Andrés F. Bravo, Carlos R. Pinedo, “Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico – Revisión”, Rev. Tecno Lógicas No. 25, ISSN 0123-7799, pp.51 – 76, Diciembre de 2010.
- [32] Lorena Alvarez Osorio, “Acondicionamiento de señales Bioeléctricas”, tesis de ingeniería de la Universidad Tecnológica de Pereira, Colombia, Abril 2007.
- [33] Araiza Lizarde H., Muñoz Guerrero R., “Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1000 Hz”, Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol. XXVIII, Núm. 2, pp. 77 – 82, Diciembre 2007.

Anexo A. Publicaciones obtenidas.

Multichannel EMG Acquisition System for Arm and Forearm Signal Detection

A. Ruvalcaba, A. Altamirano, C. Toledo, *Member IEEE*, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, *Member IEEE*
Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México
e-mail: rmunoz@cinvestav.mx, arvera@cinvestav.mx, lleija@cinvestav.mx

Abstract— The aim of this article is to design a multi-channel electromyographic (EMG) signal acquisition system, using the fewest electronic components to avoid noise as much as possible. This is accomplished by means of an electrodes array for differential acquisition and two references to reduce array's area and noise. It consists of a 16-channel acquisition system connected through a microcontroller USB interface for storage. Each single acquisition channel consists of a buffer, a pre-amplifier and filters; providing a low cost acquisition stage as well as a low noise system and retaining all the information that can be found at a frequency of 50 Hz, due to non-use of a notch filter. Making it possible to measure specific movements of the arm and forearm at the same time.

Key words—EMG, signal acquisition, multichannel, electrodes array.

I. INTRODUCTION

A. Electromyography

Electromyographic signals (EMGs) are electric potentials generated by the action of different motor units during a muscle contraction. The amplitude of this signals go from 50 μV to 20-30 mV. The amplitude of this biopotentials is proportional to the intensity of the contraction [1]. EMGs are detected in a frequency range between 20-450 Hz [2].

In clinical neurophysiology, EMG is used to determine anatomical properties of the underlying muscular tissue, like the location of innervation zones or fiber lengths [3], but also to analyze neurological properties like the conduction velocity of single motor unit action potentials [4].

To improve EMG based predictions of muscle activation and force, it is important to reduce unwanted variability, so real muscle activity is best represented in the acquired signal. Previous research has contributed to optimization of technical aspects, instrumentation [5-9] and appropriate filtering techniques [2,10].

A decrease in EMG variability, resulting in an improvement of EMG based force estimation quality, can be obtained when using multiple bipolar electrodes spatially distributed [10,11]. However, only limited experimental evidence exists on how EMG is affected by sensor configuration properties [12].

B. EMG standards

According with the International Society of Electrophysiological Kinesiology[13], the minimum specifications for EMG signals are:

- Input impedance:
 - o $>10^{10}\Omega$ en DC y $>10^8\Omega$ a 100 Hz
- Amplification gain:
 - o $200 - 100.000 \pm 10\%$ on discrete increments
- Gain nonlinearity:
 - o $\leq \pm 2.5\%$
- Gain stability:
 - o Variation should be 5%/year
- CMRR:
 - o $> 90\text{dB}$

II. METHOD

Design in figure 1 for EMGs acquisition system is proposed. The pre-amplifier consists of 2 buffers for differential amplification system, and a first-order high-pass passive filter with a 0.05 Hz frequency to link the electrode-skin interface.

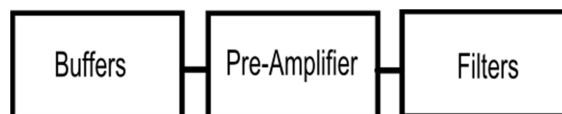


Fig. 1. Proposed EMG acquisition system.

Instrumentation amplifiers used are two INA128 due to its high CMRR, 120 dB, with a gain of 100 and 10.

The filters consist in a high pass active filter with the configuration of an integrator with feedback that goes to the INA128 reference input in order to reduce the offset voltage.

The other is a low pass active filter with a second order Sallen-key configuration to restrict the frequency band to 450 Hz. The signal output was measured with an oscilloscope.

Figure 2 shows the multichannel acquisition system proposed. The multichannel consist in 16 blocks of a single channel acquisition system in which output signals are driven to a 16-input high-speed multiplexor with a

microcontroller unit; the multiplexor outputs are then connected to an 16-bits / 8-channel ADC, in order to transform the voltage values into a digital signal. This signal will be connected to the microcontroller as the USB interface for storage.

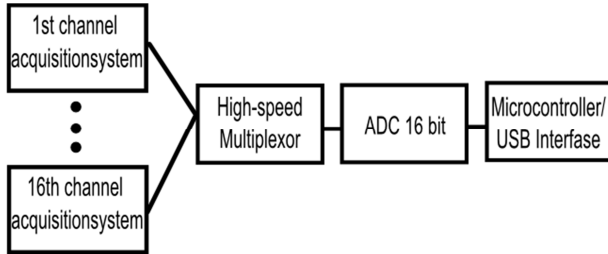


Fig. 2. Proposed multichannel acquisition system.

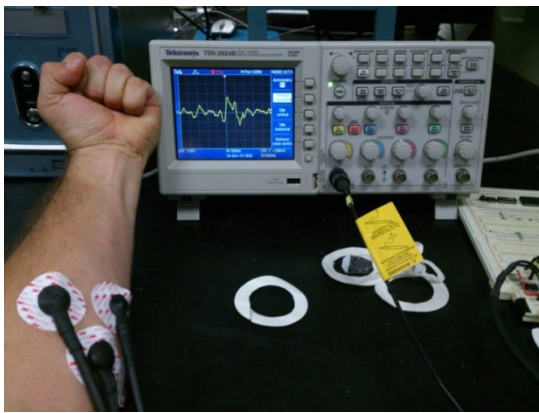


Fig. 3. Electrodes and EMG shown at the oscilloscope.

The system was powered by two 9V rechargeable batteries to supply the amplifiers with $\pm 9V$. The electrodes used were disposable surface electrocardiographic (EKG) 3M Red Dot Electrodes, using a differential acquisition array and two nearby references in order to obtain less noise or unwanted information and reduce acquisition area.



Fig. 4. Electrodes array.

The system was built on a cooper board in order to reduce noise and obtain a high CMRR. The system then is

built on a cooper board but with surface elements to reduce the acquisition system size and reduce even more the noise.

III. RESULTS

Figure 5 shows the signal of the muscle in low-strength contraction. Figure 6 is the signal of a high-strength contraction at the same muscle. An absent contraction shows no signal. Output voltage with a 1110 gain from the INA128 with a 2 Vpp, depending of the muscle and contraction strength. The noise was reduced by removing the amount of circuits connected as well as the notch filter, that wasn't use because important information can be found in that range of frequency. The noise was also reduced with the array configuration of electrodes that makes smaller the acquisition area. They were connected in differential configuration along the targeted muscle, with two more electrodes as reference electrodes connected nearby the acquisition electrodes. All these adjustments produce less-noisy signals due to the restriction of the area at the measured muscle.

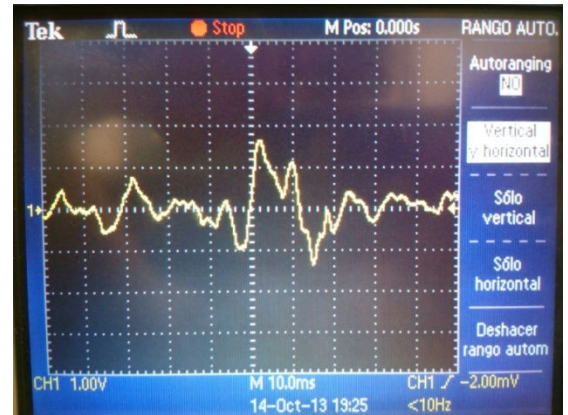


Fig. 5. Low contraction.

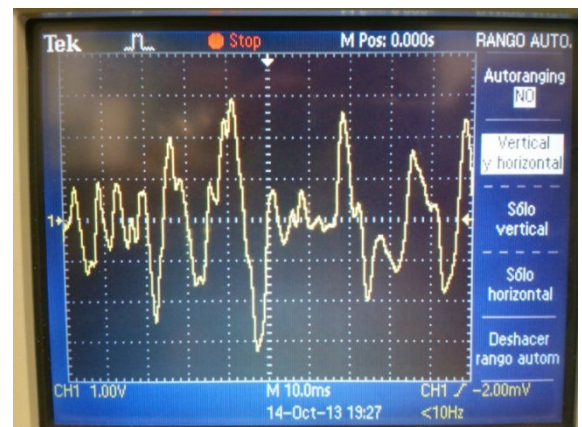


Fig. 6. High contraction.

Figure 7 shows the circuit on board. In order to measure the differential gain one of the entrance of the amplifier was

connected to ground, while the other one was connected to 7.1 mVrms. The output voltage measured of the system was 7.91Vrms, obtaining a differential gain of: $\Delta d=1112$. To measure the common gain we connect the same voltage of 707 mVrms to both entrances, obtaining an output voltage of 11.5mVrms. The common gain obtained was: $\Delta cm=.015$.

Therefor calculating the CMRR: $CMRR = 20\log\left(\frac{\Delta d}{\Delta mc}\right)$, obtaining a calculated CMRR of 97dB.

Figure 8 and 9 shows the entrance and output of the amplifier, while figure 10 is the last circuit design using surface elements.

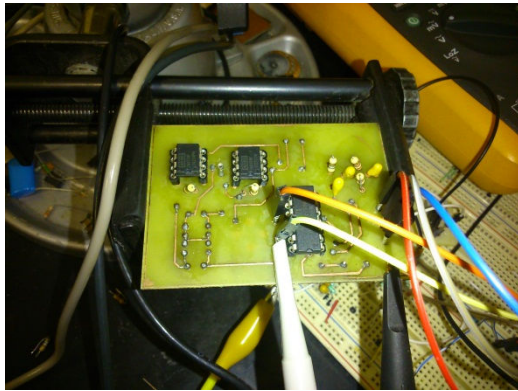


Fig. 7. Board circuit of the EMG acquisition system

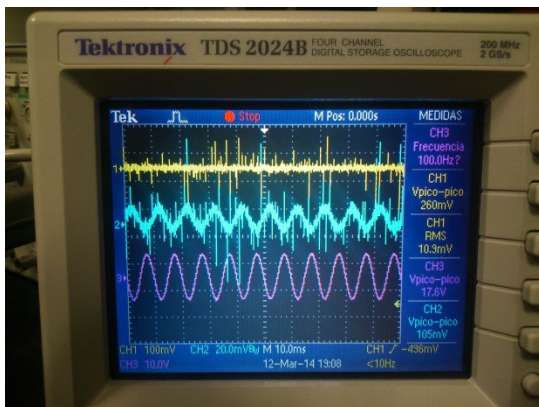


Fig. 8. The yellow signal shows the entrance connected to the ground, the blue signal is the 7.1mVrms entrance, the pink signal is the output of the amplifier in differential gain

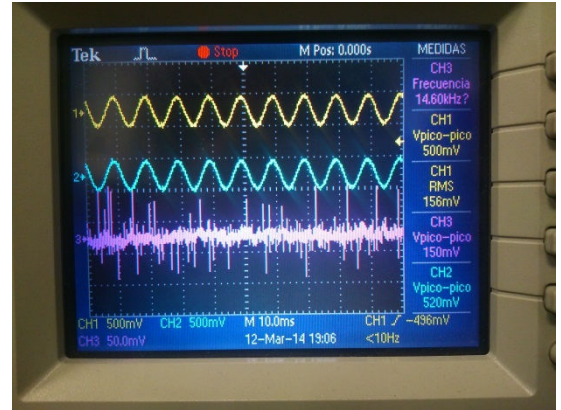


Fig. 9. The yellow and blue signal are the entrance of the amplifier. The pink signal is the output of the common gain

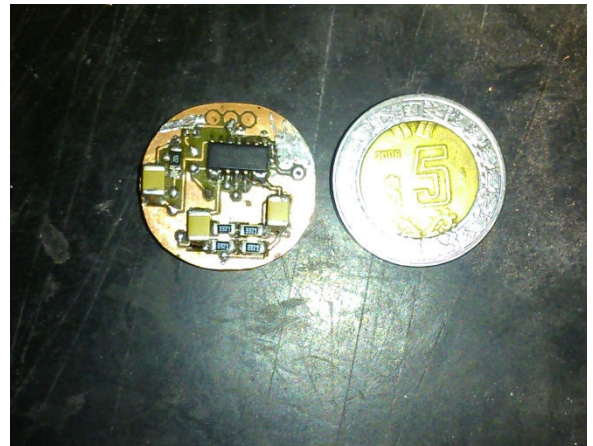


Fig. 10. Final design of the EMG acquisition system using surface elements

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

The proposed design for the acquisition system reduces the amount of electronic devices needed, so costs and noise are improved within the system. A future work will be to acquire the signals from a multichannel electrode array, using a multiplexer with a microcontroller connected to a PC to store data. Electrode arrays reduce a lot the detection area, therefore, the unwanted signals that interfere with the acquisition.

In spite the circuit was tested on breadboard, there was no noise interference. The system was built into a printed circuit, to reduce even more the noise that can result from the use of a breadboard, the CMRR is between the standards rate established, this value will be increased with the board circuit using surface elements. The circuit was built but the measure of the CMRR and the other standards will be done in the near future. The electrode array will be improved as

well, making them smaller, so the acquisition area will be more concentrated and more precise. The configuration of 2 nearby references helped reduce the noise usually introduced by connecting a faraway reference, which include noise and other muscle movements.

The multichannel is the last stage in the acquisition system providing the opportunity to visualize the information of one movement around the whole arm or forearm; obtaining and storing this information through the USB interface in order to process and analyze them in further stages.

ACKNOWLEDGMENT

Authors acknowledge the support for the development of this work to the Program ECOS-ANUIES-CONACYT M10-S02, Conacyt-F-Salud 201590 and Conacyt-F-Salud 201256.

We appreciate the funding for the development of the work presented project: ECOS Mexico-France Program P: M10-S02. CONACYT Fondo SALUD No. 201590 y 201256 and Joint Cooperation Fund Mexico-Uruguay (SRE-AUCI) 2012-2013.

REFERENCES

- [1] De Luca, A. Adam, R. Wotiz, "Decomposition of Surface EMG Signals", *Journal of Neurophysiology*, Vol. 96, 2006, pp. 1646-1657.
- [2] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2nd ed. vol. 3, New Jersey: John Wiley & Sons, 2006, pp. 98-108.
- [3] R. Merletti, D. Farina, M. Gazzoni, The linear electrode array: a useful tool with many applications, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13 (1) (2003) 37–47.
- [4] M.J. Zwarts, D.F. Stegeman, Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility, *Muscle Nerve* 28 (1) (2003) 1–17.
- [5] E.A. Clancy, E.L. Morin, R. Merletti, Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12 (1) (2002) 1–16.
- [6] D.T. Godin, P.A. Parker, R.N. Scott, Noise characteristics of stainless-steel surface electrodes, *Med. Biol. Eng. Comput.* 29 (6) (1991) 585–590.

[7] J.A. Klijn, M.J. Klopogge, Cable artefact suppressor for electrophysiological recording, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 13 (1) (1973) 87–92.

[8] S. Nishimura, Y. Tomita, T. Horiuchi, Clinical application of an active electrode using an operational amplifier, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39 (10) (1992) 1096–1099.

[9] J.G. Webster, Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 31 (12) (1984) 823–826.

[10] E.A. Clancy, N. Hogan, Multiple site electromyograph amplitude estimation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 42 (2) (1995) 203–211.

[11] N. Hogan, R.W. Mann, Myoelectric signal processing: optimal estimation applied to electromyography – Part II: experimental demonstration of optimal myoprocessor performance, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 27 (7) (1980) 396–410.

[12] Didier Staudenmann, Idsart Kingma, Dick F. Stegeman, Jaap H. van Dieën, Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: a high density EMG study, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2005) 1–11.

[13] A. Yúfera, Tech. Rep.

Mapeo Transhumeral de Señales Electromiográficas Superficiales durante Contracciones Isométricas

J. A. Ruvalcaba-Granados, C. Toledo, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México

e-mail: rmunoz@cinvestav.mx, arvera@cinvestav.mx, lleija@cinvestav.mx

Abstract— The aim of this article is to identify and to predict voluntary movements by using an array of two vectors with 5 electrodes each, aligned along the bicep by mapping this area to find muscle trigger spots.

Resumen—El objetivo de este artículo es identificar y predecir movimientos voluntarios utilizando un arreglo en 2 vectores de 5 electrodos cada uno en línea sobre el bicep, mediante el mapeo del área para encontrar los puntos de disparo del músculo.

Palabras clave—EMG, predicción de movimiento, inteligencia artificial en EMG, contracción isométrica.

I. INTRODUCCIÓN

Las señales electromiográficas (EMG) son los potenciales eléctricos generados por la acción de varias unidades motoras durante una contracción. La amplitud de dichas señales varía entre 50 μ V hasta 20-30 mV. La amplitud de estos biopotenciales es proporcional a la intensidad de la contracción [1]. La señal EMG es detectada en un ancho de banda entre 20-450 Hz [2].

Las prótesis mioeléctricas actuales, controladas por señales EMG superficiales (sEMG), para pacientes con amputación transhumeral, basan su control en tres métodos principales:

- *Relacionado*: mientras el músculo se encuentra contraído la prótesis se mantiene cerrada (sistema activado) y si el músculo se relaja, la prótesis se abre (sistema desactivado);
- *Oneshoot o Toggle*: con una contracción muscular la prótesis se cierra (sistema activado) y con una nueva contracción la prótesis se abre (sistema desactivado);
- *Proporcional*: el cierre de la prótesis (grado de activación del sistema) es proporcional a la intensidad de la contracción muscular [3].

La técnica más utilizada es la de *oneshoot toggle*, en combinación con la técnica de control proporcional.

En un usuario con amputación transhumeral, los músculos remanentes que son utilizados como fuente de señales sEMG para controlar una prótesis; estos son el bíceps y tríceps. Esto limita la cantidad de movimientos a realizar, así como el tiempo que le lleva al paciente entrenarse para utilizar la prótesis.

La caracterización de las señales sEMG se realiza en la extremidad remanente del usuario, en las secciones donde se encuentran, al tacto, los músculos de mayor tamaño. Ya que es aquí donde, normalmente, se localiza la señal sEMG más fuerte. Sin embargo, esta caracterización, al realizarse solamente en estos puntos, deja de lado el resto de la superficie de la extremidad remanente donde creemos puede haber más información eléctrica.

Por tanto, se busca mapear toda la superficie del brazo para confirmar si existen o no otros sitios con información mioeléctrica relevante durante contracciones isométricas de flexión y extensión.

Esperamos que esto permita generar un mapa del brazo que corresponda a cada movimiento, para poder determinar donde se colocarán los electrodos en el usuario, de modo que esto le permita aprender a controlar de manera más sencilla la prótesis mioeléctrica.

II. METODOLOGÍA

Para realizar la prueba, se colocan 2 filas, con 5 electrodos cada una, alrededor del brazo, más un electrodo de referencia en el hombro. Posteriormente, se procede a realizar contracciones isométricas de flexión y extensión.

Para este experimento se cuenta con el equipo *Muscle Training System with Visual Feedback (MTSVF)* [4] desarrollado en nuestro laboratorio de investigación. El MTSVF será utilizado para adquirir la señal sEMG utilizando los dos canales diferenciales de adquisición con los que cuenta. Este sistema relaciona el valor absoluto promedio de la señal con la amplitud de la contracción mostrando el resultado en una barra vertical en la ventana del software (Fig. 1).

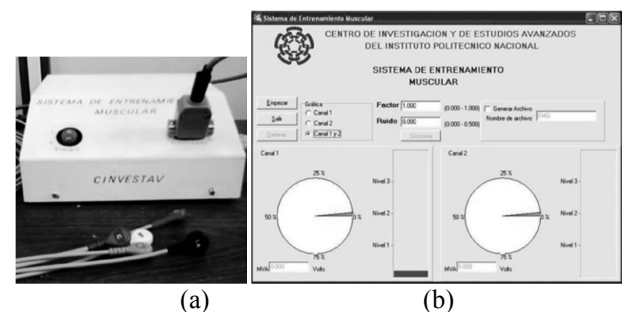


Fig. 1. Sistema de entrenamiento muscular con retroalimentación visual. (a) Hardware para adquisición de la señal sEMG. (b) Ventana de software con retroalimentación visual para 3 diferentes niveles de contracción.

Para detectar la señal sEMG se utilizaron electrodos de Plata/ Cloruro de Plata (Ag/AgCl) de 9 mm de diámetro. El equipo adquiere la señal a una tasa de muestreo de 1 KHz y guarda las señales en archivos TXT.

La prueba se realizó en un sujeto control, sano, de sexo masculino, de 25 años de edad, 1.85 m de estatura y 95 Kg de peso.

Inicialmente, el sujeto control entrenó con el equipo realizando contracciones isométricas, flexión por 10 s, seguido de relajación por 10 s y, posteriormente, extensión por 10 s y relajación por 10 s. El entrenamiento se repitió 4 veces y se realizaron 2 pruebas adicionales.

Posteriormente, se utilizará un arreglo de 40 electrodos para obtener las 32 señales para cada movimiento(Fig. 2). Se obtendrá el mapa de los puntos donde se presente la señal sEMG, para concluir que parte de los músculos se están activando y cuál es su contribución durante contracciones isométricas de flexión y extensión.

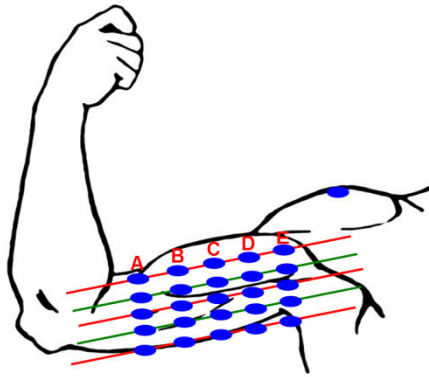


Fig. 2. Arreglo de los electrodos para el mapeo de la señal sEMG. Los puntos de activación son: AB, BC, CD y DE.

Una vez que la señal ha sido adquirida por el sistema MTSVF, se procede a la limpieza de la señal sEMG, utilizando la Transformada Wavelet Discreta, con una wavelet madre Haar llevando la descomposición a nivel 3. Con esto se obtiene unapseudo-frecuencia central de 124.51 Hz [5].

A continuación, se procede a eliminar la línea de base, o deriva, utilizando la Transformada Wavelet Discreta, con la wavelet madre Haar llevando la descomposición a nivel 10; para posteriormente sustraerla de la señal. Se promedia la señal dentro de ventanas de 256 ms, con un corrimiento de 32 ms [5].

III. RESULTADOS

Siguiendo la metodología descrita, se obtuvieron los valores promedio y la desviación estándar de los puntos de activación medidos, los resultados se muestran en la tabla I.

Tabla I. Valor promedio y desviación estándar de la amplitud de las contracciones en los 4 puntos de activación en el vector 1 (bíceps).

Punto de Activación	Flexión (mV)	Extensión (mV)
1	0.5926 ± 0.0657	0.1986 ± 0.0299
2	0.4717 ± 0.0684	0.2165 ± 0.0316
3	0.4399 ± 0.0508	0.1337 ± 0.0185
4	0.3660 ± 0.0719	0.1456 ± 0.0217

Tabla II. Valor promedio y desviación estándar de la amplitud de las contracciones en los 4 puntos de activación en el vector 5 (tríceps).

Punto de Activación	Flexión (mV)	Extensión (mV)
1	0.4549 ± 0.0702	0.4012 ± 0.0892
2	0.5051 ± 0.0991	0.4449 ± 0.1165
3	0.3458 ± 0.1246	0.2968 ± 0.0922
4	0.3604 ± 0.0510	0.1919 ± 0.0366

En la Figura 3, se observa el comportamiento en amplitud para las contracciones isométricas de flexión y extensión a lo largo de los puntos de activación medidos del vector sobre el bíceps. En la Figura 4, se observa el comportamiento para el vector situado a 180° del vector 1, correspondiendo a los puntos de activación medidos del tríceps.

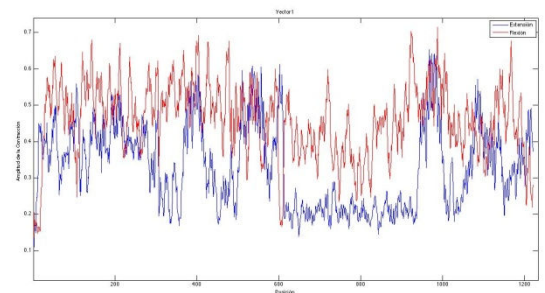


Fig. 3. Gráfica del comportamiento en amplitud a lo largo de la línea de electrodos para contracciones isométricas de flexión (rojo) y extensión (azul), del bíceps.

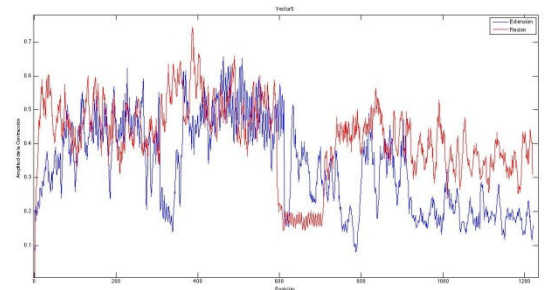


Fig. 4. Gráfica del comportamiento en amplitud a lo largo de la línea de electrodos para contracciones isométricas de flexión (rojo) y extensión (azul), del tríceps.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En la gráfica de la Figura 3, se puede observar el comportamiento de la señal sEMG al realizar la contracción para flexión y extensión; mostrando en la flexión una mayor amplitud de la señal entre los primeros dos puntos de activación (AB y BC) que entre los segundos (CD y DE), a lo largo de la línea de interés en el brazo, disminuyendo conforme se aleja hacia el codo. En la Fig. 3, correspondiente a extensión, se puede observar que a pesar de ser ésta la gráfica del bíceps, hay información relevante cuando se realiza la extensión. Ésta puede ser tomada en cuenta para la identificación de movimientos de extensión desde el propio bíceps; en casos, por ejemplo, donde la información del tríceps sea poca o nula.

En la Figura 4 observamos la información obtenida de las 4 señales a lo largo de los 5 electrodos, donde se puede apreciar un decremento en la información del tríceps al momento de realizar una flexión y un incremento en la amplitud de la información al realizar una extensión, dándonos la forma en que el tríceps reacciona tanto en una flexión como en una extensión.

Obteniendo el valor promedio y la desviación estándar, reportados en la Tabla I y II, observamos que el porcentaje de variación de la señal para la flexión en el vector 1, correspondiente al bíceps, es de 17.74% hasta 22.29%. Aquí se observa que los datos obtenidos entre las zonas de activación no discrepan mucho entre sí, sino que tienen un cambio suave debido a la forma y proceso de contracción propio de los músculos. Durante la extensión, se obtuvo una variación del 12.40% al 32.92% de la amplitud, estas variaciones, ligeramente más altas que las de la flexión, se deben a que la activación que observamos contribuye al proceso de extensión, más no es la única zona de control de dicho movimiento. En el vector 5, correspondiente al tríceps, se observa una variación en la flexión de 14.16% al 36.02%. Durante la extensión, se observa una variación del 19.08% al 31.05%. Comparando los porcentajes de variación de la amplitud entre flexión y extensión tanto de bíceps como tríceps. Podemos concluir que encontramos una mayor variación en el músculo antagonista al movimiento que estamos realizando, esto es, para una flexión en el bíceps, el músculo antagonista es el tríceps, y es donde se encuentra mayor variación en amplitud de mi señal. Y al realizar una extensión en el tríceps, el músculo antagonista, el bíceps, es donde se encuentra mayor variación. Concluyendo, se aprecia una estabilidad en el músculo correspondiente al movimiento que éste genera, y se encuentra información, aunque variable, importante considerarla, en el músculo opuesto al movimiento que le corresponde activarse para realizarlo. Esperamos tener más información al respecto al completar el experimento.

Estos resultados ayudan en formas tan simples como encontrar los puntos de activación en la extremidad remanente del usuario; ayudándole tanto al investigador a colocar los electrodos en la zona más adecuada, como al

usuario a entrenar y aprender desde el comienzo del entrenamiento con consistencia.

Con estos datos podemos concluir, también, que logramos observar información significativa para identificar el movimiento, ya sea flexión o extensión, mostrando sus puntos más altos de magnitud en la parte superior del bíceps, y observando que aún durante la extensión hay información con la que el bíceps contribuye al movimiento. Con el resto de los datos del experimento se formará un mapa de señales EMG en las zonas de activación alrededor del brazo, para lograr repetitividad y predicción de los movimientos de la extremidad superior.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren agradecer al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT, México) y al Instituto de Ciencia y Tecnología de México (ICYT- DF) No. ICyTDF/27/2012, por el apoyo financiero.

Agradecemos el financiamiento del desarrollo de este trabajo a los proyectos; ECOS-ANUIES-CONACYT M10-S02 y al ICyTDF Project PICCO10-78.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] De Luca, A. Adam, R. Wotiz, "Decomposition of Surface EMG Signals", *Journal of Neurophysiology*, Vol. 96, 2006, pp. 1646-1657.
- [2] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2nd ed. vol. 3, New Jersey: John Wiley & Sons, 2006, pp. 98-108.
- [3] A. DíazNocera and D. Beltramone "Development of a Low-cost Upper-limb Myoelectrical Prosthesis and its Open Source Training System", *IEEE Latin America Transactions*, vol. 11, no. 1, feb. 2013.
- [4] A. Ramirez, "Desarrollo de un Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual," Ms. C. dissertation, Dept. Elect. Eng., CINVESTAV-IPN, Mexico City, 2005.
- [5] C. Toledo, Muñoz R., A. Vera and Leija L., *Member, IEEE*, "sEMG Signal Detector using Discrete Wavelet Transform," *PanAmerican Health Care Exchanges Conference 2012*, Miami, FL, EU, 2012.