



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

**DESARROLLO DE UNA INTERFAZ MIOELÉCTRICA PARA UNA PRÓTESIS
DE MANO ARTIFICIAL**

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería Mecánica para obtener el grado de:

Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Presenta:

JESÚS ORLANDO GUTIÉRREZ RODRÍGUEZ

Asesor de tesis:

M.C. MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO

Coasesor de tesis:

DR. JUAN FELIPE SORIANO PEÑA



Morelia, Michoacán a enero del 2013

DEDICATORIA Y AGRADECIMIENTOS

Dedico este trabajo de investigación a un gran amigo, a una excelente persona, a alguien que llegó a ser como un hermano para mi, de quien aprendí mucho, y a quien estaré siempre agradecido. A ti Alessandro Velázquez Yáñez. ■

Gracias a Dios.

Te agradezco a ti Dios mío por no abandonarme, por estar conmigo en todo momento, por ayudarme a superar los golpes de la vida, y aprender de ellos, pero principalmente te doy las gracias por darme una familia tan maravillosa y por rodearme de personas increíbles en todos los sentidos. Por permitir un logro más en mi vida profesional, por consolidarme como una persona íntegra profesionalmente hablando, gracias Diosito muchas gracias.

Gracias a mis Padres.

Les agradezco por su tiempo y dedicación para con mi educación desde que era un niño, por sus regaños por sus llamadas de atención, por que si no lo hubieran hecho no sería quien soy. Eternamente agradecido.

A mi madre Bertha Elena Rodríguez Zarco, por que no conforme con darme la vida, me a entregado la suya sin condición, por perdonar mis errores como ser humano, por aconsejarme, por estar conmigo en las buenas y en las malas, y por ser mi mejor amiga muchas gracias mamá. Te quiero mucho.

A mi padre Orlando Gutiérrez Cardona, por aconsejarme sabiamente, por reprender mis errores, por entenderme, no como hijo, sino como hombre, por su apoyo incondicional, gracias papá.

Gracias a mis Abuelos.

Gracias a ellos por hacerme una persona de bien, responsable, dedicada, honesta, y con buenos sentimientos. Por criarme como un hijo más, por hacerme sentir importante desde pequeño, por enseñarme a quererme a mi mismo y a todos y todo lo que me rodea muchas gracias.

A mi mamá Bertha Elena Zarco Mendoza, por enseñarme el valor que tiene una madre, por seguir mis pasos cuidando que no fuera a tropezar, por entenderme, por su apoyo en todo momento, gracias mamá chiquita.

A mi papá J. Jesús Rodríguez González, por hacerme responsable, por aceptarme con mis virtudes y defectos, por sus regaños y sus gritos, por retarme para que yo fuera alguien en la vida por eso y mucho más. Gracias patito.

Gracias a mis Maestros.

Gracias a todos aquellos maestros que me han encaminado en mi vida profesional, que me han ayudado a entrar al maravilloso mundo del conocimiento, desde mis maestros de primaria hasta mis maestros de este posgrado de la Facultad de Ingeniería Mecánica, en especial a mi director de tesis el Maestro Miguel Villagómez Galindo, por su dedicación y entrega desinteresada, para conmigo y mi proyecto, por su tiempo, muchas gracias maestro.

Gracias CONACyT

Y también un agradecimiento muy especial al CONACyT, por la confianza depositada en mí, por el apoyo en estos dos años muchas gracias.

INDICE.

ABSTRACT _____	6
RESUMEN _____	8
CAPÍTULO 1 _____	11
1.1. JUSTIFICACIÓN _____	11
1.2. HIPÓTESIS _____	11
1.3. OBJETIVOS Y APORTACIONES ESPERADAS _____	12
1.3.1. OBJETIVO GENERAL _____	12
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS _____	12
1.3.3. APORTACIONES ESPERADAS _____	13
1.4 METODOLOGÍA _____	14
1.5. TRABAJOS RELACIONADOS CON LA PRESENTE TESIS. _____	15
CAPITULO 2 _____	16
2.1. ANTECEDENTES. _____	16
2.1.1. INTRODUCCION. _____	16
2.2. HISTORIA DE LA ELECTROMIOGRAFÍA. _____	19
2.3. SEÑALES MIOELÉCTRICAS. _____	20
2.4 DIAGRAMA DE BLOQUES. _____	28
CAPÍTULO 3 _____	30
3.1. DISEÑO Y DESARROLLO DE LA INTERFAZ MIOELECTRICA. _____	30
3.1.1. INTRODUCCIÓN _____	30
3.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL _____	31
3.2.1. ELECTRODOS _____	31
3.2.2. ELECTRODOS DE AGUJA. _____	32
3.2.3. ELECTRODOS DE SUPERFICIE. _____	33
3.3. COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS. _____	35
3.4. CABLES PARA ELECTRODOS. _____	37
3.5. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN _____	38
3.5.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL. _____	39
CONFIGURACIÓN INVERSORA _____	40

CONFIGURACIÓN NO INVERSORA.	41
3.6. ETAPA DE FILTRADO DE SEÑAL.	43
3.7. RECTIFICACIÓN DE MEDIA ONDA	48
3.8. ETAPA DE PULSOS CUADRADOS.	50
3.9. DESARROLLO DE LA INTERFAZ	51
3.10. MICROCONTROLADOR	57
3.10.1. ARDUINO LILYPAD.	58
CAPITULO 4	62
4.1 RESULTADOS	62
4.1.1 ETAPA DE PREAMPLIFICACIÓN.	63
4.1.2 ETAPA DE FILTRADO	64
4.1.3 ETAPA DE FILTRO PASA BAJAS.	64
4.2 PRUEBAS PARA LA ADQUICISION DE LA SEÑAL.	68
4.3 DESCRIPCION DE LOS SERVOMOTORES.	71
4.4 PRUEBA DE LA INTERFAZ CON EL LILYPAD Y LOS SERVOMOTORES.	72
4.5 COSTOS DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN LA INTERFAZ.	73
CAPITULO 5	75
5.1 CONCLUSIONES.	75
5.2 RECOMENDACIONES PARA MEJORAR LOS RESULTADOS.	76
5.3 TRABAJO A FUTURO.	77
ACCIONES DE DIFUCIÓN.	79
FUENTES DE INFORMACIÓN.	82

ABSTRACT.

This paper presents the design and construction of a system for the acquisition of electromyographic signals from the biceps and triceps, and the methodology used to obtain the results. The purpose of the present work is the first step to building a system that works hand prosthesis by myoelectric signals, which can recognize the action potentials generated by the muscles.

And then these signals to generate the servo drive finger movement of the prosthesis, using a microcontroller arduino, this in order to restore some autonomy to the person having the different capacity. After learning by training the individual who lacks a hand can control the prosthesis, using electrical impulses from the muscles.

Keywords: electromyography, myoelectric, action potential, Servo, Arduino microcontroller, prosthetic hand.

RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño y construcción de un sistema para la adquisición de señales electromiográficas provenientes de los músculos bíceps y tríceps, así como la metodología seguida para obtener los resultados. La finalidad del trabajo consiste en plantear la primera etapa para la construcción de un sistema de prótesis de mano que funcione mediante señales mioeléctricas, que se puedan reconocer de los potenciales de acción generados por los músculos.

Para después con estas señales accionar servomotores que generen el movimiento de los dedos de la prótesis, mediante un microcontrolador arduino, e con la finalidad de implementar la autonomía parcial, a la persona que tenga esta capacidad diferente. Después mediante un entrenamiento de aprendizaje el individuo que carezca de una mano pueda dominar la prótesis, usando los impulsos eléctricos de los músculos.

Palabras claves: Electromiografía, mioeléctrico, potencial de acción, servomotor, microcontrolador arduino, prótesis de mano.

INTRODUCCIÓN.

La ingeniería biomédica es una vertiente de las ciencias exactas que incluye el estudio, desarrollo e innovación de tecnologías para fines médicos, de terapia o rehabilitación así como técnicas de administración de recursos hospitalarios. Es dentro de esta disciplina que se encuentra inmerso el desarrollo de interfaces mioeléctricas; una interfaz mioeléctrica es un dispositivo electrónico que hace uso de señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, las cuales son procesadas mediante circuitos electrónicos y traducidas para recrear la acción de algún miembro funcional. Hoy en día el desarrollo de estos dispositivos va en ascenso, y su uso ya no solo se centra en el desarrollo de aplicaciones terapéuticas y de rehabilitación, tal es el caso de las prótesis mioeléctricas, las cuales se utilizan para suplir la pérdida de algún miembro, principalmente de brazos, manos o piernas; estas nuevas tendencias están orillando el desarrollo de interfaces mioeléctricas para el uso diario, ya sea para facilitar la vida diaria o también para usos de recreación y entretenimiento; por ejemplo el uso de dispositivos mioeléctricos en videojuegos o para en un futuro no muy lejano reemplazar dispositivos de entrada salida de una PC como el mouse o el teclado.

Debido a esto surge la idea de desarrollar una interfaz mioeléctrica, para controlar los movimientos de una prótesis de mano, generados gracias a servomotores y controlados por un microcontrolador tarjeta arduino, usando materiales y elementos económicos sin comprometer la calidad y desempeño del dispositivo.

El presente trabajo está estructurado en cinco capítulos, los cuales se describen a continuación:

En el **capítulo 1**, se presenta la introducción al tema de tesis, así como su justificación, la descripción de la hipótesis, los objetivos, las aportaciones y los trabajos encontrados en el estado del arte relacionados con el presente trabajo.

El **capítulo 2**, proporciona los antecedentes para poder entender los términos y conceptos fundamentales para el buen desarrollo de la tesis.

En el **capítulo 3**, se presenta el desarrollo y procedimiento que se siguió para lograr los objetivos además de la construcción de la interfaz.

Los resultados y pruebas que se le hicieron a la interfaz mioeléctrica se muestran en el **capítulo 4**.

El **capítulo 5**, describe las conclusiones y trabajo futuro, además de las recomendaciones que se derivan de éste trabajo de tesis.

CAPÍTULO 1.

1.1. JUSTIFICACIÓN

Esta investigación plantea el diseño y desarrollo de una interfaz de tipo mioeléctrico para controlar los movimientos de una prótesis de mano de alta funcionalidad; Dado lo anterior esta investigación se justifica por que pretende resolver parte de las consecuencias que genera la pérdida de una mano, esto mediante la interfaz de tipo mioeléctrico que controlara la prótesis de mano, para que así el individuo pueda adaptarse de nuevo a una vida laboral, y social, aun careciendo de una parte de su cuerpo.

1.2. HIPÓTESIS

Es posible diseñar una interfaz mioeléctrica para controlar una mano artificial utilizando elementos económicos sin comprometer su calidad y su desempeño

1.3. OBJETIVOS Y APORTACIONES ESPERADAS

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y elaborar una interfaz mioeléctrica para una prótesis de mano robotizada.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ❖ Estudiar las señales mioeléctricas debidas a la actividad muscular para mover los dedos de la mano.

- ❖ Evaluar el tipo de electrodo a utilizar en la interfaz.

- ❖ Seleccionar el tipo de microcontrolador para implementar y programar la interfaz mioeléctrica.

- ❖ Estudiar el tipo de filtro de señal para utilizar en la interfaz.

- ❖ Optimizar el diseño para obtener un producto más económico y competitivo en el mercado.

1.3.3. APORTACIONES ESPERADAS

Dentro de las aportaciones que se pueden esperar del desarrollo de esta tesis están:

- Desarrollar un dispositivo que no solo sea capaz de ser utilizado en prótesis, si no en otras herramientas donde la mano humana no sea capaz de llegar, por el hecho de ponerse en peligro por manejar sustancias toxicas o radioactivas, así como también que las personas con amputación de miembro superior, puedan recuperar la sensibilidad de las terminaciones nerviosas dañadas.
- Otra aportación es el uso de elementos económicos pero también resistentes con el fin de conseguir un dispositivo eficaz pero también de bajo costo.

1.4 METODOLOGÍA

- Se consultó información bibliográfica e internet para verificar el estado del arte actual de este tipo de dispositivos.
- Se determinó que tipo de sensores o electrodos de control se utilizaran para detectar la señal, tratando de hacer una buena elección, que sean económicos, que nos den una lectura de la señal óptima y que tengan una vida útil relativamente alta.
- Después se eligió un filtro de señal con el fin de eliminar el ruido y alguna otra señal que se produzca al contraer las fibras musculares, este filtro debía ser de alta calidad, ligero y biocompatible.
- Se amplificó la señal al rango de 3 a 5 V con el fin de poder trabajar con ella.
- Posteriormente se eligió el procesador para tratar la señal mioeléctrica con el fin de manipularla y así conseguir el accionamiento de los servomotores que activaran el movimiento de la prótesis.
- Ya teniendo la tarjeta electrónica que conforma la interfaz fue necesario ponerla a funcionar y verificar que detectara la señal y si es posible manipularla, además de buscar posibles fallas.
- Después de los pasos anteriores fue factible plasmar y validar los resultados y hacer comparaciones con dispositivos similares.
- Comprobar si la hipótesis se cumplió.

1.4. TRABAJOS RELACIONADOS CON LA PRESENTE TESIS.

En cuanto a los trabajos realizados anteriormente, sobre este tipo de dispositivos (interfaz mioeléctrica) existe muy poca aplicación, en cuanto lo que sería el control de dispositivos como una prótesis o un manipulador, básicamente la aplicación es para la detección de enfermedades o acciones médicas. Esto sucede debido a la poca investigación que se le da a las aplicaciones de las señales mioeléctricas, si existen trabajos previos pero tienen algunas limitantes dentro de las cuales la principal de ellas, es que se basan en diseños altamente complejos y en elementos muy especializados lo cual hace que se eleve el costo de su fabricación, el trabajo de ingeniería también exige más y por lo tanto son mucho más caros.

Debido a esto cuando se aplica el control del movimiento, a una prótesis mediante una interfaz con características mioeléctricas, es muy difícil la adquisición para la gran mayoría de personas que carecen de esta parte de su cuerpo (una mano), por lo que se planteó el diseño y elaboración de un dispositivo competitivo pero elaborado con elementos económicos, garantizando que la persona que necesite hacer uso de un miembro artificial pueda adquirirlo sin problema y este al alcance de su economía.

CAPITULO 2

2.1. ANTECEDENTES.

2.1.1. INTRODUCCION.

La electricidad se encuentra presente de muchas formas en la naturaleza, de tal forma que el cuerpo humano no es la excepción, en él podemos encontrar pequeños impulsos eléctricos mediante los cuales se llevan a cabo funciones importantes del organismo: latir del corazón, respirar, pensar, el fenómeno de la vista etc. Uno de los primeros en contribuir en el campo de la actividad eléctrica en el cuerpo fue Luigi Galvani [18], quien en 1786 descubrió la electricidad animal en una extremidad de rana haciendo pasar corriente eléctrica en los nervios de la extremidad y se percató que se producía un movimiento como respuesta al estímulo eléctrico.

Las funciones realizadas por el cuerpo humano son llevadas a cabo a través de impulsos eléctricos, estos impulsos son el resultado de la acción electroquímica de ciertos tipos de células, las cuales generan la diferencia de potencial mediante partículas ionizadas tales como iones de potasio, calcio, así como la despolarización de sus membranas celulares [2]. Muchos de estos intercambios de potenciales tienen lugar en el cerebro, el cual envía la orden en forma de impulsos eléctricos, los cuales son transportados a otra parte del cuerpo a través de los nervios [2]. El sistema nervioso se divide en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico; el sistema nervioso central está formado por el cerebro y la espina dorsal, mientras que el periférico lo conforman los nervios periféricos y sus terminaciones motoras [4]. La unidad básica del sistema nervioso es la neurona; la neurona es una célula especializada en recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción (Figura 1), estas descargas eléctricas viajan a través de la membrana

celular y es el principal medio de comunicación entre tejidos y células dentro del cuerpo humano [2].

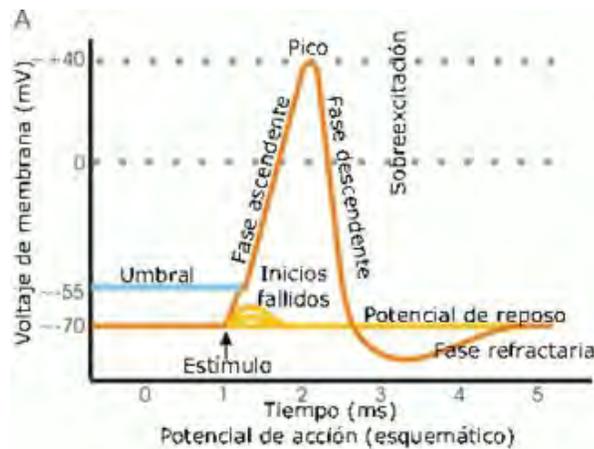


FIGURA 1. Esquema de un potencial de acción [2].

La comunicación entre neuronas es realizada a través de extensiones celulares llamadas dendritas, la unión celular entre dendritas es conocida como sinapsis [4]. Existe un tipo de neuronas especializadas que conforman el sistema motor humano, estas neuronas reciben el nombre de motoneuronas; las motoneuronas son las encargadas de mandar y recibir impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares [2]. El sistema músculo-esquelético está formado principalmente por motoneuronas, fibras musculares, músculos y el esqueleto, juntos proveen soporte al cuerpo y la capacidad de realizar movimientos [4]. En el músculo podemos distinguir entre 2 unidades principalmente, la unidad anatómica y la unidad funcional; la primera es la llamada fibra muscular, mientras que la segunda recibe el nombre de unidad motora. La unidad motora (UM) (Figura 2) [18] es un grupo de fibras musculares inervado por una sola neurona motora. Realizar un simple movimiento requiere la intervención de muchas neuronas tanto sensoriales como motoras, que trabajando en conjunto logran ejecutar la acción indicada; el funcionamiento es el siguiente: se genera la orden en el cerebro en forma de un impulso eléctrico; este impulso viaja a través de la espina dorsal y llega hasta las motoneuronas responsables de inervar el músculo que realizará la acción estimulando las fibras musculares, produciendo así la expansión o inhibición del músculo. Cabe

mencionar que para realizar un movimiento complejo, digamos la extensión o flexión del brazo, intervienen muchas motoneuronas, y no puede lograrse solo estimulando un solo músculo, el cual está ligado a más de una UM (Figura 3).

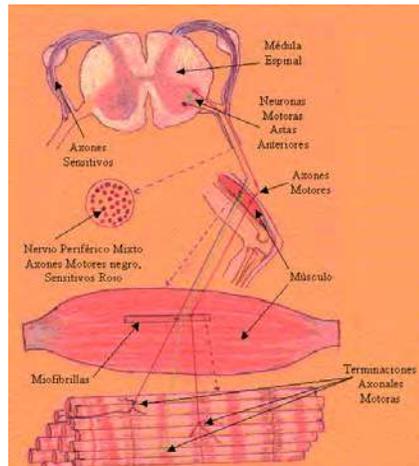


FIGURA 2. Esquema del mecanismo y componentes de una unidad motora [2].

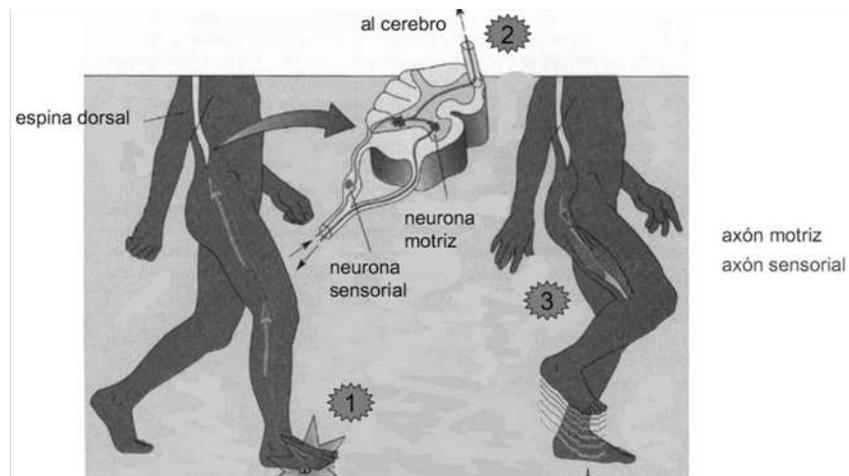


FIGURA 3. Esquema de interacción entre las neuronas motoras y sensoriales en respuesta a un estímulo [2].

2.2. HISTORIA DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.

La electromiografía es el estudio y análisis de la actividad eléctrica producida por las unidades motoras (UM) esqueléticas [1]. Los antecedentes históricos de la electromiografía datan desde el siglo XVII con un descubrimiento del científico italiano Francesco Redi. Este investigador descubrió la presencia de actividad eléctrica en las células musculares del pez raya. Posteriormente John Wash en 1773 descubrió también la existencia de electricidad en la musculatura de la anguila eléctrica. Debido a estos avances científicos se realizaron muchas más investigaciones con el fin de descubrir la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos. Para el siglo XIX los avances de la electromiografía se desarrollaron con la invención de un aparato de estimulación neuromuscular por parte del médico Guillaume BA Duchenne. Este personaje dedicó parte de su vida en descubrir diferentes tipos de enfermedades musculares, y con su aparato ayudaba a la rehabilitación de los pacientes por medio de pequeñas descargas eléctricas. Pero fue una invención de Herbert Spencer Gasser y Joseph Erlanger que hizo posible poder ver este tipo de señales. Ambos fisiólogos construyeron un aparato que combinaba amplificadores y osciloscopios de rayos catódicos para observar y estudiar los impulsos eléctricos de diferentes fibras nerviosas. Así, demostraron que cada grupo de fibras nerviosas presenta una velocidad de conductividad diferente, especialmente en función del grosor de la fibra [2].

Posteriormente la electromiografía se convirtió en un estudio convencional al implementar los electrodos concéntricos de Adrian y Bronk (electrodos de aguja). Por medio de estos electrodos se logró ayudar a la recuperación rápida de las personas, ya que con estos dispositivos se pudo observar con mayor facilidad si el paciente presentaba alguna deficiencia en sus fibras musculares. El estudio de las señales mioeléctricas a hecho posible detectar diferentes tipos de patologías que dañan a las células musculares. Estas patologías provocan en

el paciente la debilitación de los músculos y hasta la pérdida total de la movilidad, principalmente en las extremidades inferiores y superiores. Hoy en día existen diversos modernos aparatos que por medio de impulsos eléctricos de baja frecuencia estimulan las fibras musculares provocando que estos mejoren su fuerza, volumen y resistencia.

Otro avance de la biomedicina es la invención de prótesis mioeléctricas. Estas prótesis utilizan sensores que ayudan a distinguir entre las diferentes tipos de señales que emiten los músculos de las extremidades, teniendo como resultado una prótesis capaz de realizar los mismos movimientos de un brazo o pierna real. La electromiografía del 2010 tuvo una gran aportación médica con la invención del aparato que permite predecir antes de las 34 semanas de gestación si la mujer tendrá un embarazo prematuro. Este aparato mide la actividad eléctrica uterina distinguiendo de esta manera un parto normal en comparación a un parto prematuro. Los aparatos basados en señales mioeléctricas no sólo se planean para fines médicos si no que también se ha estado implementado el uso de las señales con el propósito de crear juguetes y video juegos que puedan ser controlados por medio de la actividad mioeléctricas.

2.3. SEÑALES MIOELÉCTRICAS.

El cuerpo humano emite diversas señales eléctricas en diferentes órganos de nuestro sistema, entre estas señales se encuentran las producidas por el cerebro, los ojos, el corazón y los músculos. A las señales producidas por los órganos se les denomina señales bioeléctricas, pero cada una de estas señales cuenta con un nombre propio dependiendo del órgano por el cual son producidas, por ejemplo, las señales producidas por el corazón son llamadas electrocardiográficas, las de los ojos electrooculográficas y así mismo las señales producidas por los músculos son llamadas electromiográficas o señales Mioeléctricas. Las señales bioeléctricas pueden ser medidas con el fin

de conocer y estudiar los sistemas que conforman al cuerpo humano, como lo son el sistema nervioso y muscular. Cada señal bioeléctrica presenta diferentes características y varían principalmente en amplitud y frecuencia. Sin embargo se pueden estudiar y analizar estas señales de igual manera, ya que cada una cuenta con un voltaje en reposo, un periodo de excitación (despolarización), un periodo refractario absoluto y un periodo refractario relativo. Las señales bioeléctricas son conocidas comúnmente como potenciales de acción. Un potencial de acción de una fibra muscular es también llamado como potencial de unidad muscular (PUM). Los potenciales de acción son producidos por medio de las células de los músculos durante un proceso de despolarización. Se puede definir como un cambio en el voltaje del potencial de la membrana, que va desde la negatividad del estado de reposo hasta valores positivos durante un corto lapso de tiempo [6]. Las células musculares están compuestas por un núcleo, una membrana, dendritas y axón. Este último es por donde viajan los impulsos eléctricos hacia el músculo.

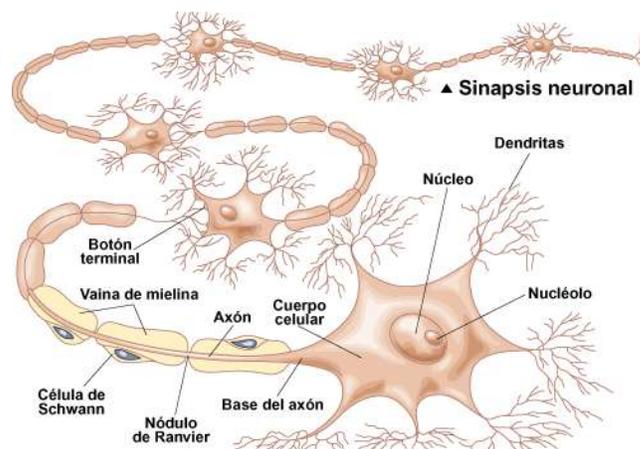


Figura 4. Neurona motora [6].

Un PUM es producido al excitar el músculo por medio de una contracción, debido a un proceso biológico. Las neuronas motoras contienen una membrana axónica que contiene canales que se abren al momento de la contracción y

relajación de músculo. El axón contiene en su interior una concentración de iones de potasio (K^+), proteínas, sulfatos, fosfatos e iones grandes de Cl^- que le dan un carácter negativo al interior de la célula. Por otra parte el exterior de la célula tiene una concentración de iones de Na^+ esto significa que la célula es mayormente positiva en su exterior en el estado de reposo (relajación del músculo).

El proceso biológico que produce un potencial de acción está formado por dos etapas: despolarización y repolarización. La etapa de despolarización es producida por la estimulación del músculo. Cuando el músculo se excita por causa de un estímulo, la membrana axónica de las neuronas musculares abre sus canales de sodio y permiten el paso de los iones de sodio (Na^+) dentro del axón haciendo que el interior del axón se encuentre positivamente cargado. Este proceso provoca que un impulso eléctrico se disipe. Este impulso en estado de reposo se encuentra entre los -60 a -70 mV dependiendo de la fibra muscular, y al momento de la despolarización puede aumentar hasta $+35$ mV también este voltaje depende de la fibra muscular. El potencial de acción sólo dura un determinado periodo, este periodo puede variar según la magnitud del estímulo que produjo el PUM y del músculo. Al momento de la repolarización los canales de sodio se cierran y los canales de potasio se abren. Esto hace que los iones de sodio salgan del interior del axón dejando nuevamente que el interior del axón se encuentre negativamente cargado. En este momento el impulso eléctrico pasa de los $+mV$ a los $-mV$ nuevamente. Los procesos eléctrico y biológico de despolarización y repolarización se muestran en las figuras 5 y 6 respectivamente.

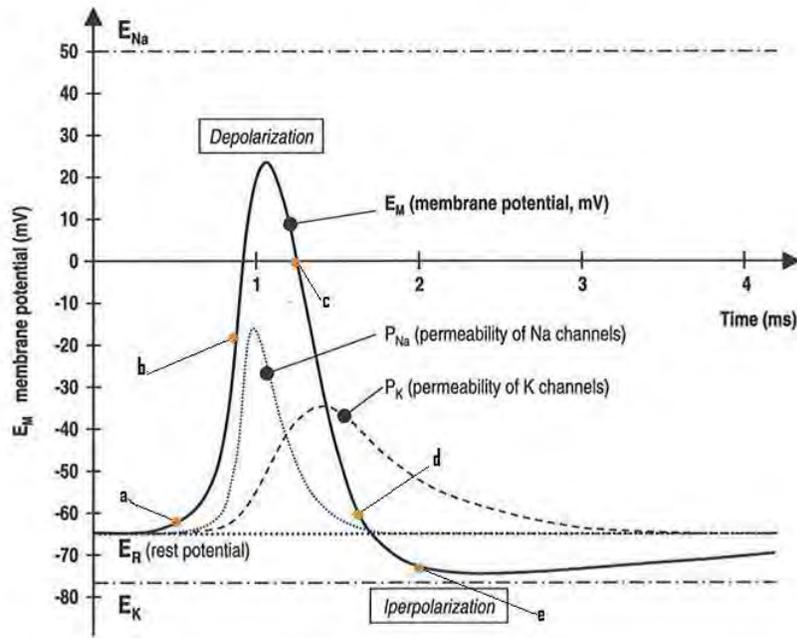


Figura 5. Etapas del potencial de acción [2].

PARAMETROS DE DESPOLARIZACION REPOLARIZACION.

Despolarización lenta (-70 mV hasta -55mV).

Despolarización rápida (-55mV hasta +35mV).

Repolarización rápida (+35mV hasta 2/3 del descenso).

Repolarización lenta (hasta -70mV). Hiperpolarización (-70mV hasta -75mV).

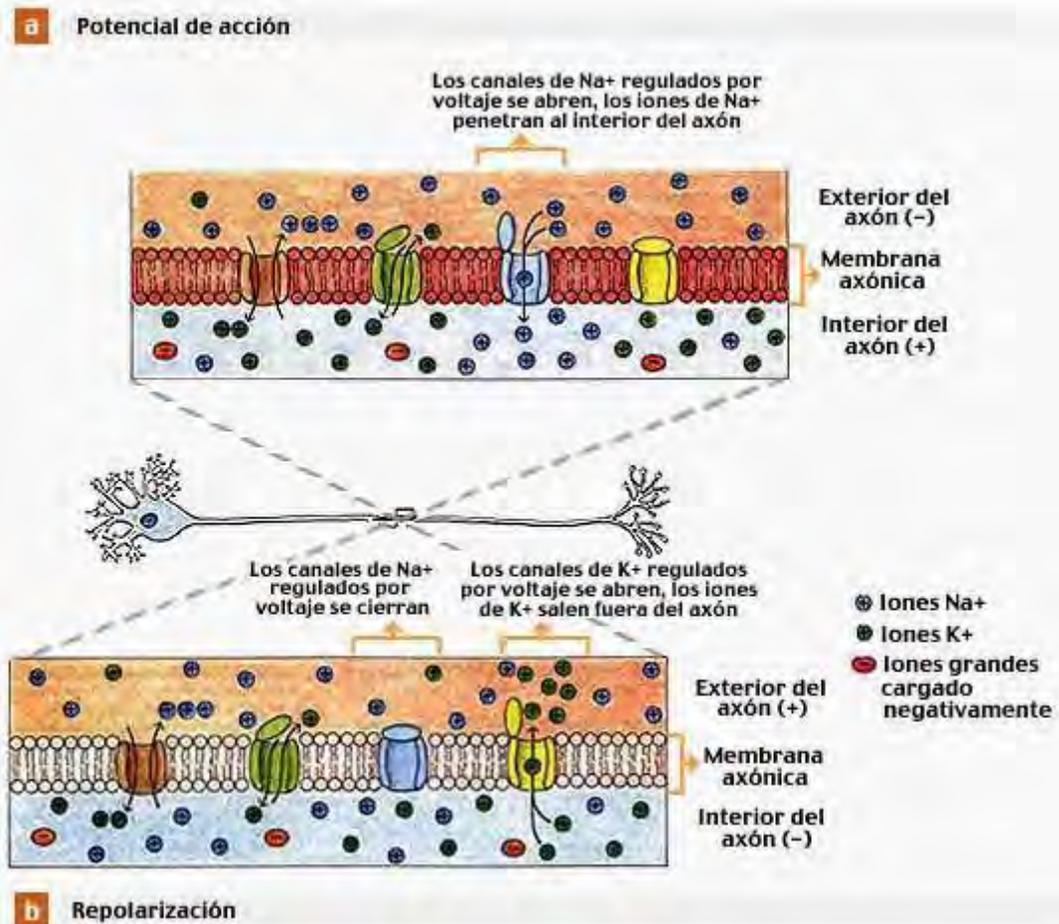


Figura 6. Proceso de despolarización y repolarización de una neurona muscular [2].

El periodo total de un potencial evocado está dividido en dos subperiodos. El período refractario absoluto y el período refractario relativo.

El periodo refractario absoluto es aquella fracción de tiempo, después de iniciarse un potencial de acción, durante el cual ningún estímulo (por muy elevada que sea su magnitud) puede excitar esa porción de fibra [9]. El periodo refractario absoluto coincide con la etapa de despolarización, va desde la apertura de los canales de sodio, hasta cuando la mayoría de estos se encuentran inactivos. Por otra parte, el periodo refractario relativo es aquella fracción de tiempo, después de iniciarse un potencial de acción, durante la cual para que se genere un nuevo potencial de acción se requiere que el estímulo aplicado sea de una intensidad elevada. [10] En este periodo en su gran mayoría los canales de sodio se encuentran inactivos y los canales de potasio se encuentran abiertos, por lo tanto para que exista otro potencial de acción la despolarización debe ser muy grande. Los potenciales de acción de los músculos o señales mioeléctricas varían en amplitud según el tamaño del músculo, a demás tiene un periodo mayor en el hombre que en la mujer. Estas señales se encuentran en un rango de voltaje que va aproximadamente desde 1mV hasta 10mV, pero como se mencionó anteriormente este voltaje puede variar. Estas señales se encuentran dentro de un rango de frecuencias que va desde 1Hz a 1kHz, pero es dentro del rango de 50 a 350 Hz donde la amplitud de las señales es más fuerte (mas amplia)[11]. Para fines de estudio es preciso utilizar electrodos que nos permiten adquirir las señales biológicas, y posteriormente observarlas en aparatos que visualizan este tipo de impulsos eléctricos. También, es necesario realizar una etapa de filtrado con el fin de eliminar el ruido que pueda intervenir en la adquisición de la señal.

2.4. SISTEMA MUSCULAR.

Nuestro cuerpo está compuesto por diferentes tipos de sistemas que realizan diferentes e importantes funciones. El sistema esquelético es uno de los componentes que ayudan a que nuestro cuerpo tenga movimiento. Sin embargo, los huesos por sí solos no pueden mover nuestro cuerpo, estos necesitan de

otros elementos como los son las articulaciones y aun más importante los músculos. Los músculos esqueléticos son los que ayudan a que los seres vivos puedan correr, bailar, brincar, hablar, en fin una diversidad de actividades físicas. La participación de los músculos en la vida de los humanos es de gran relevancia.

Existen en el cuerpo más de 600 músculos esqueléticos. En conjunto, constituyen el 40-50% del peso corporal, y junto con el andamiaje del esqueleto, establecen también la forma y contornos de nuestro cuerpo. [12] Los músculos están compuestos de tejido conjuntivo y nervioso. Varían en tamaño, forma y en la disposición de sus fibras. Los músculos se presentan en diferentes dimensiones, los hay largos y cortos, anchos y estrechos, triangulares, cuadrados, y otros con forma irregular, también unos son delgados y otros abultados.

La mayoría de los músculos están fijados a los huesos en dos puntos, uno de ellos se llama origen y el otro punto inserción. Al momento de una contracción el hueso donde se encuentra el origen no genera movimiento, en cambio el hueso donde se encuentra el punto de inserción realiza un movimiento para realizar la contracción.



FIGURA 7. Fijación de un músculo esquelético [12].

Los músculos esqueléticos trabajan en conjunto para producir el movimiento, los músculos se coordinan con el fin de crear un determinado movimiento. Existen diferentes términos para describir las acciones que realizan los músculos para producir un determinado movimiento, estas se nombran a continuación: Motor primario: Describe un músculo o grupo de músculos que realizan un movimiento concreto. Antagonista: Son los músculos que al contraerse se oponen a los músculos primarios. Los órganos antagonistas se encuentran relajados hasta que el motor primario se contrae para producir un movimiento.

Sinérgicos: Estos músculos se contraen al mismo tiempo que los primarios, facilitando las acciones de este último. Músculos fijadores: Funcionan como estabilizadores de las articulaciones. Ayudan a mantener postura o equilibrio en el momento de la contracción y actúan principalmente sobre las articulaciones de las piernas. [14] Como se mencionó anteriormente el cuerpo humano está compuesto por una gran cantidad de músculos. Sin embargo, para el propósito de este proyecto se estudiarán los músculos que mueven el antebrazo ya que con estos se realizará el control del sistema.



FIGURA 8. Músculos que actúan sobre el antebrazo [14]

Los músculos que mueven al antebrazo (Figura 8) se clasifican en 4:

1. flexores
2. extensores
3. pronadores
4. supinadores.

Los músculos flexores son los que a flexionarlos reducen el ángulo entre los huesos donde se encuentran su punto de origen y el punto de inserción. Los músculos flexores del brazo son: el Bíceps braquial, Braquial anterior, Supinador largo. Los músculos pronadores son: pronador redondo y el pronador cuadrado. El brazo sólo cuenta con un músculo extensor y otro supinador, llamados tríceps braquial y supinador corto respectivamente. En este proyecto el bíceps juega el papel principal, ya que como es un músculo de mayor volumen se decidió tomar el potencial de acción generador de este órgano, con el fin de obtener impulsos eléctricos de mayor voltaje.

2.4 DIAGRAMA DE BLOQUES.

Diagrama de bloques del sistema actuado por las señales mioeléctricas
Las señales mioeléctricas son señales que se manifiestan en voltajes muy pequeños, por lo tanto, para su análisis y estudio se requiere de un sistema que pueda ser capaz de obtener ese tipo de voltajes. Con el propósito de diseñar el

sistema de adquisición y manipulación de las señales mioeléctricas se dividió el procedimiento por etapas las cuales son mostradas en la Figura 9

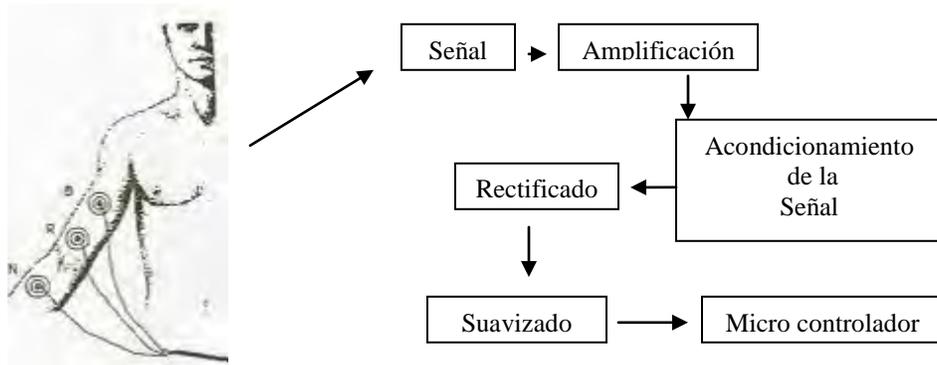


FIGURA 9. Diagrama de bloques por etapas.

El proceso consiste en adquirir principalmente la señal colocando electrodos en el músculo específico para ser analizado. Como la señal es muy pequeña y muy susceptible a el ruido producido por los 60Hz, las luces, los aparatos, y hasta las mismas personas, es necesario elaborar una etapa que amplifique y filtre la señal de tal manera que podamos obtener un muy buen resultado en la adquisición de los potenciales de acción.

CAPÍTULO 3

3.1. DISEÑO Y DESARROLLO DE LA INTERFAZ MIOELECTRICA.

3.1.1. INTRODUCCIÓN

Retomando lo establecido anteriormente. Recordemos que es un Interfaz. Se le llama así a un dispositivo que establece una conexión entre dos elementos, que les permite trabajar juntos. La interfaz es el medio que permite la interacción entre esos elementos. Es importante mencionar que la interfaz mioeléctrica que se desarrollo permitirá el control de la prótesis estará sustentada por la diferencia de potencial generada en las fibras musculares del amputado mediante la contracción espontanea o voluntaria del musculo estudiado. Es por eso el adjetivo mioeléctrico del griego mios, músculo, y eléctrico de la generación de un flujo de electrones.

Hoy en día el desarrollo de estos dispositivos va en ascenso, y su uso ya no solo se centra en el desarrollo de aplicaciones terapéuticas y de rehabilitación, tal es el caso de las prótesis mioeléctricas, las cuales se utilizan para suplir la perdida de algún miembro, principalmente de brazos, manos o piernas; estas nuevas tendencias están orillando el desarrollo de interfaces mioeléctricas para el uso diario, ya sea para facilitar la vida diaria o también para usos de recreación y entretenimiento; por ejemplo el uso de dispositivos mioeléctricos en videojuegos o para en un futuro no muy lejano remplazar dispositivos de entrada salida de una PC como el mouse o el teclado.[1]

Como se menciona en el capítulo anterior es necesario, diferenciar el proceso de adquisición de la señal mioelectrica en etapas, es decir el desarrollo de este capítulo se dividirá en la metodología que se siguió para conseguir el diseño y elaboración de la interfaz.

3.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor, un transductor es un dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos; los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición [20]; entre las señales biológicas más estudiadas y registradas se encuentran las Electrocardiográficas (ECG), Electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), por citar algunas. Para el registro de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos; los electrodos de superficie son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica [17]; mientras que los electrodos invasivos son insertados en el tejido para tomar directamente la diferencia de potencial existente entre la membrana celular y la piel [17].

3.2.1. ELECTRODOS

Los electrodos son elementos que leen las señales fisiológicas y las convierten en señales eléctricas que puedan ser visualizadas en aparatos que permiten visualizar este tipo de señales. El término electrodo se refiere a la interface pasiva y eléctrica entre el paciente y el equipo [16]. Existen 2 diferentes tipos de electrodos, los concéntricos o de aguja, que fueron implementados por Adrian y Bronk, y los electrodos superficiales que no son invasivos. Para este proyecto se utilizaron los electrodos superficiales, ya que se pretende que estos son colocados sin intervención quirúrgica.

3.2.2. ELECTRODOS DE AGUJA.

Para medir los potenciales generados por las unidades motoras, la electromiografía invasiva hace uso de electrodos de aguja; un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de metal la cual es insertada en el musculo directamente. La Figura 10 muestra distintos tipos de electrodos de aguja [18].

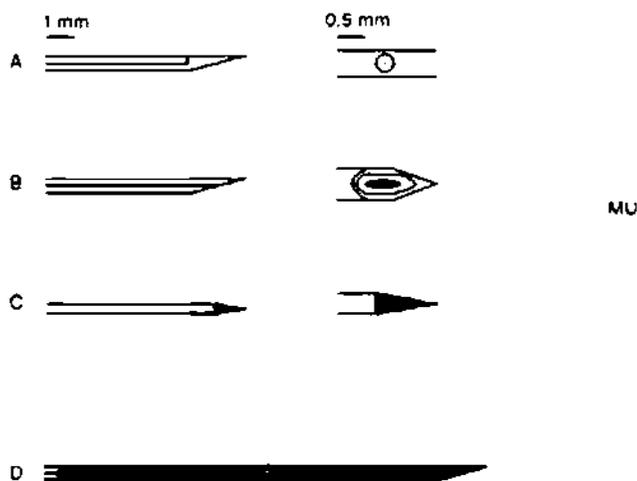


FIGURA 10. A) Electrodos de fibra simple, B) Electrodo de aguja concéntrico, C) Electrodo monopolar, y D) Electrodo macro. [18]

La amplitud de la señal registrada por los electrodos de aguja depende del área de registro que ocupan, así como también de la distancia del electrodo a la fuente de la señal (UM); siendo la amplitud más grande mientras el electrodo está más cerca de la unidad motora; la amplitud disminuye mientras más lejano este el electrodo de la fuente [18].

Debido a que la inserción de los electrodos de aguja es bastante dolorosa y además requiere la supervisión médica, la electromiografía invasiva se limita a usos clínicos y de carácter medico, principalmente es usada para diagnosticar enfermedades motoras, esta característica hace difícil su uso en investigaciones

para el desarrollo de prótesis ya que muchas personas consideran muy molesto el procedimiento de inserción.

3.2.3. ELECTRODOS DE SUPERFICIE.

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal, sin embargo, debido al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones[18]: la piel es un tejido conductor cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es muy ruidosa[18].

Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos [21]. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor [17], esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente.

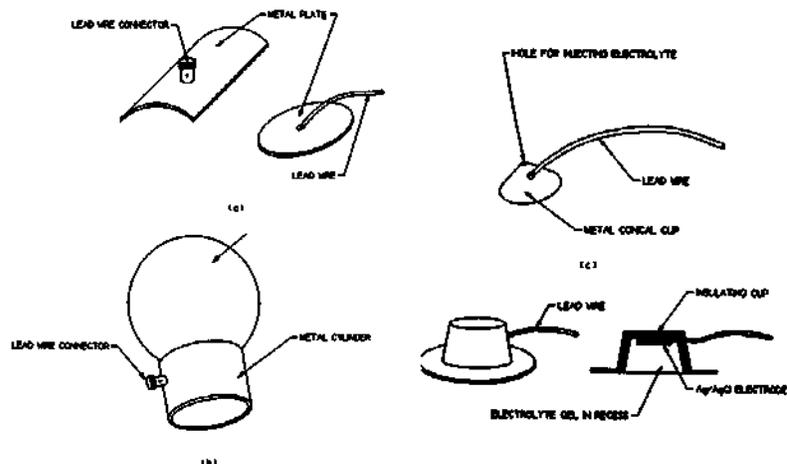


FIGURA 11. Diferentes tipos de electrodos de superficie.[18]

Los electrodos superficiales con gel están compuestos por una parte metálica que generalmente es de oro o cloruro de plata. La capa de cloruro de plata permite que la corriente emitida por los músculos pase libremente a través de la juntura entre el gel electrolítico y el electrodo. La parte metálica esta adherida una superficie diferente conocida como soporte, el cual puede estar fabricado de micropore o espuma, este material contiene en una de sus caras un pegamento que se adhiere muy bien a la piel. El soporte de micropore o espuma contiene también una parte de gel conductor sólido, este gel tiene contacto directo con la piel y la parte metálica.

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial de oxidación no debe de variar con el tiempo; el electrodo de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica; además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG.

Por lo anterior se decidió usar electrodos de superficie de plata/cloruro de plata, de la marca 3M Figura 12 los cuales cuentan con un periodo de vida útil de hasta 48 horas de uso continuo además de que son muy económicos.



FIGURA 12. Electrodos Ag/AgCl marca 3M

3.3. COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS.

Uno de los puntos más discutidos en la EMG de superficie es la localización de los electrodos. Debido a esto, se originó una iniciativa europea para tratar de estandarizar estos factores; localización, tamaño y forma de los electrodos; es así que en 1996 surge el SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) para tratar de dar ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables [5]. La forma del electrodo es definida como el área conductora que entra en contacto con la piel; la mayoría de las referencias bibliográficas coincide en la forma circular como la más utilizada [18].

La ubicación de los electrodos varía de acuerdo a cual sea el músculo bajo estudio. De esta manera en el cuerpo humano se pueden medir diferentes grupos musculares, que consecuentemente tienen diferentes respuestas.

En la Figura 13 se ve el posicionamiento de los electrodos sobre el bíceps de un voluntario, en una sesión de medición de señales electromiográficas (EMG).



FIGURA 13. Colocación de los electrodos.

Para el registro de las señales mioeléctricas que se desean adquirir para el control de la prótesis de esta investigación, es necesario que se utilicen tres electrodos, dos son ubicados sobre la piel donde se encuentra el músculo. Dichos electrodos recogen no solo la señal muscular sino que también recogen el ruido ambiente. El electrodo restante (referencia) puede ser ubicado en cualquier parte del cuerpo.

La resistencia de la piel es un factor importante que está directamente relacionado con la conducción de la señal a través de los electrodos. En consecuencia es necesario tomar una serie de precauciones antes de realizar el registro de las señales. A continuación se brindan algunas precauciones que resultan convenientes tomar para obtener los mejores resultados:

- En caso de que el paciente tenga mucho pelo en la zona de interés, resulta conveniente afeitar el lugar donde los electrodos van a ser colocados.
- La piel debe ser limpiada con alcohol para extraer el aceite depositado sobre la misma. Sin embargo no es recomendable causar abrasión.
- La utilización de gel electrolítico beneficia notablemente la señal. En caso de utilizarse el mismo debe tenerse precaución de no cortocircuitar los electrodos.
- Es útil en ocasiones pegar los cables al paciente con cinta adhesiva para prevenir que el movimiento cause señales erróneas.

3.4. CABLES PARA ELECTRODOS.

Los cables para electrodos son unos cables especiales que se adhieren a los electrodos. Estos cables son calibre 14 y tienen en una de sus partes un broche que es el que se amarra al electrodo, y por otra parte tiene una entrada hembra, que es la que se adhiere a una entrada macho conectada a la entrada del amplificador. Los cables pasan la señal eléctrica a un amplificador, es decir son el medio de transporte de la señal. Estos elementos facilitan el envío de señales al circuito que se utilizará para el sistema. Los cables se colocan uno por cada electrodo, a demás se trenzan con la finalidad de reducir el ruido ya que elimina el campo magnético que se encuentra entre ellos. La figura 14 muestra unos de los cables usados, en el proyecto.

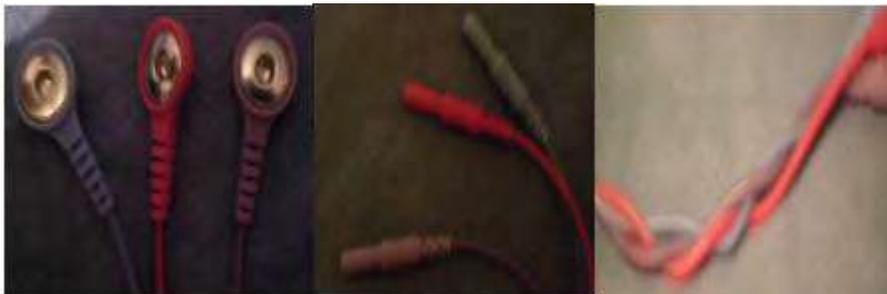


FIGURA 14. Cables para los electrodos

3.5. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

La amplitud de las señales de EMG depende de varios factores; la posición, el tipo y material de los electrodos usados; una típica señal de EMG tiene rangos de amplitud que van desde 0.1 a 0.5 mV. Esta señal puede contener componentes de frecuencia que se extienden hasta los 10kHz [17]. El preamplificador usado para EMG es generalmente del tipo diferencial y su impedancia de entrada debe ser de $10^9 - 10^{12}\Omega$ en paralelo con un capacitor de 2 – 10pF; también es recomendable ubicar el preamplificador bastante cerca de los electrodos, de esta forma se evitan capacitancias parasitas y problemas producidos por el movimiento de los artefactos y del cable. Otra de las características importantes es el rechazo de modo común o CMRR por sus siglas en ingles (Common Mode Rejection Ratio) [1], este término se define para los amplificadores diferenciales como:

$$CMRR = 20\log_{10}\left(\frac{Ad}{Ac}\right)$$

$$Ad = \frac{V_D}{V_2 - V_1} \cdot \text{ganancia de modo diferencial}$$

$$Ac = \text{ganancia en modo común}$$

Ecuación no. 1

El CMRR se mide en decibels y es la razón entre la ganancia de modo diferencia ($V_2 - V_1$) y la ganancia en modo común (idealmente cero). Para las mediciones de EMG se requiere un rechazo de modo común mínimo de 90db.

Uno de los arreglos con amplificadores operaciones más utilizados como preamplificador es el amplificador de instrumentación [1]; este circuito consta de tres amplificadores y tiene la función de amplificar la diferencia de los voltajes presentes en sus entradas (V_1 y V_2). El amplificador de instrumentación tiene la característica de tener impedancias de entrada bastante elevadas y un alta

CMRR. Son utilizados frecuentemente para amplificar señales muy pequeñas, por ejemplo las señales del cuerpo humano.

3.5.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL.

El amplificador operacional es un circuito integrado compuesto por una gran cantidad de transistores [1]. Este circuito es muy popular debido a su gran versatilidad, pueden ser usados en múltiples configuración y son capaces de hacer operaciones aritméticas tales como la suma, resta, integración y derivación. El diagrama de un amplificador es presentado en la Figura 12; se aprecian las terminales con las que cuenta; la terminal V_{out} es la terminal de salida, la terminal V_- es la entrada no inversora, la terminal V_+ es la entrada no inversora, mientras que las terminales V_{s+} y V_{s-} son las terminales de alimentación, la V_{s-} es negativa y la V_{s+} es la alimentación positiva. Los amplificadores operacionales [1] tiene la característica de amplificar la diferencia de potencial que aparezca en sus terminales V_+ y V_- dándole una ganancia A , idealmente infinita; $V_{out} = A(V_+ - V_-)$.

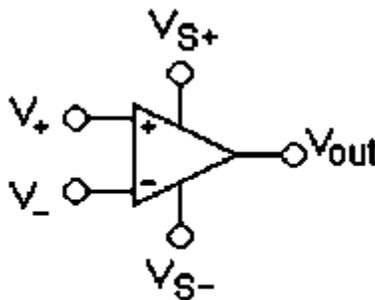


FIGURA 15. Amplificador operacional [1]

Se considera el modelo de amplificador operacional ideal como aquel circuito que cuenta con las siguientes características [1]: impedancia de entrada

infinita, es decir, que la corriente neta que entra al amplificador por las terminales no inversora e inversora es cero; impedancia de salida cero; ganancia de modo común cero, esto se traduce al hecho de que al aplicar voltajes iguales a las entradas, la salida del amplificador deberá ser cero [1]; ganancia de lazo abierto A infinita, en otras palabras, se puede amplificar el factor $(V+ - V-)$ a valores infinitos; y el ancho de banda es infinito, esto es que los amplificadores operacionales ideales pueden amplificar señales en los rangos de frecuencias de 0 a infinito con una ganancia infinita [3]. Sin embargo, estas características no pueden ser alcanzadas del todo en la realidad, un ejemplo muy simple es el hecho que no podemos dar ganancias infinitas, ya que el amplificador operacional real solo puede dar una ganancia dependiendo del rango de sus fuentes de alimentación, dar una ganancia infinita equivaldría a tener fuentes de alimentación infinitas, lo cual no es posible en la práctica; mientras que por el lado de las impedancias de entrada infinitas, tampoco es posible, pero en el mercado existen amplificadores que tienen impedancias de entrada de varios cientos de mega ohms, con lo que se pueden hacer aproximaciones al modelo del amplificador operacional ideal.

Los amplificadores operacionales cuentan con varios tipos de configuraciones, entre las más utilizadas se encuentran:

- **CONFIGURACIÓN INVERSORA**

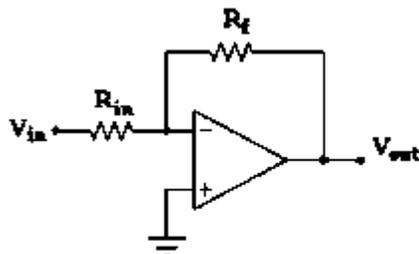


FIGURA 16. Configuración inversora [1].

Recibe su nombre debido a la operación que realiza, su diagrama es mostrado en la Figura 16 [1]; esta configuración da como salida el valor amplificado del voltaje de entrada V_{in} en base a la siguiente fórmula [1]:

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

Ecuación numero 2

- **CONFIGURACIÓN NO INVERSORA.**

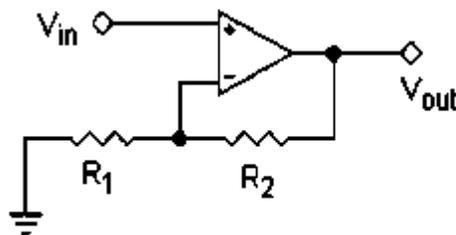


FIGURA 17. Configuración no inversora [1].

Esta configuración es mostrada en la Figura 17. Recibe el nombre debido a que la salida V_{out} tiene como resultado el valor amplificado del voltaje de entrada (V_{in}) en base a la siguiente fórmula [1]:

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1\right) V_{in}$$

Ecuación numero 3

Validando con lo anterior para nuestro prototipo se decidió en la etapa de amplificación usar un amplificador de instrumentación; este a su vez debe de cumplir con ciertas características para tener un buen rendimiento en la adquisición de señales biológicas, estas características son principalmente:

- Impedancia de entrada debe ser de $10^9 - 10^{12}\Omega \parallel 2 - 10\text{pF}$.
- CMRR $\geq 90\text{dB}$
- Corriente de polarización de entrada $\leq 20\text{nA}$.

Tomando en cuenta estas características, se eligió usar el amplificador de instrumentación INA 106 de Burr Brown, este amplificador tiene las siguientes características:

- Input bias current: 5nA max .
- CMRR: 120dB min .
- Fuente de alimentación de $\pm 2,25\text{V}$ a $\pm 18\text{V}$.

El INA106 es uno de los amplificadores de instrumentación más usados por tener características muy buenas, como por ejemplo su alto CMRR (120dB), sin embargo este amplificador es del tipo de fuente bipolar, es decir, su funcionamiento está destinado a trabajar con dos fuentes de alimentación.

Teniendo en cuenta que la ganancia deseada es de 10; se hace uso de la fórmula que proporciona el fabricante

$$G_{\text{ina129}} = 1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_G}$$

$$10 = 1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_G} \rightarrow \frac{9}{49.4\text{k}\Omega} = \frac{1}{R_G} \rightarrow R_G = 5.48\text{k}\Omega \approx 5.6\text{k}\Omega$$

$$R_G = 5.6\text{k}\Omega$$

Ecuación numero 4.

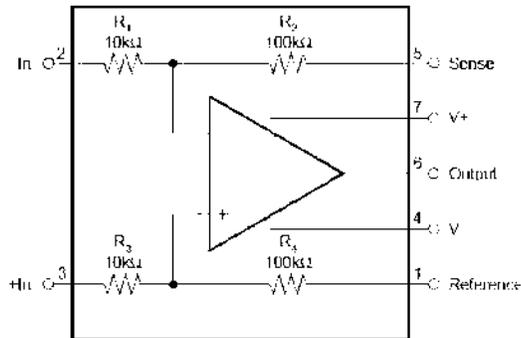


Figura 18. Diagrama del amplificador INA 106 de Burr Brown

3.6. ETAPA DE FILTRADO DE SEÑAL.

La señal amplificada proveniente de la etapa de pre amplificación contiene una mezcla de señales biológicas, por ejemplo, se encuentran inmersas las señales de ECG, respiración y dependiendo del lugar se podrían encontrar rastros de EEG. Es por esta razón que para tener registros claros de EMG es necesario depurar o filtrar la información; esto se logra usando amplificadores operacionales con los cuales se construyen filtros analógicos para obtener registros únicamente de EMG, estas señales se presentan en el rango de frecuencia de 10 a 500Hz [18]. Sin embargo las señales de ruido provenientes por el movimiento de los cables y de los artefactos se encuentran entre 0 y 15, es por eso que en muchos trabajos publicados se prefiere tener un filtro de 15 a 500Hz o de 20 a 500Hz, dependiendo de lo que se desee. Otra técnica para evitar el ruido de la toma de corriente y del ambiente es anexar un filtro rechaza bandas de muesca de 50 o 60Hz, sin embargo esto tiene algunas complicaciones, en el caso particular de la EMG el mayor número de componentes de estos potenciales se encuentran alrededor de 50 y 60Hz [17], por lo que si se aplicará esta técnica de reducción de ruido se perdería

información muy valiosa. Para hacer el filtrado de la señal, se cuenta con múltiples configuraciones, también se tiene que tomar en cuenta el orden del filtro; el orden del filtro es un factor importante y ayuda en gran medida a la reducción del ruido. La Figura 19 [18] muestra un potencial típico de EMG al cual se le ha aplicado filtrados de primero y segundo orden; es posible observar como el filtrado ayuda a procesar mejor las señales reduciendo el ruido y definiendo más los potenciales de acción.

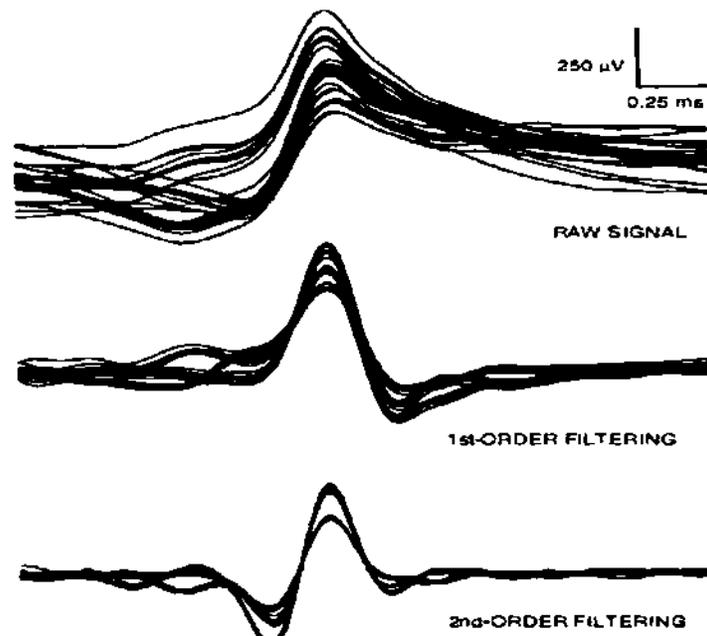


FIGURA 19. Etapas de filtro pasa banda del potencial de acción de una unidad motora [18].

En la etapa de pre amplificación, la señal proveniente de los electrodos es obtenida de manera diferencial por el amplificador de instrumentación, el cual le

da una ganancia de 10; después se aplica una ganancia de 9.2 por el amplificador operacional TL072. Desde este punto la señal proveniente de los electrodos ya está lista para ser filtrada. Para la etapa de filtrado se usaron amplificadores operacionales en configuración Sallen Key. Sin embargo existen 3 configuraciones bastante usadas de filtros Sallen Key, estas son la configuraciones: Butterworth, Chebyshev y Bessel [2], cada uno de los cuales tiene ciertas características:

- Filtro de Butterworth, este tipo de filtro presenta una banda de paso suave y un corte agudo. También es el filtro que presenta la respuesta más plana mientras más se acerca a la frecuencia de corte, es por eso que recibe el nombre de máximamente plana.
- Filtro de Chebyshev, es filtro presenta la respuesta más aguda, pero también se generan algunas ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, estas ondulaciones se reducen conforme aumenta el orden del filtro.
- Filtro de Bessel, presenta una variación de fase constante.

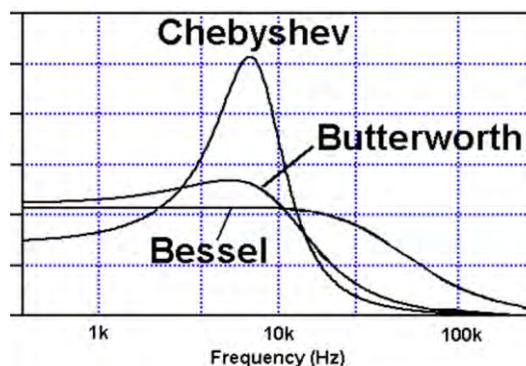


Figura 20. Grafica de magnitud vs frecuencia de las configuraciones de filtros sellen key [2].

Teniendo en cuenta las características que presentan los diferentes tipos de filtro, se eligió usar la configuración de Butterworth debido a que presenta una respuesta en magnitud muy plana y su pendiente desciende rápido al acercarse

a la frecuencia de corte. En la Figura 21 se muestra la respuesta en magnitud de un filtro Butterworth variando su orden [3]

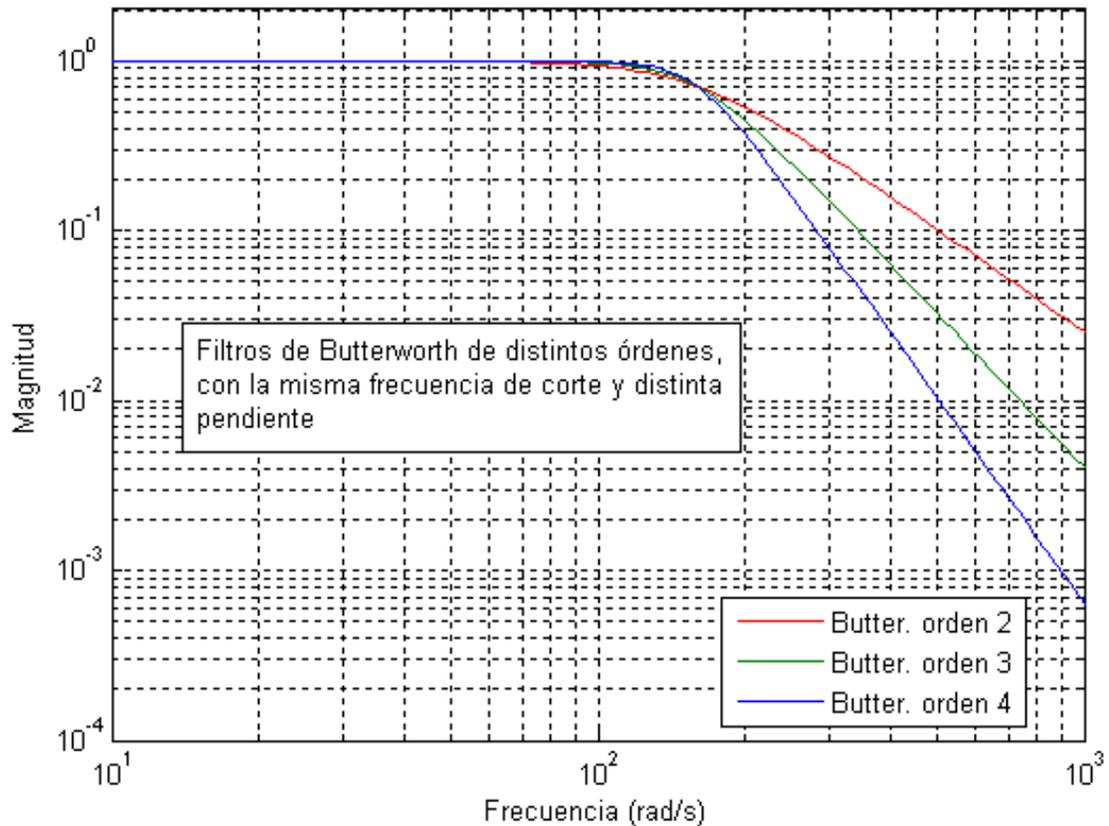


FIGURA 21. Magnitud de la respuesta del filtro Butterworth a distintos ordenes [1].

Se generó un filtro activo pasa banda de 20 a 500Hz a partir de dos filtros activos de segundo orden Butterworth con la configuración clásica de Sallen-Key con la finalidad de obtener las señales de EMG, las cuales se encuentran en ese rango de frecuencias. El filtro pasa bandas se diseñó en forma de cascada, es decir, primero se presenta un filtro pasa altas dejando pasar frecuencias mayores a 20Hz y a la salida de éste se conecta un filtro pasa bajas para evitar el paso de frecuencias mayores de 500Hz. Para el diseño del filtro pasa altas con frecuencia de corte a 20Hz de Sallen Key se usó la siguiente fórmula

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{usando } C = 0.1\mu\text{f y } f_c = 20$$

$$(20)2\pi C = \frac{1}{R} \quad R \approx 82k\Omega$$

Como se desea una configuración Butterworth de segundo orden, el filtro debe tener una ganancia de aproximadamente 1.58 [3], donde R2 es la resistencia a tierra y R1 es la que une la salida no inversora con la salida del amplificador.

$$G = \frac{R2}{R1} + 1$$

De igual manera que en el filtro pasa altas, el filtro pasa bajas tiene configuración Butterworth por lo que los valores de la ganancia son similares al del filtro pasa altas [3]. La Figura 19 muestra el filtro completo.

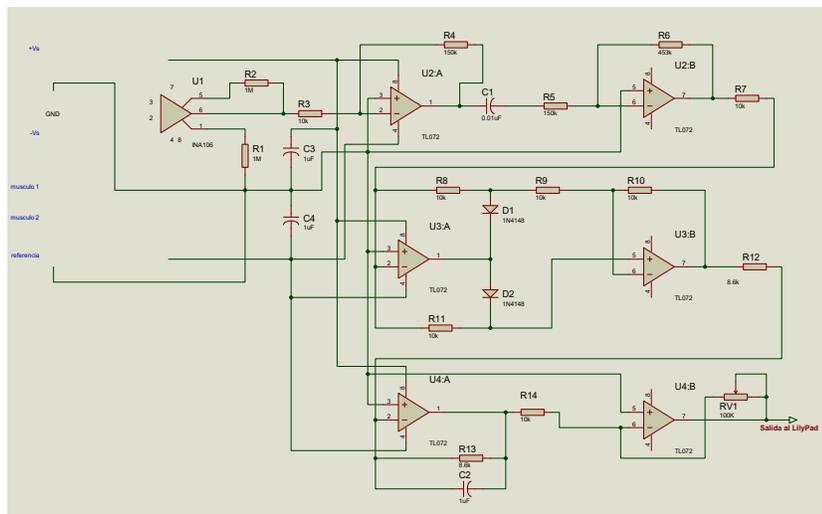


FIGURA 22. Filtro completo

3.7. RECTIFICACIÓN DE MEDIA ONDA

Un circuito rectificador es aquel que convierte los componentes negativos de una señal a positivos; existen dos tipos de rectificación: rectificación de media onda y de onda completa, el de media onda conserva los componentes positivos de la señal mientras que el de onda completa convierte los componentes negativos de la señal de entrada a positivos dejando los componentes positivos intactos, los diferentes tipos de rectificación se muestran

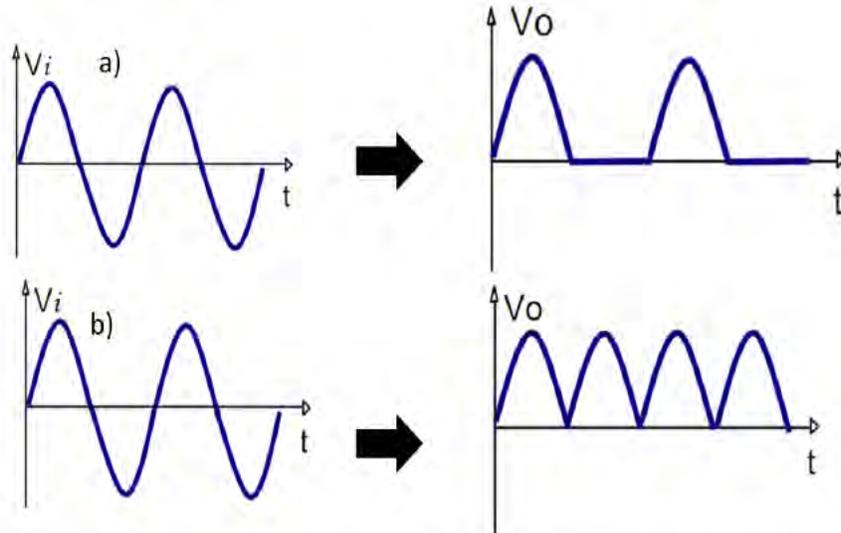


FIGURA 23. a) Representación del proceso de rectificación de media onda. b) proceso de rectificación de onda completa.[3]

El rectificador de media onda de precisión o “súper diodo”, recibe su nombre porque se comporta como un diodo pero no presenta la pérdida de 0.7 volts de voltaje típica de los diodos, de esta manera es capaz de rectificar la

señal que se le aplique con gran exactitud. La Figura 24 muestra la configuración de este circuito.

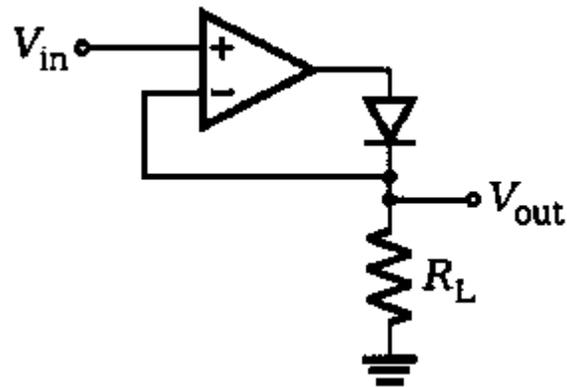


FIGURA 24. Esquema del rectificador de media onda de precisión.

Un solo potencial de acción (Figura 25) está compuesto por una señal con un componente positivo y uno negativo, es por esta razón que se eligió el método de rectificación de media onda, así evitamos tomar los componentes negativos y solo tomamos los positivos por cada potencial de acción [18]

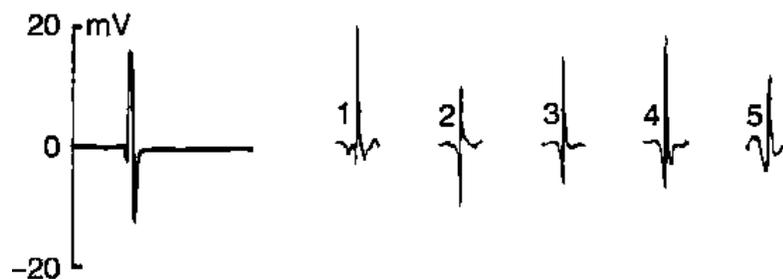


FIGURA 25. Diferentes potenciales provenientes de las UM.

El circuito rectificador usado es un rectificador de media onda de precisión, también conocido como súper diodo (figura 26).

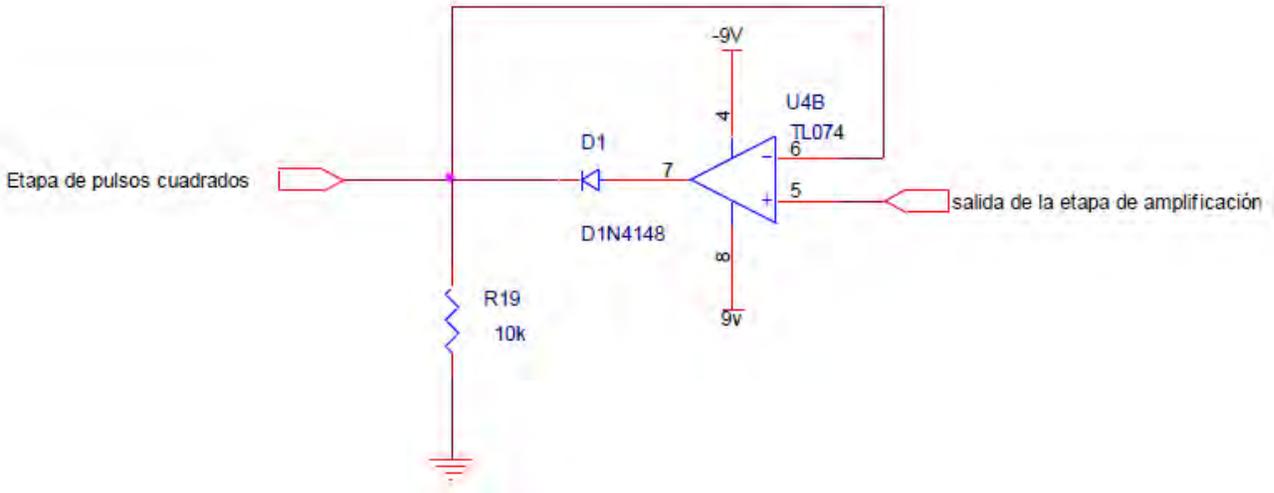


FIGURA 26. Diagrama del rectificador de media onda de precisión.

3.8. ETAPA DE PULSOS CUADRADOS.

Con la señal rectificada, se procede a hacer uso de un circuito comparador no inversor; este circuito tiene la función de transformar la información de la duración (segundos) del potencial de acción de la UM a un pulso cuadrado con igual duración. Este proceso se lleva acabo haciendo una comparación de la señal rectificada con un promedio de la misma; de esta forma, cuando se presente un potencial de acción, la señal superara al promedio de la misma y el comparador dispara un pulso cuadrado, en este caso el pulso generado tendrá un valor que irá desde 0 Volts hasta el voltaje de saturación positivo que en este caso es 9V; para el comparador se usó un amplificador específico para realizar la función. Para realizar el promedio de la señal se construyó un arreglo de capacitor y resistencia cuyos valores fueron calculados de forma experimental. Muestra el diagrama esquemático del circuito que genera

los pulsos. Finalmente se puede apreciar el diagrama esquemático de todo el sistema (Figura 27).

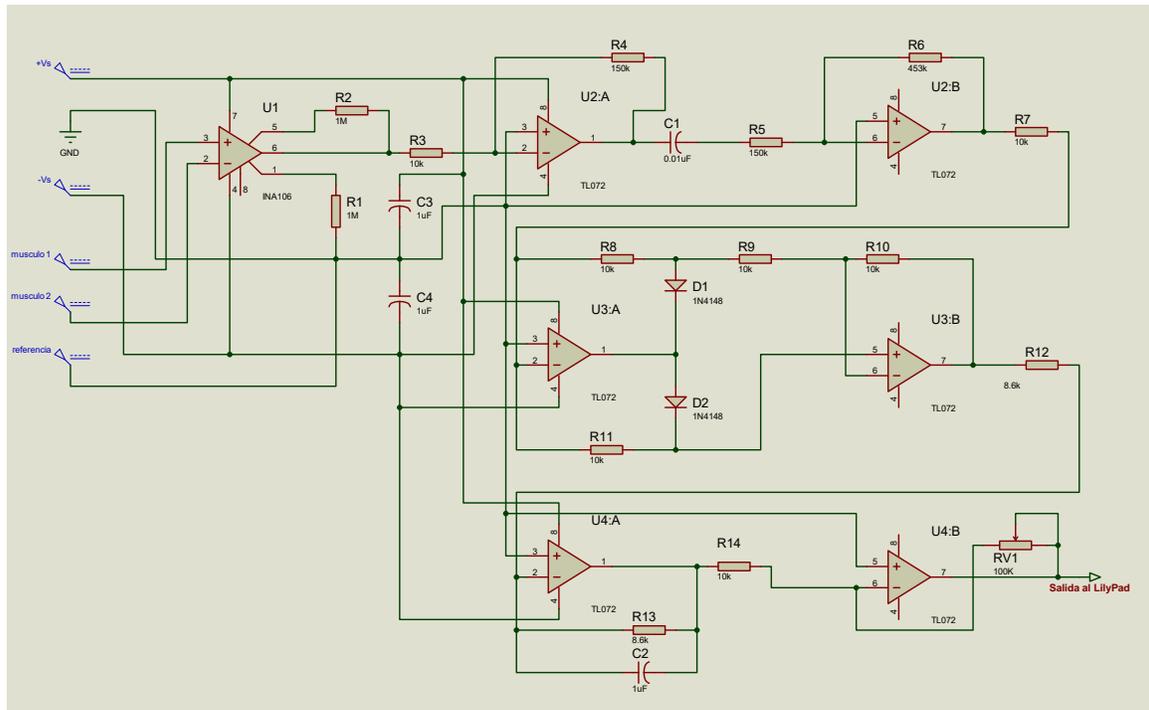


FIGURA 27. Diagrama esquemático del sistema electrónico.

3.9. DESARROLLO DE LA INTERFAZ

Para el desarrollo del circuito de filtrado y amplificación de señal, fue necesario utilizar el software Isis Versión 7, en el cual se diseñó el diagrama del circuito y donde posteriormente se ubicaron los componentes electrónicos y se simuló con el fin de verificar su desempeño. También gracias a esto se pudieron hacer algunas correcciones y verificar todos los componentes que forman parte del circuito.

El circuito de filtrado y amplificación consta de los siguientes elementos electrónicos, estos están en el diagrama con el nombre que se enlista.

2 Resistencias de 1M Ω	R1, R2	
7 Resistencias de 10K Ω	R3, R7-R11, R14	
2 Resistencias de 150K Ω	R4, R5	
1 Resistencia de 453K Ω	R6	
2 Resistencias de 29K Ω	R13, R22	
2 Resistencias de 560K Ω	R15, R19	
2 Resistencias de 12K Ω	R17, R21	
2 Resistencias de 68K Ω	R18, R20	
1 Capacitor de 0.01 μ F	C1	
3 Capacitores de 1 μ F	C2-C4	
1 Amplificador de instrumentación	INA106	U1
3 Amplificadores operacionales	TL072	U2-U4
2 Diodos 1N4148	D1, D2	

Posteriormente se diseñó la tarjeta electrónica para la amplificación y el filtrado basada en el diagrama anterior en el software ARES^R, este diseño fue elaborado tratando de reducir el tamaño con el fin de que esta sea ligera y en algún momento fácil de adaptar a la prótesis, cabe mencionar que el circuito de la imagen anterior son los mismos componentes de la placa que se diseñó así como la misma configuración, la cual fue validada mediante la simulación y también con la comprobación haciendo la conexión de los mismos componentes en un protoboard (figura 25). Para verificar si era posible detectar la señal mioeléctrica.

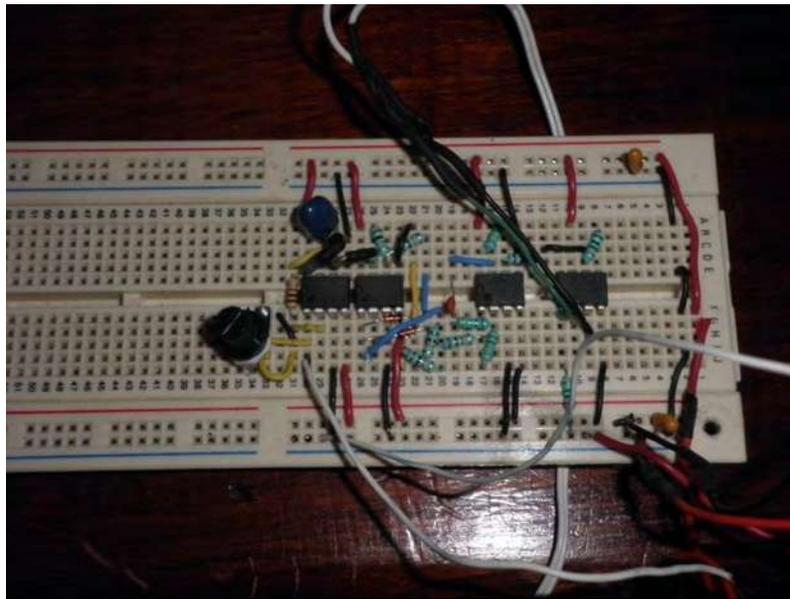


FIGURA 28. Circuito de filtrado y amplificación en placa de prueba.

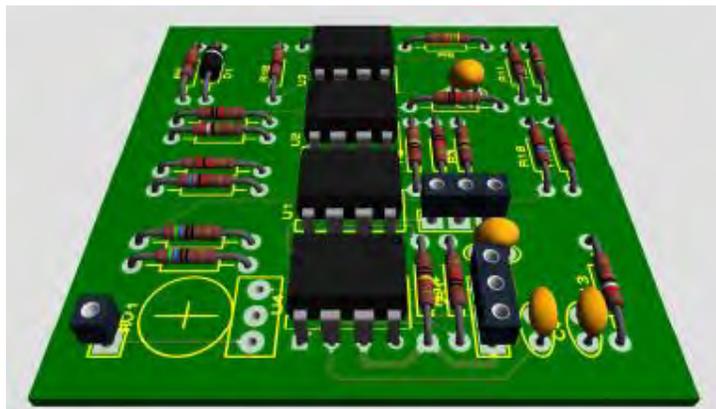


FIGURA 29. Esquema de la placa electrónica de amplificación y filtrado de señal.

Al final este circuito será el encargado de recibir la señal mioeléctrica, directamente de los electrodos de superficie colocados en la superficie de la piel del musculo (bíceps), para después procesar dicha señal, mediante la amplificación y eliminación de ruido, y posteriormente mandar la señal

amplificada al procesador arduino, quien será encargado de controlar los servomotores que generaran el movimiento en los dedos de la prótesis.

La placa antes mencionada que se diseño (Figura 26). Fue elaborada en baquelita, recubierta por cobre siguiendo el siguiente procedimiento:

1. Se recorto una placa de 5 x 5 cm.
2. Después se limpio con agua y jabón, usando una fibra, para eliminar toda la suciedad e impurezas sobre la superficie de cobre.



FIGURA 30. Material para la construcción del amplificador

3. Se diseñaron las pistas de conexión entre los elementos que están dentro del sistema de amplificación (Figura 31) en el programa ARES.

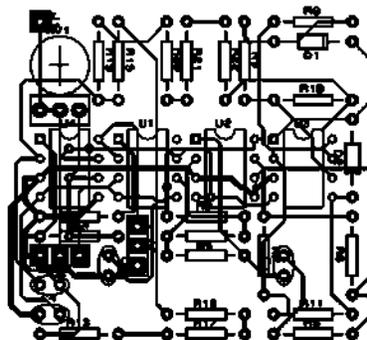


FIGURA 31. Pistas de conexión

4. Posteriormente se imprimieron las pistas en acetato, haciendo que el tamaño coincidiera con el tamaño de la placa.
5. Después la hoja de acetato con la impresión se colocó sobre la placa, y con ayuda de una plancha de ropa (figura 32). Se planchó el dibujo de las pistas para que la tinta se plasmara sobre el cobre.



FIGURA 32. Planchado del acetato en la placa de cobre.

6. Luego de tener el dibujo sobre el cobre, la placa se sumergió en una solución de cloruro férrico, con el fin de que el cobre que no tenía tinta encima se degradara y por último desapareciera. Quedando únicamente el cobre que estaba cubierto por el tóner que formaba las pistas (figura 33).



FIGURA 33. Desprendimiento del cobre por acción del cloruro férrico, y placa

7. Y después se volvió a lavar la placa para eliminar los residuos de tinta.
8. Y una vez se procedió a elaborar las perforaciones correspondientes a cada elemento electrónico que iría en el circuito
9. Inmediatamente se colocaron cada uno de los elemento electrónicos en su lugar correspondiente y posteriormente se soldaron (figura 34).

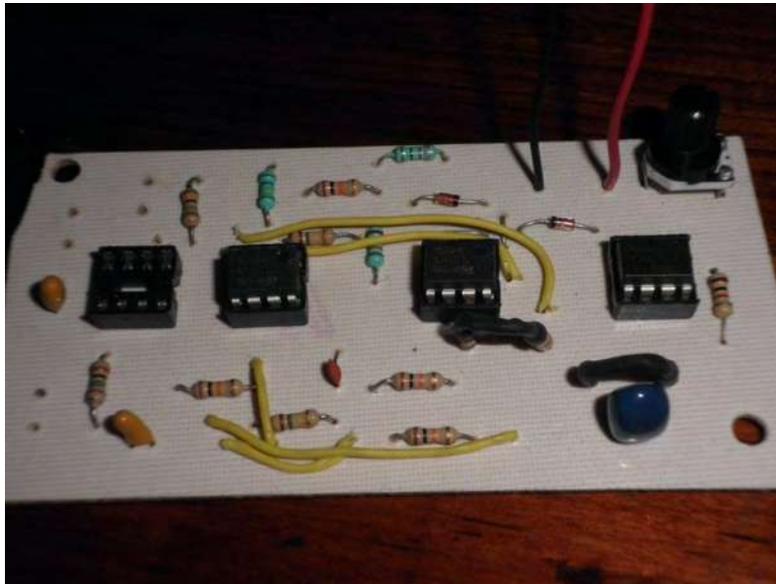


FIGURA 34. Colocación de los elementos en la placa.

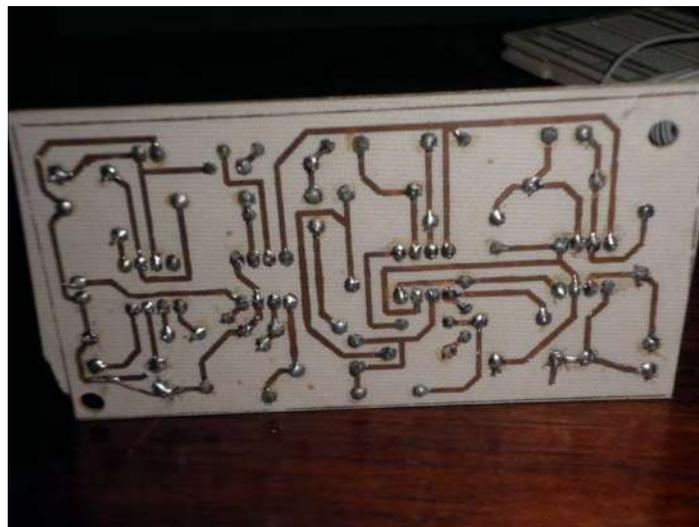


FIGURA 35. Soldado de cada uno de los elementos a la placa electrónica.

3.10. MICROCONTROLADOR PARA LA ACTIVACION DE LOS ACTUADORES

Después de tener terminado el circuito de filtrado y amplificación de señal se procedió a determinar el tipo de microcontrolador que nos serviría para captar la señal mioeléctrica ya filtrada y amplificada, la cual es la responsable de generar los pulsos necesarios para activar o desactivar los servomotores que se encargaran de generar los movimientos en la prótesis.

Para poder cumplir los objetivos de este proyecto se decidió usar un microcontrolador arduino debido a las características con las que cuenta a continuación se enumeran algunas.

1. Económico: Las placas Arduino son relativamente baratas comparadas con otras plataformas microcontroladoras.
2. Multiplataforma: El software de Arduino se ejecuta en sistemas operativos Windows^R, Macintosh^R y Linux^R. La mayoría de los sistemas microcontroladores están limitados a Windows^R.
3. Entorno de programación simple y claro: El entorno de programación de Arduino es fácil de usar para principiantes, pero suficientemente flexible para que usuarios avanzados puedan aprovecharlo también.
4. Código abierto y software extensible
5. Código abierto y hardware extensible: El Arduino está elaborado con microcontroladores ATMEGA8 y ATMEGA168 de la marca Atmel.

Por lo anterior y además de que requerimos un microprocesador, de tamaño compacto con el fin de que en trabajos futuros se incorpore dentro de la misma prótesis se optó por usar un arduino lilypad el cual se describe a continuación.

3.10.1. ARDUINO LILYPAD.

El LilyPad Arduino es una palca que fue diseñada y desarrollado por Leah Buechley y SparkFun Electronics. Es una tarjeta arduino la cual contiene un procesador ATmega328 y un mínimo de componentes externos para mantenerla lo más pequeña y simple posible. La tarjeta funciona desde 2.7V hasta 5V. La última versión de LilyPad soporta reset automático para una programación más fácil. La parte de atrás del LilyPad es completamente plana.

La versión usada para la interfaz de LilyPad emplea un microprocesador ATmega328 a 8MHz.

CARACTERISTICAS.

Microcontrolador ATmega328V

Voltaje de funcionamiento: 2.7-5.5 V

Voltaje de entrada: 2.7-5.5 V

Pines E/S Digitales: 14 (de las cuales 6 proporcionan salida PWM)

Pines Entradas Analógicas: 6

Intensidad por pin: 40 mA

Memoria Flash: 16

Frecuencia de oscilación: 8 MHz

ALIMENTACIÓN

El LilyPad Arduino se puede alimentar vía conexión USB o con una fuente externa. Si se utiliza una fuente externa, debe proporcionar entre 2,7 y 5,5 voltios. Esta puede ser un transformador o una batería. No se debe alimentar el LilyPad Arduino con mas de 5,5 voltios, ni invertir la polaridad conectarlo, por que se podría dañar.

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

El LilyPad Arduino es microcontrolador de figura circular (figura 36) de aproximadamente 50mm (2") de diámetro. La placa en si mide 0.8mm (1/32") de grosor y aproximadamente 3mm (1/8") donde tiene ubicada componentes).

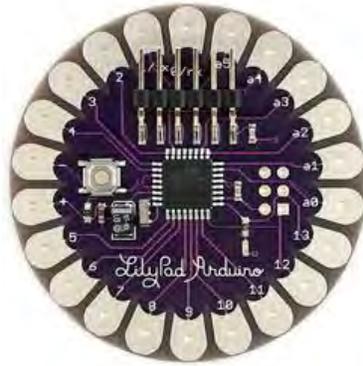


FIGURA 36. Microcontrolador arduino LilyPad

PROGRAMACIÓN

El LilyPad Arduino se puede programar con el software de Arduino el cual esta libre. La versión de LilyPad Arduino que se uso para la interfaz se programo con la versión 0019. Se puede programar con versiones anteriores, pero todas las funciones relacionadas con el tiempo estarán deshabilitadas (ira la mitad de rápido de lo que debería).

ATmega328V del Arduino LilyPad viene precargado con un gestor de arranque que permite cargar nuevo código sin necesidad de un programador por hardware externo. Se trabajo en la programación de la tarjeta arduino, la cual será encargada de recibir la señal mioelectrica del sistema de amplificado y filtrado, para después controlar el movimiento de giro de los servomotores de la prótesis se han elaboraron diferentes rutinas de programación con ayuda del software de arduino, el cuales un software muy amigable en cuanto a la complejidad de la programación. Gracias a que el software nos da una amplia gama de opciones se pudo crear la programación para controlar los movimientos de la prótesis la cual cuenta con 2 servomotores únicamente (Figura 37).

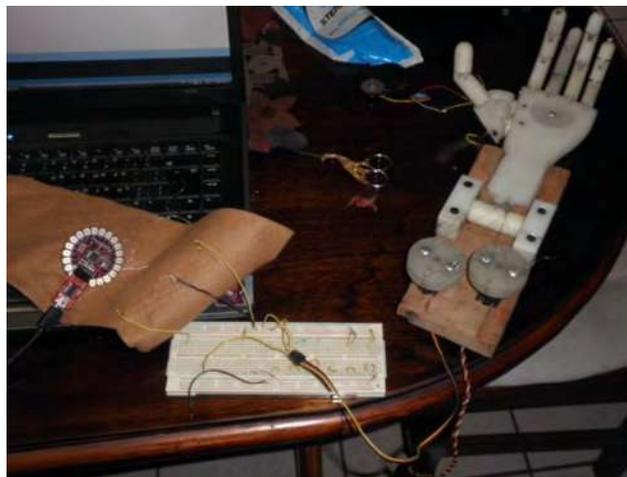
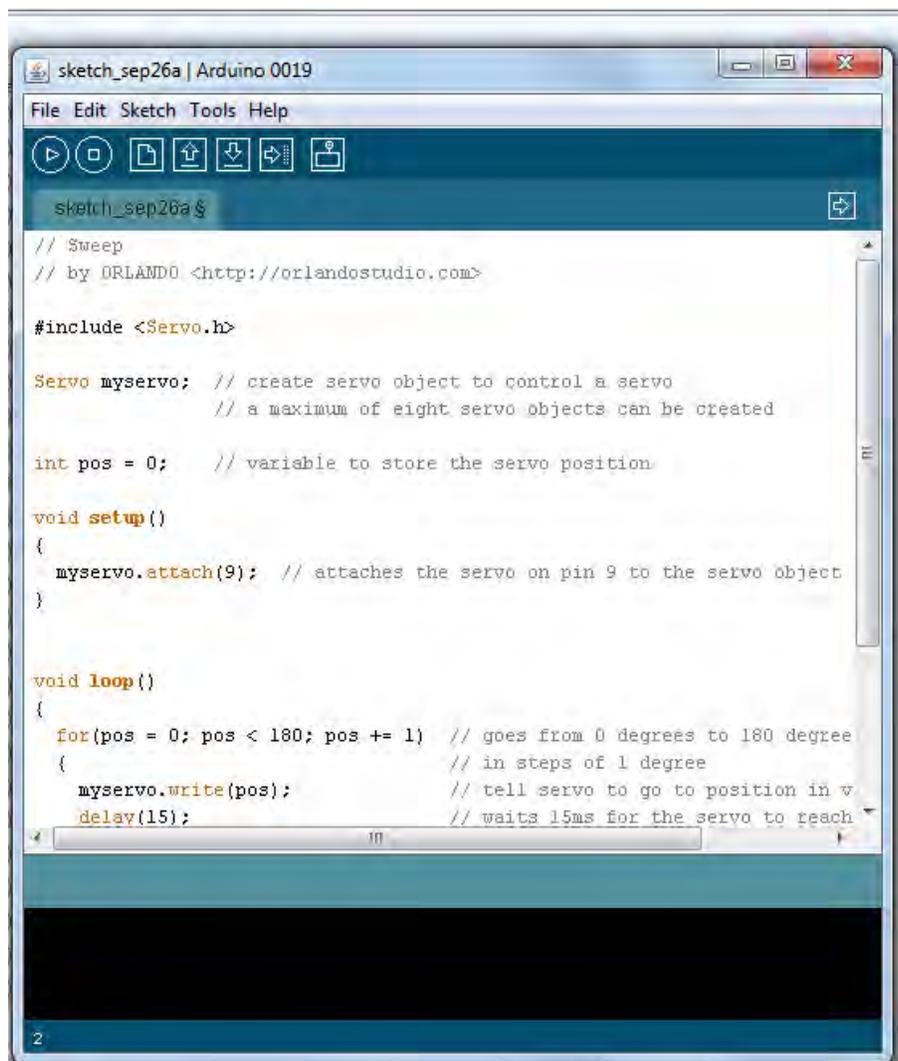


FIGURA 37. Control de los servomotores con el lilypad.



```
sketch_sep26a | Arduino 0019
File Edit Sketch Tools Help
sketch_sep26a $
// Sweep
// by ORLANDO <http://orlandostudio.com>

#include <Servo.h>

Servo myservo; // create servo object to control a servo
               // a maximum of eight servo objects can be created

int pos = 0;   // variable to store the servo position

void setup()
{
  myservo.attach(9); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
}

void loop()
{
  for(pos = 0; pos < 180; pos += 1) // goes from 0 degrees to 180 degree
  { // in steps of 1 degree
    myservo.write(pos);            // tell servo to go to position in v
    delay(15);                     // waits 15ms for the servo to reach
```

Figura 38. Programa servomotores en el software arduino^R 019.

CAPITULO 4

4.1 RESULTADOS

En este capítulo se podrán ver los resultados de la investigación y la puesta en práctica de los conocimientos para el diseño y la elaboración de la interfaz, además de si cumplió con los objetivos planteados y con la misma hipótesis, también se podrán observar las pruebas que se realizaron para llevar este proyecto con el propósito de obtener y manipular las señales mioeléctricas. Para diseñar la etapa de amplificación, primero fue necesario comparar las características principales de varios amplificadores de instrumentación, este procedimiento se realizó con el fin de seleccionar el dispositivo más adecuado para la amplificación de las señales mioeléctricas. Se decidió usar el amplificador de instrumentación INA 106 de Burr Brown.

Como se mencionó en el capítulo anterior por las características que cuenta, cabe mencionar, que este amplificador fue imposible de conseguir en México, por lo que se tuvo que importar de Estados Unidos, siendo el elemento medular del interfaz retraso el desarrollo y como consecuencia también las pruebas requeridas.

Ya con el INA 106 se procedió a hacer primero pruebas armando el circuito en un proto con el fin de verificar el buen funcionamiento del circuito, el circuito fue alimentado con dos baterías de 9 v cada una haciendo un arreglo con el fin de contar con +9 v y -9 v, inmediatamente después de armar el circuito en la tabla de pruebas se procedió a verificar si este realmente detectaba una variación de voltaje al contraer los músculos del brazo.

Pero antes de llevar a cabo lo anterior se fue probando el circuito etapa por etapa.

4.1.1 ETAPA DE PREAMPLIFICACIÓN.

En primer lugar se colocó el amplificador de instrumentación INA 106 con los elementos electrónicos necesarios para crear el circuito de amplificación el cual se probó con la ayuda de un voluntario (figura 40), para poder ver si era posible detectar y amplificar la señal mioeléctrica en primera instancia.

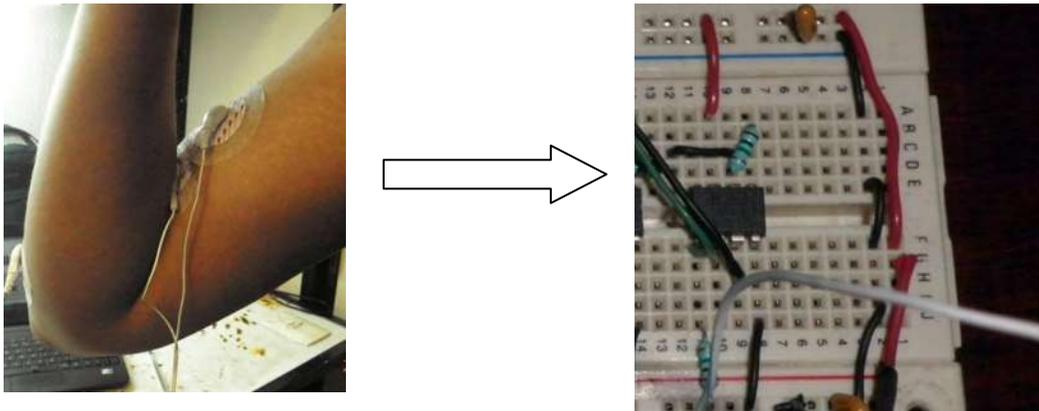


FIGURA 40. Circuito de Pre amplificación con INA 106.

Después con la ayuda de un osciloscopio (figura 41) se comprobó que el circuito preamplificador si estaba funcionando adecuadamente.

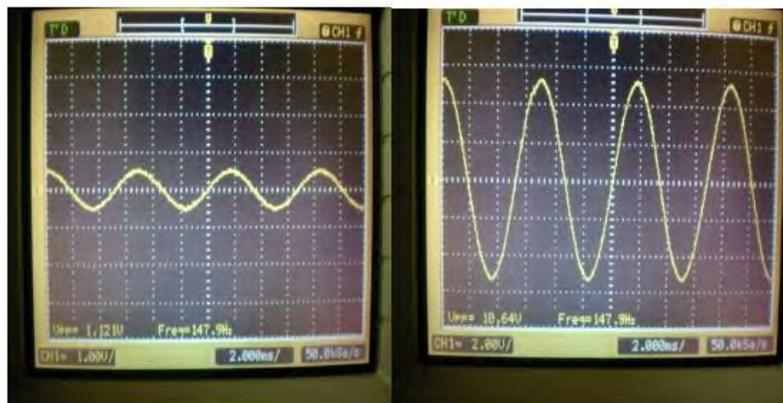


FIGURA 41. Señal de entrada y salida en el INA 106

4.1.2 ETAPA DE FILTRADO

El CMRR del amplificador ayuda a eliminar las señales no deseadas, sin embargo el ruido de 60Hz es difícil de eliminar, pero después de esa etapa es disminuido con el filtro. Para obtener una buena señal es preciso contar con un circuito de tierra con el fin de cerrar el circuito y eliminar ruido. Para lograr esto se implementó el circuito de filtrado, Como puede observarse existe gran diferencia (figura 42), con el uso de este circuito la señal se muestra más limpia y como consecuencia las señales obtenidas serán lo mas cercano a decir puramente un PUM del bíceps.

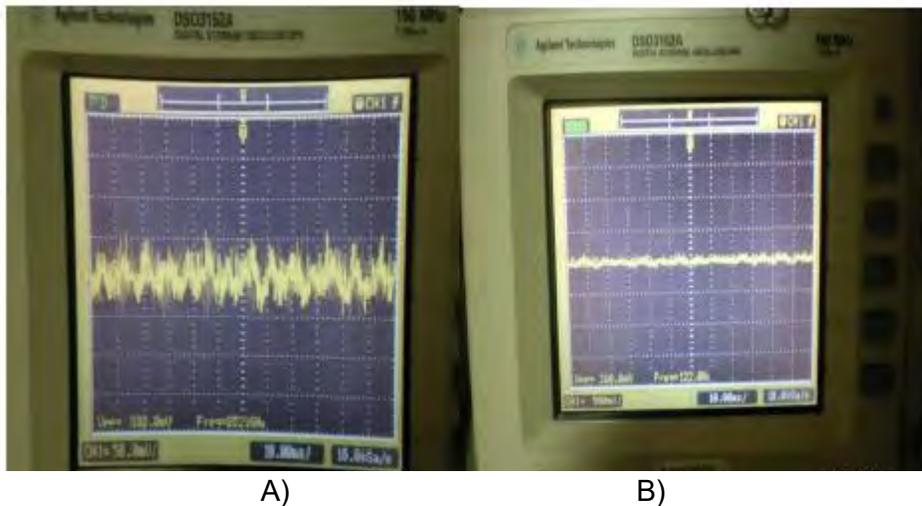


FIGURA 42. A) Antes y B) después del circuito de filtrar la señal.

4.1.3 ETAPA DE FILTRO PASA BAJAS.

Las señales mioeléctricas tienen un rango de frecuencia muy variado, aproximadamente van desde los 10Hz hasta los 500Hz. Con la finalidad de

eliminar las frecuencias indeseadas se implementó un filtro pasa banda de 10-500Hz. Se construyeron algunos filtros previamente implementados en otros circuitos, sin embargo no se consiguió los valores deseados. Por lo tanto para este proyecto se diseñó un filtro nuevo.

Los resultados del filtro pasa bajas se muestran en la tabla 1 y luego se graficaron (figura 42).

TABLA 1

FILTRO PASA BAJAS Fc=500Hz	
Frecuencia (Hz)	Voltaje
1	1.58
3	1.58
5	1.58
10	1.47
20	1.43
40	1.43
80	1.43
120	1.56
200	1.55
250	1.25
300	1.2
400	1
450	0.906
500	0.819
550	0.75
700	0.606

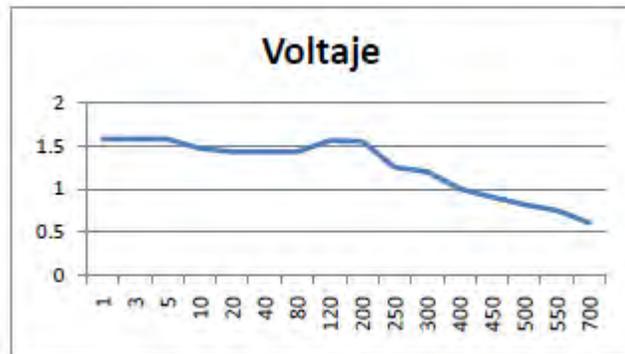


FIGURA 42. Gráfica del filtro pasa bajas.

Los resultados del filtro pasa altas se muestran en la tabla 2, y en la figura 43 se muestra la grafica del comportamiento de la misma.

TABLA 2

FILTRO PASA ALTAS	
Frecuencia (Hz)	Voltaje
5	0.37
10	0.98
30	1.52
50	1.57
80	1.58
100	1.59
200	1.59
300	1.59
400	1.59
500	1.59
600	1.59
900	1.59
1000	1.59
2000	1.59

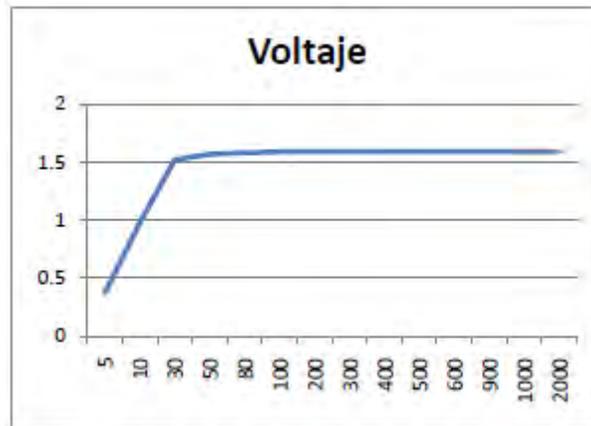
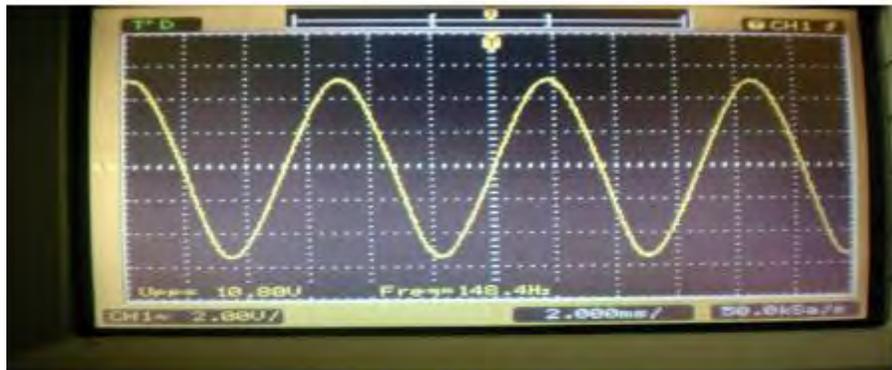


FIGURA 43. Grafica del filtro pasa altas.

En si los dos sistemas de filtrado se sustentan en el uso de tres amplificadores operacionales TL072, los cuales son usados comúnmente para el diseño de amplificadores y ecualizadores de audio que deben separar los sonidos dependiendo de la frecuencia que estos tienen, menciono esto por que

al ser elementos electrónicos ampliamente usados, pues resulta fácil su adquisición y económica.

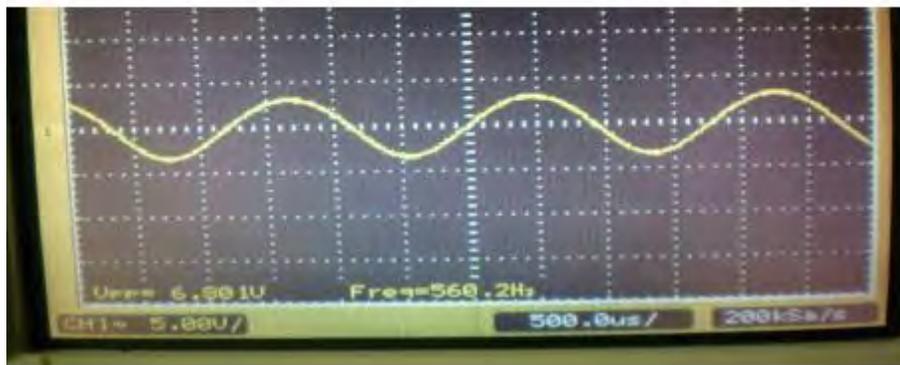
Por ultimo se probó el circuito completo y se comprobó la diferencia mediante un osciloscopio. (Figura 45)



a)



b)



c)

FIGURA 45. Respuesta del circuito usando el arreglo de filtros pasa bajas, y pasa altas. a) señal sin filtro b) señal después del filtrado c) señal a la salida del circuito

Una vez probada cada una de las etapas de la interfaz se construyó la tarjeta electrónica (figura 46). Teniendo diseñada y elaborada la tarjeta electrónica de la interfaz se decidió probarla para verificar si esta si detectaba la señal, y plasmar la variación de voltaje en un voltímetro digital y en un osciloscopio, esto con el fin de verificar si el desempeño era el mismo o similar a al de la tarjeta de pruebas.

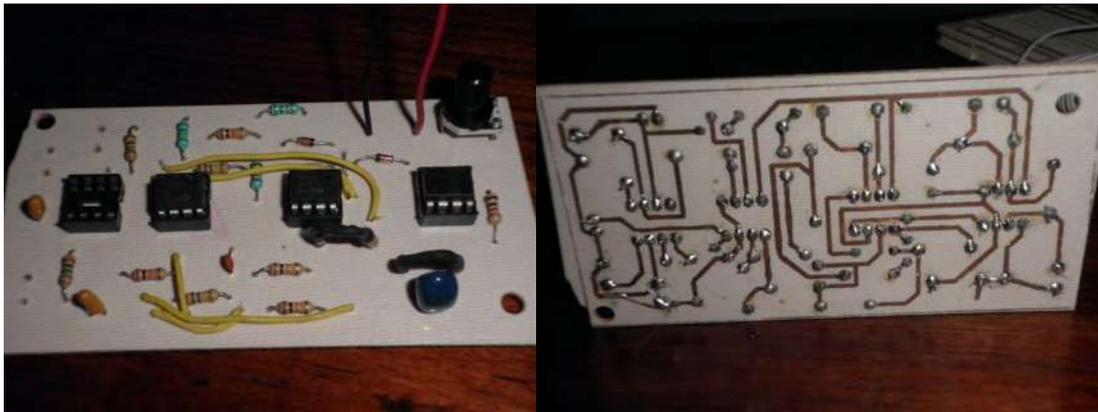


FIGURA 46. Tarjeta electrónica del interfaz.

3.1 PRUEBAS PARA LA ADQUICISION DE LA SEÑAL.

Se hicieron pruebas para verificar el buen funcionamiento del dispositivo, en varios voluntarios, con el fin de detectar si había variación en los voltajes adquiridos de un individuo a otro.

Y se pudo comprobar que había una leve variación de centésimas de V lo cual no afecta a la hora de enviar la señal a lo que es el microcontrolador arduino. Los resultados se muestran en la siguiente tabla. (Tabla 3)

VOLUNTARIO	VOLTAJE REGISTRADO
Mujer de 48 años	4.06 V
Mujer de 24 años	4.08 V
Mujer de 44 años	4.07 V
Hombre de 50 años	4.10 V
Hombre de 26 años	4.11 V
Hombre de 16 años	4.10 V

TABLA 3. Registro de la señal mioelectrica.

Posteriormente se probó la interfaz ahora usando un osciloscopio analógico digital, para checar una vez más si estaba registrando únicamente cuando se contraía el músculo bíceps, y que no había disparos en el voltaje por señales parásitas o ruido externo de la misma piel. Esto puede ser apreciado en la figura 47.



FIGURA 47. Osciloscopio plasmando la señal antes y después de la contracción muscular.

Después de haber probado y verificado el funcionamiento adecuado de la interfaz se prosiguió a establecer la conexión con el microcontrolador arduino lilypad, para verificar si sería correcto el conexionado se hizo primero una simulación, en el software Isis versión 7. (Figura 48)

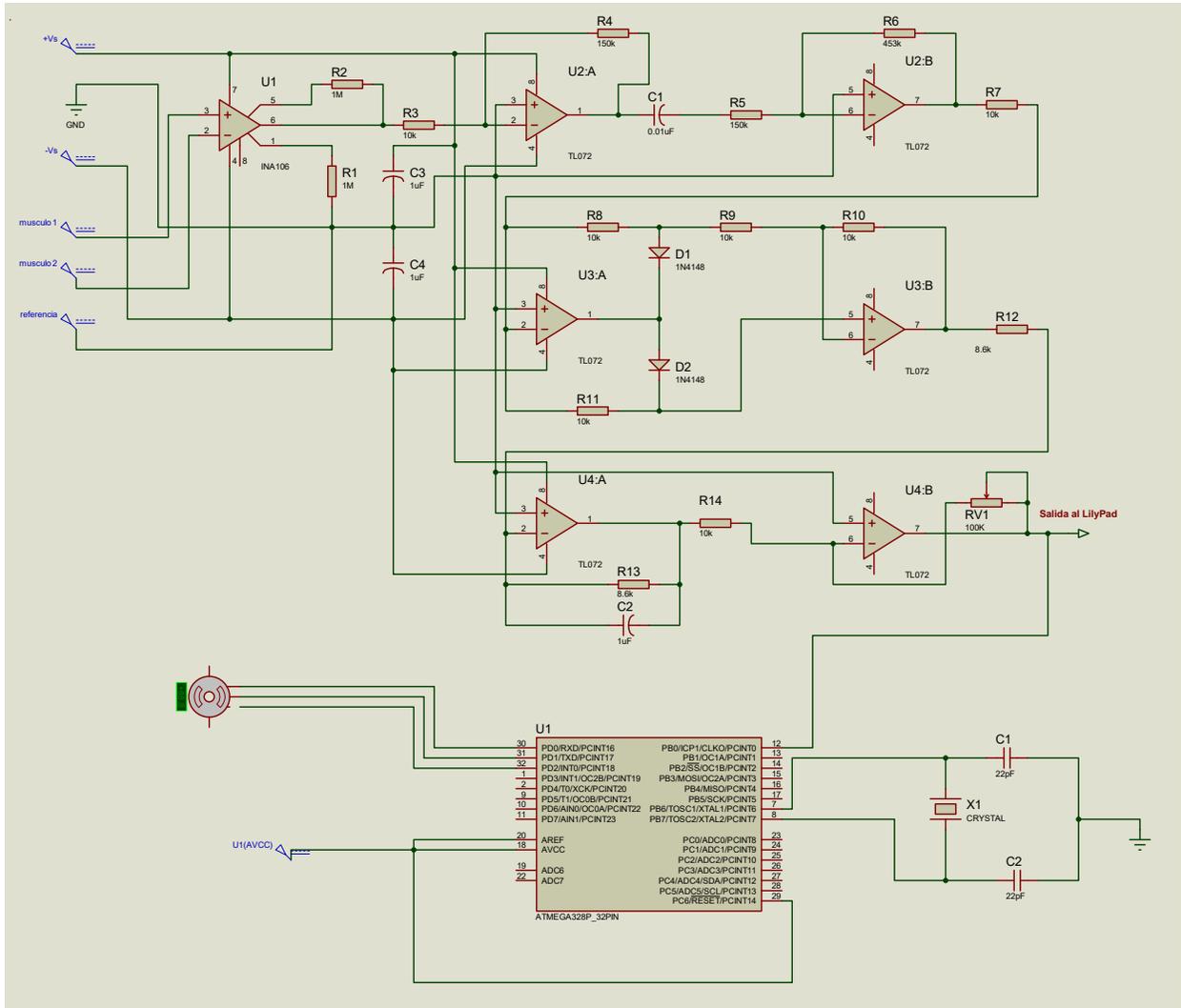


FIGURA 48. Diagrama de conexión entre el circuito amplificador y el microcontrolador lilypad.

Después de hacer la simulación se estableció físicamente la conexión entre el lilypad y la tarjeta amplificadora, para después conectar los servomotores, únicamente a dos puertos del Lilypad, haciendo uso de un cable “Y”, para llevar a cabo este proceso. (Figura 48)

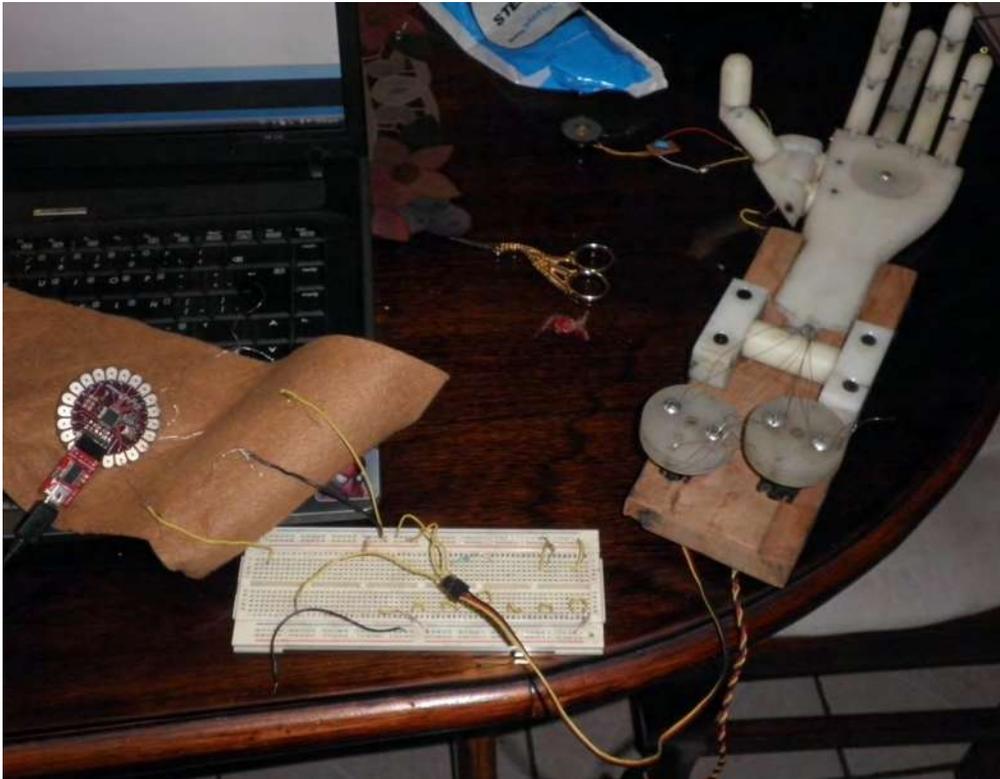


FIGURA 48. Conexión entre la interfaz y el microcontrolador.

3.2 DESCRIPCION DE LOS SERVOMOTORES.

Los servomotores antes mencionados y los cuales se van a controlar mediante la interfaz mioelectrica, son los siguientes HS-311 y de ellos correrá la responsabilidad de generar la activación de los dedos de la mano mecánica,

este servomotor tiene un peso de 45gr, genera un torque de 3KgF/cm a 4.8v, y tiene una velocidad de 60°/0.19Seg, y tiene un consumo 7.4mA a.

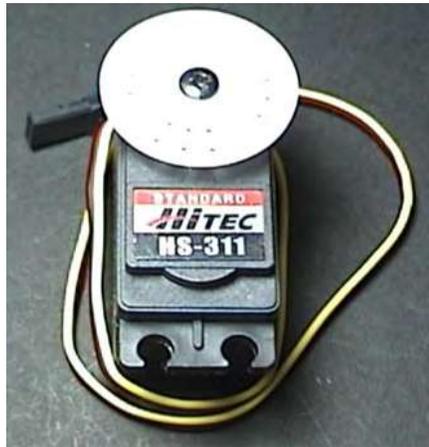


FIGURA 52. Servomotor Hi Tec implementado en la prótesis.

3.3 PRUEBA DE LA INTERFAZ CON EL LILYPAD Y LOS SERVOMOTORES.

Por ultimo después de haber hecho las pruebas correspondientes al dispositivo, se planeo probar este pero ya con la parte mecánica, es decir con los servomotores, y la misma prótesis. Esto con el fin de comprobar si los objetivos se habían alcanzado.

Al probar todo el conjunto de elementos se percibió que la respuesta de los servomotores es casi inmediata con la contracción muscular, por lo cual podemos decir que la interfaz funciono adecuadamente. (Figura 53)

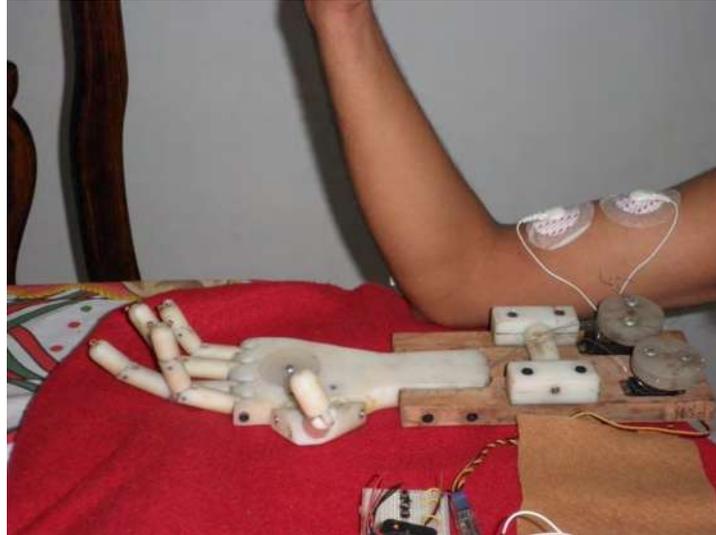


FIGURA 53. Prueba final de la interfaz.

3.4 COSTOS DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN LA INTERFAZ.

MATERIAL	No. DE PIEZAS X \$	COSTO \$
Resistencia de 1 M Ω	2 X \$4.00	\$8.00
Resistencia 10 K Ω	7 X \$2.00	\$14.00
Resistencia 150 K Ω	1 X \$2.00	\$2.00
Resistencia 453 K Ω	2 X \$6.00	\$12.00
Resistencia 29K Ω	2 X \$2.00	\$4.00
Resistencia 560 K Ω	2 X \$2.00	\$4.00
Resistencia 12 K Ω	2 X \$2.00	\$4.00
Resistencia 68 K Ω	2 X \$2.00	\$4.00
Capacitor 0.01uF	1 X \$10.00	\$10.00
Capacitor 1uF	3 X \$9.00	\$27.00
Amplificador de instrumentación INA106	1 X \$390.00	\$390.00

Amplificadores operacionales TL072	3 X \$10.00	\$30.00
Diodos 1N4148	2 X \$5.00	\$10.00
Lilypad arduino	1 X \$390.00	\$390.00
Interfaz arduino	1 X \$90.00	\$90.00
Electrodos (paquete 50 pz)	1 X \$500.00	\$500.00
Cables para electrodos	3 X \$100	\$300.00
TOTAL		\$1799.00

CAPITULO 5

5.1 CONCLUSIONES.

Todas las señales bioeléctricas por ser parte de nuestro organismo son un tanto complejas, por lo tanto, su análisis, adquisición y manipulación resultan tareas difíciles que requieren más que un breve estudio. Para poder adquirir y estudiar una señal bioeléctrica es necesario diseñar un sistema lo suficientemente apegado a las características propias de las señales bioeléctricas que se desean observar, como en este caso que fueron las mioeléctricas. Para poder elegir el músculo donde se adquiere la señal fue preciso investigar por varias fuentes las características de las señales mioeléctricas y su origen, y para un mejor entendimiento del tema fue favorable consultar fuentes de fisiología. El principal objetivo del proyecto fue el de diseñar un sistema para la adquisición de las señales mioeléctricas, para el control de una prótesis de mano con funciones de movimiento

Los sistemas biomédicos no solo requieren de un muy buen conocimiento electrónico para diseñar alguna aplicación, también requieren de un buen conocimiento de la anatomía y fisiología de la parte humana que se desea utilizar para implementar el sistema. En otras palabras la electrónica y la medicina deben conocerse lo suficientemente bien para poder formar un grupo multidisciplinario, con un objetivo específico.

La experiencia de trabajar en este tipo de aplicaciones revela el trabajo admirable y complicado que los ingenieros realizan con el propósito de crear dispositivos que ayuden a las personas a mejorar su vida y salud. Lo que se pudo aprender de este proyecto fue el procedimiento que se requiere para diseñar un sistema en general, ya que para la elaboración de las etapas

concluidas fue necesario aprender de la anatomía y fisiología de los músculos, investigar las características y origen de las señales mioeléctricas, diseñar un sistema de amplificación, filtrado y manipulación de la señal, y la comunicación, con el microcontrolador arduino.

También es importante mencionar que con el total de gastos nos podemos dar cuenta que la elaboración de la interfaz es realmente económica comparada con dispositivos similares que se ofrecen en el mercado, garantizando que con esto el costo de adquisición será muy bajo pues en la actualidad las prótesis que tienen movimiento y están sustentadas por un control mioeléctrico pueden rondar los \$60,000.00 y puesto que lo mas caro es el sistema electrónico suponemos que al agregar la interfaz a la prótesis y sumando el valor del trabajo de ingeniería el valor no rebasara los \$20,000.00

Con lo anterior podemos decir que se cumple cada uno de los objetivos previamente establecidos y también se cumplió la hipótesis.

5.2 RECOMENDACIONES PARA MEJORAR LOS RESULTADOS.

Para obtener mejores resultados y muchos más rápidos, es conveniente definir bien cuál será el músculo de donde se desea obtener la señal, posteriormente estudiar el músculo con el propósito de saber exactamente donde colocar los electrodos. Esta parte es la más importante y la más complicada, y si no se tiene un buen conocimiento de la anatomía muscular se corre el riesgo de obtener resultados indeseados.

La etapa de amplificación y filtrado es muy importante la primera amplificación no se debe amplificar demasiado por que también se amplificaría el ruido. En la etapa de filtrado se tiene que tener en cuenta el rango en que se encuentran las frecuencias de mayor amplitud, en este caso son de 10hz a

500hz, las otras frecuencias se rechazan. Entre mejor esté filtrada la señal, los resultados serán más correctos y se tendrá una señal puramente del paciente. Se pueden utilizar filtros de orden mayor para filtrar mejor, sin embargo se limita el rango de frecuencia y además haría la labor más compleja y costosa. Por ese motivo para la implementación del filtrado debe determinarse muy bien que rango de frecuencias se desea manejar. Puede utilizarse filtros que vienen en encapsulados con el propósito de eliminar espacio y circuitos, pero hay que tener cuidado de elegir los adecuados. Para cumplir con los objetivos de cada etapa, es necesario dividir bien el tiempo y cumplir las metas. Cuando se desea diseñar cualquier circuito debe hacerse un estudio, tener en cuenta muy bien los componentes necesarios para que funcione correctamente, y apoyarse de otros para obtener más ayuda y salir de los problemas con mayor rapidez.

5.3 TRABAJO A FUTURO.

Las señales mioeléctricas en las aplicaciones de la biomedicina tiene bastante futuro. El diseño propuesto en este documento es sencillo pero competente, al cual todavía se le pueden hacer muchas mejoras, sobre todo es cuestión de tamaño.

Se comenta que se puede reducir el tamaño de la tarjeta electrónica, con la finalidad de colocarla dentro de la muñeca de la misma prótesis y así realizar un dispositivo conformado por la parte mecánica y controlado por las señales mioeléctricas.

Las prótesis de piernas y brazos son ejemplos de dispositivos que pueden ser elaborados en base a la electromiografía. Así como también las señales mioeléctricas pueden ser utilizadas para sistemas de control, como por ejemplo para manipular el encendido y apagado de la luz, el televisor, y un sistema de potencia. También podrían implementarse en el control de abrir y cerrar la puerta, dirigir un robot o algún otro sistema futurista.



FIGURA 54. Trabajo a futuro.

ACCIONES DE DIFUSIÓN.

En cuanto a la difusión de la investigación que aquí se presenta ya se hizo desde que empezaba el estudio para el diseño y desarrollo de la interfaz a manera local y los días 4 y 5 de octubre se presentó en una conferencia magistral en el 11^o Congreso Nacional de Ingeniería Mecatrónica en la ciudad de Villahermosa Tabasco.

COLECCIONES: Omar Quijano, Roberto Márquez y Fernanda Chávez. DISEÑO: Ramón Montes, Martín Valdivia, Carlos Buenrostro y J...

Desarrolla UMSNH prótesis de mano

IMPULSO MUSCULAR DEL BRAZO LE DARÍAN MOVILIDAD HUMANA

NATALIA GUTIÉRREZ,
La Voz de Michoacán

La creación de una interfaz analógica que pueda adaptarse a una prótesis de mano, y así transformar en movimientos la energía eléctrica producida por la contracción muscular de la persona que la use, es el objetivo de Jesús Orlando Gutiérrez Rodríguez, estudiante de maestría de la Facultad de Ingeniería Mecánica, quien trabaja en el proyecto en coordinación con investigadores de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo (UMSNH).

Desde hace más de un año y medio el estudiante de posgrado, comenzó a trabajar el diseño de un prototipo de una mano humana, que surge "ante la necesidad de que hay mucha gente que ha perdido esta parte de su cuerpo, y las prótesis que se ofrecen actualmente son muy caras", manifestó.

Además de que, dijo, algunas carecen de funciones de movimiento y prácticamente su fin es suplir la forma y no la función de la mano.



EL DISEÑO DE LA PRÓTESIS HA EVOLUCIONADO DESDE SU PRIMER PROTOTIPO, SEÑALA ORLANDO GUTIÉRREZ (DERECHA).

ESTE PROYECTO SURGE ANTE LA NECESIDAD DE MUCHA GENTE QUE HA PERDIDO ESTA PARTE DE SU CUERPO; LAS PRÓTESIS QUE SE OFRECEN ACTUALMENTE SON MUY CARAS

Jesús Orlando Gutiérrez, ESTUDIANTE DE MAESTRÍA

NATALIA GUTIÉRREZ, LA VOZ DE MICHOACÁN



Santiago de Querétaro, Qro. 14 de Agosto del 2012.

Estimado Ing. Jesús Orlando Gutiérrez Rodríguez.

Esperando que sus actividades se desarrollen con el éxito acostumbrado, tengo a bien informarle sobre el dictamen del comité evaluador con relación a su artículo sometido en convocatoria nacional arbitrada al 11° Congreso Nacional de Mecatrónica, a celebrarse el 4 y 5 de Octubre del presente año en Villahermosa, Tabasco.

Su artículo: **Desarrollo de una Interfaz Mioeléctrica para una Prótesis de Mano Artificial.**

Realizado por: Gutiérrez Rodríguez Jesús Orlando, Villagomez Galindo Miguel y Soriano Peña Juan Felipe.

Tiene como dictamen: APROBADO, con las siguientes recomendaciones:

Seguir el formato de artículos del congreso (centrar subtítulos, leyenda en figuras, etc.). Enriquecer las conclusiones con datos de posición y/o fuerza logrados en la prótesis.

Mucho le agradeceré seguir dichas instrucciones, y hacerme llegar la versión final de su artículo tan pronto como le sea posible.

Aprovecho la ocasión para agradecerle su participación, e invitarle a realizar su inscripción a fin de incluir su artículo en versión final en las memorias del Congreso. Finalmente le recuerdo que la información del congreso se encuentra en el sitio web: www.mecamex.net/congreso.

Atentamente:


Dr. José Emilio Vargas Soto
Editor de las memorias



Asociación Mexicana de Mecatrónica A.C.

EN EL MARCO DE SU:

11° Congreso Nacional de Mecatrónica

Otorga el presente

Reconocimiento a:

Ing. Jesús Orlando Gutiérrez Rodríguez

POR SU BRILLANTE PRESENTACIÓN DEL ARTICULO

"Desarrollo de una Interfaz Mioeléctrica para una prótesis de Mano Artificial"

4 Y 5 de Octubre de 2012, Villahermosa, Tabasco



ASOCIACIÓN MEXICANA
DE MECATRÓNICA A.C.

ING. CARLOS MACEDA RAMÍREZ
Presidente de la Asociación

PSIC. FELIPE CLARAMONTE CANDELA
Director Académico
AUG CAMPUS TABASCO

FUENTES DE INFORMACIÓN.

- 1) **García Favila V.** Diseño de una prótesis mioeléctrica, Instituto Politécnico Nacional, 2005.
- 2) **Gutiérrez Rodríguez J.** Prótesis Mioeléctrica, Instituto Tecnológico de Morelia, 2009
- 3) **Merletti Roberto** "Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications". Editado por: Merletti, Roberto; Parker, Philip © 2004 John Wiley & Sons
- 4) **Andaluz Suárez Marisol, Alva Rangel Cynthia Elizabeth.** Prótesis Mioeléctrica para Mano. 40pag, 1-40.
- 5) **Neuman, M. R.** "Biopotential Electrodes."The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- 6) **Khandpur R.S.** "Biomedical instrumentations. Technology and aplicaciones", MacGraw-Hill.
- 7) **Ashok Ambardar.** *Procesamiento de señales analógicas y digitales.* Thomson, Editores. Segunda edición. México Df. 2003. 811pag
- 8) **Jun Ueda, Yutaka Ishida, Masahiro Kondo, Tsukasa Ogasawara.** "Development of the NAIST-Hand with Vision-based Tactile Fingertip Sensor". *International Conference on Robotics and Automation.* Barcelona España. 2005. Pag 1-4.
- 9) **Cheu Rodríguez L.** Actualidad y Perspectiva Real de la Robótica de Rehabilitación y las Prótesis de Mano, Universidad Politécnica de Cataluña, mayo 2008
- 10) **Cifuentes González I.** Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, Universidad autónoma de Yucatán.
- 11) **Adel S. Sedra y C. Smith** "Circuitos microelectronicos".
- 12) **Cameron John R.** "Medical physics".

- 13) **Franco Sergio** ,“Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analogicos”
- 14) **Gardner Ernest**, M.D, Donald J. Gray, M.S, Ronan O’rahilly, M.Sc.
“Anatomia, estudio por regiones del cuerpo humano”.
- 15) **Hermens, H. B. Frenks**, “SENIAM 5 : the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromiography “.
- 16) **H. K. Bhullar, G. H. Loudon, J. C. Fothergill, and N. B. Jones**,
“Selective noninvasive electrode to study myoelectric signals,” Med. Biol. Eng. Comput., vol. 28, pp. 581–590, 1990.
- 17) **Khandpur R.S.** “Biomedical instrumentations. Technology and aplicaciones”, MacGraw-Hill.
- 18) **Moritani, T., and H. A. deVries**, “Reexamination of the relationship between the surface inte-grated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction,” Am J Phys Med 57,263–277 (1978).
- 19) **Kus, E.** Myoelectric Interface. (2009). (1-17). [11, 12, 13, 14]
- 20) **Gary A. Thibodeau**, et al. Anatomía y Fisiología, Elsevier España, S.A. España, 2005. 279,284, 285.
- 21) **James Moore** et al. Biomedical Thechnology and devices Handbook, CRC Press LLC. 2004. Páginas 4-9.