

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



**“DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EVALUAR
LAS SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS MUSCULARES”**

**PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE
INGENIERO ELECTRÓNICO**

PRESENTADO POR:
PALMA PERALTA, LUIS FERNANDO
ARIAS MILLA, PEDRO CLAUDIO
CALLAO, JUNIO, 2016
PERÚ



**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**TESIS PARA OBTENER EL TITULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO**

**“DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EVALUAR LAS
SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS MUSCULARES”**

**PRESENTADO POR LOS BACHILLERES
PALMA PERALTA, LUIS FERNANDO
ARIAS MILLA, PEDRO CLAUDIO**

CALIFICACIÓN:

(15) QUINCE


Ing. JORGE ELIAS MOSCOSO
SÁNCHEZ
Presidente de Jurado


Ing. RUSSELL CORDOVA RUIZ
Secretario de Jurado


Ing. ABILIO BERNARDINO CUZCANO RIVAS
Vocal de Jurado

**CALLAO – PERÚ
2016**

DEDICATORIA

A:

Dios, por darme la oportunidad de vivir y por estar conmigo en cada paso de mi vida, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el trayecto de mi tesis.

Luis Fernando Palma Peralta.

A mis padres por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi educación, tanto académica, como de la vida, por su incondicional apoyo perfectamente mantenido a través del tiempo todo este trabajo ha sido posible gracias a ellos.

Pedro Arias Milla.

AGRADECIMIENTO

A nuestra alma mater la Universidad nacional del callao en especial a nuestra querida escuela profesional de ingenieria electronica por darnos la oportunidad en nuestro proceso de formacion.

A nuestro asesor de tesis el ingeniero Julio Cesar Borjas Castañeda por ser guia y motivacion en la investigacion y orientacion en todo momento de la elaboracion de la tesis.

Para nuestros amigos en general que nos acompañaron con sus recomendaciones y apoyo hasta la realizacion de la tesis.

INDICE

INDICE	
CARATULA.....	
DEDICATORIA.....	
AGRADECIMIENTO.....	
INDICE.....	5
TABLA DE CONTENIDO.....	7
A Contenido de figuras.....	7
B Contenido de tablas.....	9
RESUMEN.....	10
ABSTRACT.....	12
I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	13
1.1 Identificación del problema	13
1.2 Formulación del Problema	15
1.2.1Problema General.....	15
1.3 Objetivo de la investigación	15
1.3.1 Objetivo General	16
1.3.2 Objetivo específicos.....	16
1.4 Justificación	17
1.5 Importancia.....	17
1.6 Limitaciones y Facilidades.....	17
1.6.1 Limitaciones.....	17
1.6.2 Facilidades.....	18
II. FUNDAMENTO TEORICO.....	18
2.1 Antecedentes de la Investigación.....	18
2.2 Antecedentes del estudio.....	20
2.3 Marco Teórico.....	22
III. VARIABLES E HIPÓTESIS.....	50
3.1 Variable de la Investigación.....	50
3.1.1Variable dependiente.....	50

3.1.2 Variable independiente.....	52
3.2 Operacionalización de variables.....	53
3.3 Hipótesis genera	55
IV. METODOLOGÍA.....	55
4.1 Tipo de Investigación.....	56
4.2 Diseño de la Investigación.....	91
4.3 Población y muestra.....	91
4.4 Técnicas e Instrumentos de Recolección de Datos.....	91
4.5 Procedimiento de recolección de datos.....	94
4.6 Procesamiento estadístico y análisis de datos	95
V. RESULTADOS.....	98
VI DISCUSION DE RESULTADOS.....	99
6.1 Contrastación de la Hipótesis con los resultados.....	99
6.2 Contrastación de los resultados con otros estudios similares.....	100
VII. CONCLUSIONES.....	102
VIII. RECOMENDACIONES.....	103
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	105
ANEXOS.....	108
• Matriz de consistencia.....	108

TABLA DE CONTENIDO

Contenido de figuras

Figura1	21
Partes del musculo humano.	
Figura 2	22
Estructura de la neurona.	
Figura 3	23
Potencial de membrana: fase de reposo, fase de despolarización.	
Figura4	26
Contracción concéntrica del musculo.	
Figura 5	27
Contracción excéntrica del musculo.	
Figura6	28
Contracción isométrica en el musculo.	
Figura7	30
Contracción auxotónica del musculo.	
Figura 8	32
Tipos de electrodos con variación en el área de registro.	
Figura 9	33
Señales electromiograficas.	
Figura 10	37
Tipos de electrodos de superficie.	
Figura 11	38
Electrodos secos.	
Figura 12	40
Electrodos húmedos de la marca 3M	
Figura 13	42
Localizacion de los electrodos.	
Figura14	46
Posicion de los electrodos en el biceps	
Figura15	47
Señal electromiografica en un rando de 0 a 500 Hz.	

Figura 16.....	57
Amplificador operacional estructura.	
Figura 17.....	59
Amplificador operacional inversor.	
Figura 18.....	59
Amplificador operacional no inversora.	
Figura 19.....	60
Seguidor de voltaje.	
Figura 20.....	61
Amplificador diferencial.	
Figura 21.....	61
Rectificador de media onda.	
Figura 22.....	62
Circuito comparador.	
Figura 23.....	63
Circuito integrador.	
Figura 24.....	65
Pre amplificador operacional	
Figura 25.....	66
Potencial típico de EMG al cual se le aplico filtrado.	
Figura26.....	68
Sistema de adquisición de señales electromiograficas.	
Figura27.....	69
Adquisición de señales electromiograficas con fuente bipolar.	
Figura 28.....	70
Electrodos superficiales de la marca 3M.	
Figura 29.....	71
Electrodos de superficie de Ag/AgCl alrededor del musculo.	
Figura 30.....	72
Amplificador de instrumentación.	
Figura 31.....	74
Circuito de retroalimentación electromiografica.	

Figura 32.....	75
Circuito integrador de la etapa de pre amplificacion.	
Figura 33.....	76
Circuito no inversor de la etapa de pre amplificacion.	
Figura 34.....	76
Etapa de pre amplifiacion.	
Figura 35.....	77
Magnitud VS frecuencia de los diferentes filtros.	
Figura 36.....	78
Respuestas de filtros butterworth,chebyshev y bessel.	
Figura37.....	79
Magnitud del filtro butterworth a distintas ordenes.	
Figura 38	80
Filtro pasa altas de 20 Hz.	
Figura39.....	82
Filtro pasa bajas de 500 Hz.	
Figura 40.....	82
Filtro pasa banda de 20-500 Hz	
Figura 41.....	84
Amplificador final en configuración no inversora.	
Figura 42.....	85
Diferentes potenciales de las unidades motoras.	
Figura43.....	85
Rectificador de media onda de precisión.	
Figura44.....	86
Circuito comparador que genera los pulsos cuadrados.	
Figura45.....	87
Diagrama de adquisición de señales electromiograficas.	
Figura46.....	88
Puntos de análisis de señales electromiograficas.	
Figura47.....	90
Programa Lab view para guardar con registro electromiograficos.	

RESUMEN

La ingeniería biomédica es considerada una ciencia exacta en la actualidad que incluye el estudio desarrollo e innovación de tecnologías para fines médicos de terapia física o rehabilitación médica, así como técnicas de administración de recursos hospitalarios.

En los seres humanos se generan varios tipos de señales bioelectricas que hacen funcionar a los órganos tales como el corazón, los músculos, los ojos, el cerebro.

Las señales bioelectricas se manifiestan de distintas formas según el órgano del cuerpo humano donde se origina.

Las señales electromiograficas (EMG)son señales eléctricas producidas en los músculos cuando se contraen o estiran y presentan voltajes mínimos y pueden medirse con el instrumento.

La electromiografía es usada clínicamente en el diagnóstico de enfermedades neuromusculares como la falta de fuerza, retraso en el desarrollo motor, trastornos del lenguaje y alteraciones ortopédicas.

Nuestro trabajo de investigación consiste en el diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiograficas musculares.

La finalidad de nuestro trabajo de tesis consiste en realizar un análisis exhaustivo de las señales bioelectricas generados por actividad muscular ya sea de manera voluntaria o por estímulos externos mediante los electrodos.

Por otro lado se usa también en el análisis biomecánico de deportista para mejorar su rendimiento deportivo, en la rehabilitación de personas para ciertos tipos de lesiones, en el Perú no existe una difusión acerca de la electromiografía y de todas sus disciplinas de estudio que se le pueda dar a esta ciencia médica.

ABSTRACT

Biomedical engineering is considered an exact science now includes the development and innovation of technologies for medical purposes physical therapy or medical rehabilitation study and management techniques hospital resources.

In humans various types of bioelectric signals that operate the organs such as the heart, muscles, eyes, brain are generated.

The bioelectric signals manifest themselves in different ways depending on the organ in the human body where it originates.

The electromyographic signals (EMG) are electrical signals produced in the muscles when they contract or stretch and have minimal voltages and can be measured with the instrument.

Electromyography is used clinically in the diagnosis of neuromuscular diseases such as lack of strength, delayed motor, speech disorders and orthopedic disorders development.

Our research involves the design of an electronic system to evaluate the muscle electromyographic signals.

The purpose of our thesis is to conduct a thorough analysis of bioelectric signals generated by muscle activity either voluntarily or by external stimuli via the electrodes.

On the other hand it is also used in the biomechanical analysis of athletes to enhance athletic performance, rehabilitation of people for certain types of injuries, in Peru there is no spread about electromyography and all disciplines of study will you can give this medical science.

I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Identificación del Problema

En nuestro país existe diversas aplicaciones a la electromiografía como ejemplo citaremos:

Diagnóstico de enfermedades psicomotoras, neuronales así como la falta de fuerza en los músculos, trastornos del lenguaje entre muchas otras disciplinas que acabamos de mencionar; también se puede usar en el análisis de deportista de alta competencia para la pronta recuperación de una lesión al musculo.

No obstante la cantidad de equipos electromiograficos que hay en nuestro país no es capaz de cubrir con todas las necesidades de los pacientes que acuden a los hospitales nacionales y los otros equipos lo podemos encontrar en las clínicas particulares cuyo costo de atención es carísimo y generalmente estos equipos médicos lo encontramos en las ciudades y no en los sitios alejados como son las provincias de nuestro país, dichos pacientes viajan a la ciudad generando gastos y una inadecuada atención esta escasez imposibilita el diagnostico de las enfermedades neuromusculares en nuestro país su uso no es aplicado a todas las disciplinas que actualmente son estudiadas en el mundo.

El problema de la escasez de equipos electromiograficos en nuestro país se debe a que no es muy difundido y también porque los equipos son importados y su precio de adquisición son carisimos, porque además tienen que pagar los derechos de impuesto aduanero y transporte.

Esto imposibilita que los estudiantes de medicina humana y de terapia física y rehabilitación y carreras afines se especialicen adecuadamente y tengan un conocimiento más amplio.

Nuestra tesis de investigación tiene por objetivo el diseño de un sistema para evaluar las señales electromiográficas musculares este modelo se diseñara de una manera general para que pueda adecuarse a cualquier entorno de trabajo brindando soluciones.

Por otro lado, la electromiografía se usa también en procesos de rehabilitación y control de prótesis mioeléctricas.

En los procesos de rehabilitación, la electromiografía brinda datos de importancia en relación al diagnóstico y evolución de las lesiones.

Se lleva un registro de la actividad muscular durante la rehabilitación se puede saber cómo van evolucionando las lesiones y de acuerdo a la evolución se puede optar por seguir usando el mismo tratamiento de rehabilitación o cambiar de tratamiento para obtener una mejor evolución de la lesión.

Las señales electromiográficas superficiales nos permite obtener información apropiada para el control de dichos dispositivos como se ha podido observar, la electromiografía tiene una gran variedad de aplicaciones, de las cuales solo se han mencionado algunas.

Con el paso de los años, la electromiografía se ha desarrollado en los países sudamericanos, donde se han realizado estudios referidos al análisis de la actividad muscular de diferentes músculos mediante el uso de electromiógrafos.

En Perú, se usa la electromiografía en algunas clínicas e institutos neurológicos para uso clínico, por ejemplo en la especialidad de neurofisiología, con el fin de estudiar el funcionamiento de los nervios y músculos del paciente.

Nuestro estudio se centra en el desarrollo de las aplicaciones de un electromiógrafo en el contexto nacional.

1.2 Formulación del Problema

1.2.1 Problema General

¿Es posible el diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías musculares?

Objetivo de la investigación

1.3.1 Objetivo general

Diseñar un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías musculares.

1.3.2 Objetivos Específicos:

Objetivo Especifico 1

Hacer un estudio del sistema muscular del cuerpo humano.

Objetivo Especifico 2

Seleccionar los electrodos adecuados para obtener resultados óptimos de las señales mioelectricas.

Objetivo Especifico 3

Interpretar las señales mioelectricas originadas ante los estímulos musculares a estudiar.

Objetivo Especifico 4

Diseñar un circuito para la señal electromiografica.

1.4 Justificación

Nuestro trabajo de investigación se justifica ya que en nuestro país hay una carencia de equipos electromiograficos y nosotros asumimos el reto de una mayor difusión para un mayor conocimiento y manejo de estos tipos de equipos en las universidades de medicina humana, instituto, médicos y mucho más en el interior de nuestro país.

Ante la escasez de equipos electromiograficos de los principales centros de salud, nos obligó a plantear una solución de diseñar un equipo electromiografico que sea una herramienta tecnológica para un mejor estudio de las señales electromiograficas.

Nuestro propósito es contribuir con una herramienta tecnológica confiable y con ello los profesionales en el ambiente de la salud puedan tener un mayor

conocimiento para desenvolverse correctamente en el estudio de la señal electromiografica,

Se requiere cumplir con los requisitos para un mejor desarrollo en nuestro país.

1. 5 Importancia

Nuestra tesis de investigación es de suma importancia porque facilitaría un nuevo diseño de equipos electromiograficos que lograría aumentar la cantidad de equipos electromiograficos ante la escasez y ayudaría a mejorar los estudios de los profesionales comprometidos en el área de salud.

1.6 Limitaciones y Facilidades

1.6.1 Limitaciones

Las limitaciones que encontramos en el desarrollo de nuestra tesis fue el de no contar con los materiales adecuados y una referencia acorde a las necesidades de nuestro país.

La limitación de contar con tiempos y presupuestos mínimos.

1.6.2 Facilidades

Actualmente los ciudadanos son participe de cualquier proyecto que involucre beneficios para la colectividad en general.

Tenemos los materiales adecuados para el diseño de nuestro sistema para evaluar las señales electromiograficas musculares y que sea de fácil adquisición y barato.

II FUNDAMENTO TEORICO

2.1 Antecedentes de la investigación.

La electromiografía (EMG) se inicia con la publicación de Francesco Redis en 1666, descubrió un musculo altamente especializado en la raya eléctrica (pez) que generaba electricidad posteriormente en 1773, Wash pudo demostrar que el tejido muscular de la raya eléctrica tenía la capacidad de generar una chispa de electricidad.

En 1792 en una publicación titulada de *Diribus Electricitatis in Motu Muscular Commentarius* escrita por Luigui Galvani aparecía que el autor demostraba que la electricidad podía iniciar contracciones musculares.

En los años 1849 Dubois – Raymond descubrió que era también posible llevar un registro de la actividad eléctrica durante la contracción muscular.

El Primer resgistro muscular fue hecho por Marey en 1890, quien además introdujo el término de electromiografía. En 1922, Gasser y Erlanger usaron un osciloscopio para mostrar las señales eléctricas de los músculos.

Entre 1930 y 1950 los científicos empezaron a utilizar electrodos mejorados y más sofisticados para el estudio de las señales originadas por el musculo.

en forma de impulsos eléctricos los cuales son transportados a otra parte del cuerpo a través de los nervios.

La comunicación entre neuronas es realizada a través de extensiones celulares llamadas dendritas, la unión celular entre dendritas es conocida como sinapsis. Existe un tipo de neuronas especializadas que conforman el sistema motor humano, estas neuronas reciben el nombre de motoneuronas y son las encargadas de mandar y recibir impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares.

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.

En el músculo podemos distinguir dos 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): Es un grupo de fibras musculares inervado por una sola neurona motora realiza un simple movimiento requiere muchas neuronas tanto sensoriales como motoras, que trabajan en conjunto logrando ejecutar la acción cuya función es:

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.

Para realizar un movimiento complejo, de 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 unidad motora.

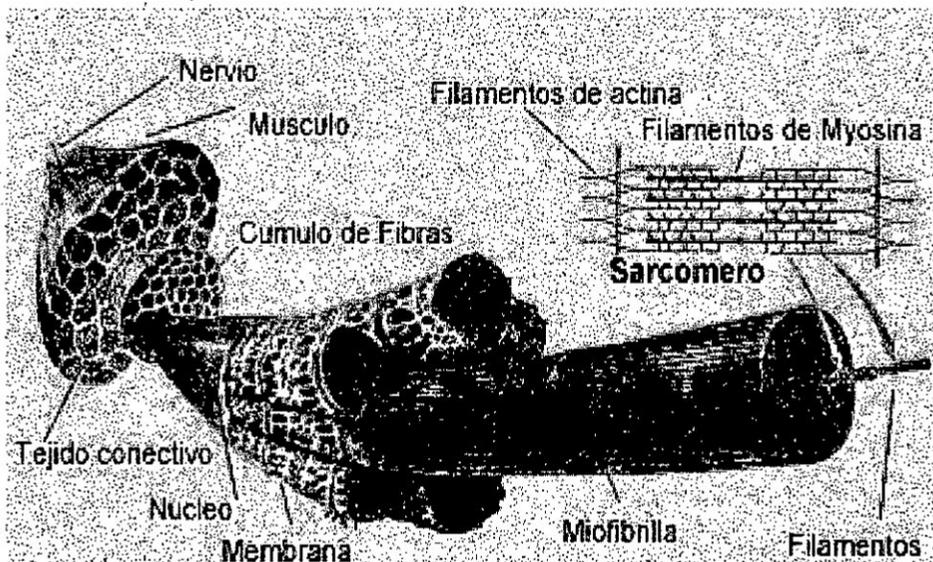


FIGURA 1
Partes del músculo humano

El sistema nervioso se divide en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico y sus terminaciones motoras.

La unidad básica del sistema nervioso es la neurona es una célula especializada en recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción estas descargas eléctricas viajan a través de la membrana celular y es el principal medio de comunicación entre tejidos células del cuerpo humano.

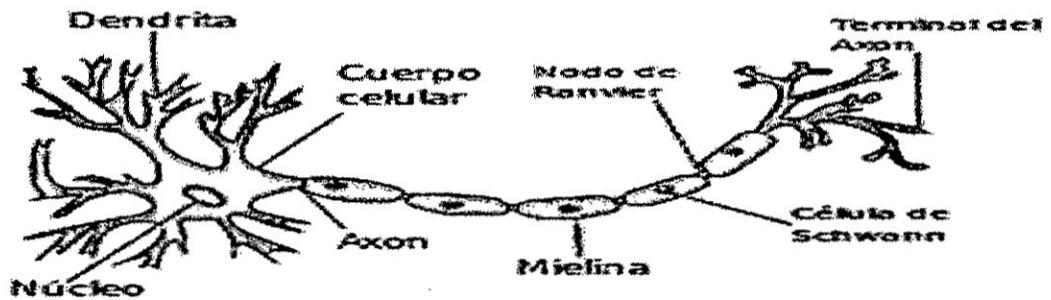


FIGURA 2
Estructura de la neurona

2.3 Marco Teórico

2.3.1 El Potencial de acción en el cuerpo humano

A Definición

Las funciones realizadas en el cuerpo humano se realizan por impulsos eléctricos cuyo resultado es la acción electroquímica de algunas células, las cuales generan la diferencia de potencial mediante partículas ionizadas como potasio o calcio, así como la despolarización de sus membranas celulares.

Estos intercambios de potenciales se realizan en el cerebro, enviando impulsos eléctricos, los cuales son transportados a otra parte del cuerpo a través de los nervios.

La unidad principal del sistema nervioso es la neurona, es una célula que cumple la función de recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción.

Estas descargas eléctricas viajan a través de la membrana celular y es el principal medio de comunicación entre el tejido y las células del cuerpo humano

Un potencial de acción comienza con un cambio desde el potencial de membrana negativo en reposo normal hasta un potencial positivo y después termina con un cambio rápido de nuevo al potencial negativo.

Para conducir una señal nerviosa el potencial de acción se desplaza a lo largo de la fibra nerviosa hasta que llegue al extremo.

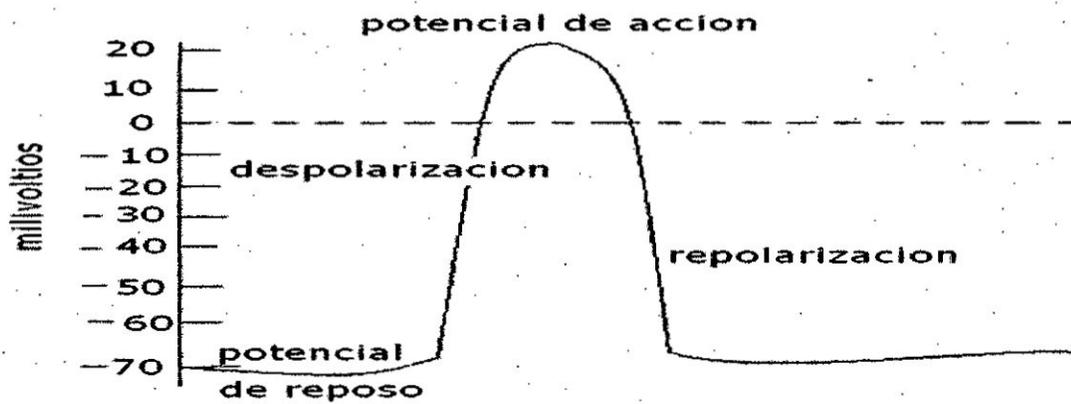


FIGURA 3

Potencial de membrana: fase de reposo, fase de despolarización y la fase de repolarización.

B Fase de los cambios sucesivos del potencial.

Fase de reposo: Es el potencial de membrana en reposo antes del comienzo del potencial de acción.

La membrana esta polarizada durante esta fase debido al potencial de membrana negativo de -70 mV que está presente.

Fase de despolarización: La membrana se hace permeable a los iones de sodio, lo que permite que un número muy grande de iones sodio con carga positiva se difunda hacia el interior del axón.

El estado polarizado se neutraliza por la entrada de iones positivos y el potencial aumenta rápidamente en dirección positiva esto se denomina despolarización.

En las fibras nerviosas grandes el potencial de membrana se excita más allá del nivel cero y se vuelve positivo.

En otras fibras nerviosas más pequeñas el potencial simplemente se acerca a cero y no hay excitación hacia el estado positivo.

Fase de repolarización: Los canales de sodio comienzan a cerrarse y los canales de potasio se abren más de lo normal por eso que la rápida difusión de los iones de potasio hacia el exterior restablece el potencial de membrana en reposo negativo normal esto se denomina repolarización de la membrana.

2.3.2 Contracción muscular

A Definición

Es el resultado del acortamiento de las células, que se realiza por medio del estrechamiento activo de los filamentos de actina y miosina.

Cada sarcómero es capaz de tener contracción independiente cuando los sarcómeros se juntan, producen la contracción del músculo durante la contracción muscular, los filamentos de actina se contraen hacia adentro, entre los filamentos de miosina y cuando esto ocurre, se produce la contracción muscular.

B La contracción muscular por secuencias

Los impulsos nerviosos viajan a través de las neuronas motoras cuyo destino es la unión entre esta y el músculo, luego la neurona libera un compuesto llamado acetilcolina, que es un neurotransmisor que posibilita el paso de un impulso nervioso desde las terminales arborescentes del axón al órgano efector una vez que ha sido activada por la enzima acetilcolinesterasa y al tiempo el exceso de acetilcolina es degradado por otra enzima llamada colinesterasa.

La acetilcolina se difunde a través de la unión entre la neurona y la fibra muscular y se junta con receptores en la superficie de la fibra muscular.

Luego el sarcolema, que es una membrana celular, sufre un cambio eléctrico denominado despolarización.

La despolarización solo se da en las células musculares no estando aislado de la membrana celular ya que viaja hacia el interior de ella a través de los túbulos

B. Contracción excéntrica:

Podemos decir que es aquella en la que, dada una resistencia, ejercemos una mayor tensión con el músculo, de forma que dicho músculo se alarga aumentando su volumen realizando un trabajo negativo produciendo un frenado en el movimiento por ejemplo cuando bajamos la barra hasta el pecho.

Contracción excéntrica
el músculo se alarga



FIGURA 5

Contracción excéntrica del musculo

C. Contracción isométrica:

En primer lugar, destacamos que isométrica significa de igual medida o igual longitud. En este tipo de contracción, el músculo permanece estático, no se acorta ni se alarga, pero sí que se genera una tensión.

En nuestro día a día, un ejemplo claro podría ser cuando agarramos una caja de naranjas y la trasladamos a otro lugar de esta manera estamos generando una tensión manteniendo los brazos en una posición fija para que la caja no se caiga, pero ni se alargan ni se acortan las fibras musculares.

Cuando trabajamos con gomas elásticas por ejemplo y las estiramos, provocamos una contracción concéntrica del músculo que mantendremos unos segundos de forma estática (isométricamente) y después al volver a la posición inicial, se produce una contracción excéntrica.

Y por último en relación a las contracciones isocinéticas podemos decir que se define como una contracción máxima a velocidad constante en toda la gama de movimiento, bastante comunes en deportes en los que no es necesario realizar una aceleración en el movimiento.

Por ejemplo, en deportes que sí se necesita tener una velocidad constante y uniforme como la natación o el remo, el agua ejerce una fuerza constante y uniforme, cuando aumentamos nuestra fuerza, el agua aumenta su resistencia.

La diferencia principal entre las contracciones isocinéticas e isotónicas son:

En las contracciones isotónicas no se controla la velocidad del movimiento y no se ejerce la misma tensión durante el movimiento, al contrario en las isocinéticas siempre se realizan a velocidad constante y regulada se desarrolla una tensión máxima durante todo el movimiento.

Por ejemplo, al realizar trabajo con gomas extensoras o movimiento de tensar un arco

• CONTRACCIÓN AUXOTÓNICA O MIXTA

Se produce cuando en un mismo movimiento se realizan sucesiva o alternativamente contracciones isotónicas (dinámicas) e isométricas (estáticas).



Por ejemplo, el movimiento del arquero que tensa el arco y debe mantener la posición de máxima tensión para apuntar y disparar.

FIGURA 7
Contracción auxotónicas del musculo

2.3.4 Electromiografía

A Definición

Una de las técnicas para adquirir información del cuerpo es la electromiografía es el estudio de los potenciales eléctrico generados por los músculos durante el movimiento.

La electromiografía estudia la actividad muscular sin pasar por alto la actividad de las unidades motoras.

En una contracción muscular voluntaria la fuerza es modulada por una serie de cambios en la frecuencia de la actividad de las unidades motoras es decir, que la frecuencia de disparo de los potenciales de las Unidades motoras depende de la fuerza aplicada y la velocidad de contracción muscular.

Existen dos formas de registrar las señales electromiográficas: la electromiografía de superficie o no invasiva y la electromiografía invasiva.

2.3.4.1 Electromiografía Invasiva

Los músculos del cuerpo están formados por varias motoneuronas, las cuales se encuentran en una zona específica de las fibras musculares la electromiografía invasiva se encarga de obtener el registro del potencial generado por una unidad motora en particular, es una técnica muy útil para diversas especialidades, sobre todo en rehabilitación, medicina interna o traumatología, sirve para localizar el área lesionada, concretando si es un problema de una mano, brazo o pierna, definiendo si la lesión es de un músculo, nervio etc

A Electrodo de aguja

Para medir los potenciales generados de 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.

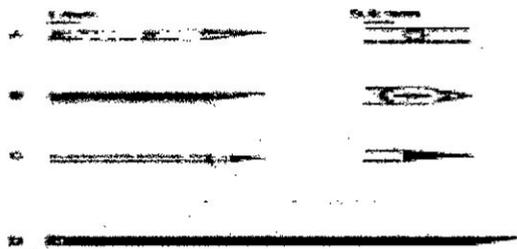


FIGURA 8
Tipos de electrodos de aguja con variación del área de registro

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 unidad motora siendo la amplitud más grande mientras el electrodo está más cerca de la unidad motora y la amplitud disminuye cuando más lejano este el electrodo de la fuente.

Debido a que la inserción de los electrodos de aguja es bastante dolorosa y además requiere la revisión médica, la electromiografía invasiva se limita a usos clínicos y de carácter médico, principalmente es usada para diagnosticar enfermedades motoras muchas personas presentan molestias en el procedimiento de inserción.

2.3.4.2 Electromiografía superficial

Es una técnica que usa electrodos superficiales y que son colocados directamente sobre la piel del musculo del cual se obtiene información.

Los registros obtenidos presentan actividad poblacional de las unidades motoras, debido a que los electrodos, al estar en la superficie del musculo, no son capaces de captar la señal de una sola unidad motora, sino que por el contrario, captan la información de varias unidades motoras.

El estudio de los electrodos superficiales se adecuan para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitorear el rendimiento de deportistas se utiliza para el desarrollo de prótesis mioeléctricas.

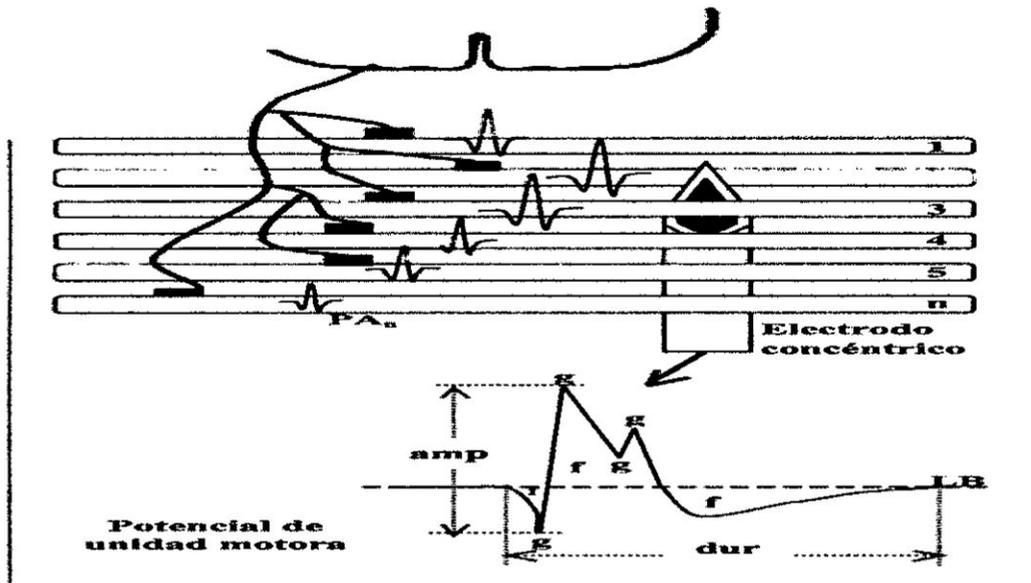


FIGURA 9
Señales electromiográficas

2.3.4.3 Electrodo superficiales

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal, al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones 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 en sí es muy ruidosa.

2.3.5 Funcionamiento de los electrodos

La información se transfiere a un aparato electrónico mediante un transductor, que 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 y 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.

Las señales biológicas que podemos mencionar son las siguientes:

Electrocardiográficas(ECG)

Electroencefalográficas(EEG)

Electromiográficas (EMG).

Para registrar estas señales se utilizan 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 toman registros de la actividad bioeléctrica, 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.

La bioelectricidad es un fenómeno natural que ocurre en los organismos que se componen de compuestos de iones positivos y negativos en distintas cantidades y concentraciones.

Para registrar los biopotenciales es necesario contar con un elemento que haga interface entre el cuerpo y el equipo de medida, este elemento es conocido como electrodo.

SEÑAL BIOELECTRICA	ABREVIACION	FUENTE BIOLOGICA
Electrocardiograma	ECG	Corazón-visto de la superficie
Electrograma-cardiaco	-	Corazón-visto desde adentro
Electromiograma	EMG	Musculo
Electroencefalograma	EEG	Cerebro
Electrooptigrama	EOG	Nervios del ojo
Electroretinograma	ERG	Retina del ojo
Potencial de acción	-	Nervio o musculo
Electrogastrograma	EGG	Estomago
Reflejo galvanico de la piel	GSR	Piel

TABLA 1
Señales bioelectricas sensadas mediante electrodos

2.3.6 Tipos de electrodos

Los electrodos que podemos encontrar son tres: los electrodos de superficie, los electrodos de aguja y los microelectrodos.

Para nuestra tesis de investigación utilizaremos electrodos de superficie, nuestro estudio se enfocara en esos tipos de electrodos.

Los electrodos de superficie se colocan en la superficie de la piel y son los responsables de los registros de la actividad bioeléctrica.

Con este tipo de electrodos no se ve implicada la integridad de la piel del paciente y pueden ser usados para realizar el registro y diagnóstico a corto plazo como en la aplicación de un electrocardiograma o también se usan para el registro a largo plazo como ocurre al realizar un monitoreo cardiaco.

El electrodo básico de placa de metal consiste en un conductor metálico en contacto con la piel mediante una fina capa de un gel electrolítico entre el metal y la piel con el fin de establecer este contacto.

Electrodos de placa metálica normalmente usados en este tipo de electrodos son: una aleación de níquel – plata, plata, oro y platino.

Estos electrodos están hechos de una lámina de metal con el fin de ser flexibles, y otras veces son producidos en forma de un electrodo de succión con el fin de

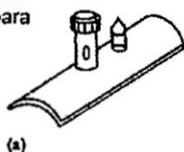
colocar de manera más sencilla el electrodo en la piel, para realizar una medición y luego mover el electrodo a otro punto del músculo para repetir la medición.

Son usados generalmente en el registro de biopotenciales obtenidos de un electrocardiograma o un electroencefalograma.

Los electrodos de disco metálico con una superficie de oro en forma cónica son frecuentemente usados para registros electroencefalográficos

Electrodos de Superficie

(a) Electrodo de placa de metal utilizado para su aplicación a las extremidades.

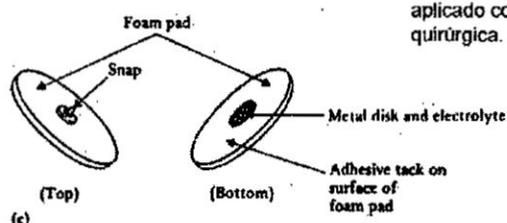


(a)



(b)

(b) Electrodo de disco de metal aplicado con cinta quirúrgica.



(c)

(c) Electrodos desechables en forma de disco, utilizados con equipos de monitorización electrocardiográfica.

FIGURA 10
Tipos de electrodos de superficie

Los electrodos de superficie usados, generalmente son: los electrodos secos y los electrodos de gel.

Los electrodos secos:

Se usan en aplicaciones en donde las dimensiones de los electrodos no permiten el uso de gel. Los electrodos en barras o el arreglo de electrodos son ejemplos de electrodos secos, los cuales pueden estar hechos de aluminio, acero inoxidable o titanio.

Con los electrodos secos, es común tener el circuito de pre-amplificación en el lugar de los electrodos, esto se debe en parte a la alta impedancia electrodo piel asociada con los electrodos secos.



FIGURA 11
Electrodos secos

b) Los electrodos de gel

Usa un gel electrolítico como una interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo.

Las reacciones químicas, oxidativas y reductivas, se lleva a cabo en la región de contacto de la superficie del metal y el gel.

Plata – Cloruro de plata (Ag-AgCl) es el compuesto más común utilizado en la parte metálica de los electrodos de gel.

La capa de AgCl permite que la corriente producida por el músculo pase con mayor facilidad a través de la unión entre el electrolito y el electrodo.

Esto produce menor ruido eléctrico en la medición, en comparación de los electrodos de metal, por ejemplo Ag.

Por este motivo, los electrodos hechos de Ag-AgCl son usados en más del 80% de las aplicaciones de EMG superficial.

Los electrodos de gel pueden ser desechables o reutilizables los electrodos desechables son los más comunes, dado que son más ligeros.

Se pueden encontrar electrodos desechables de diferentes formas y tamaños, y los materiales que componen el parche y la forma del gel conductor varía entre los fabricantes.

Los electrodos desechables minimizan el riesgo del desplazamiento del electrodo, incluso durante movimientos rápidos.

Las condiciones deseables, es que no sea polarizado, significa que el potencia en el electrodo no debe de variar cada vez que la corriente pase a través de él.

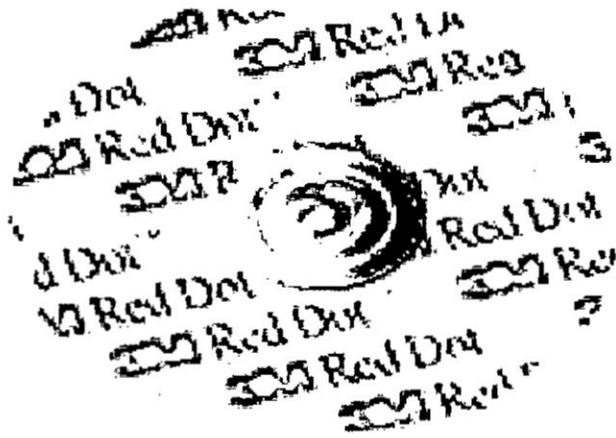


FIGURA 12
Electrodo húmedo de la marca 3M

Aplicación	Biopotenciales	Tipo de Electroodos
<p>Monitoreo cardiaco</p> <p>Monitoreo cardiopulmonar en infantes</p> <p>Encefalografia</p> <p>Diagnostico de la actividad muscular</p> <p>Electrogramas cardiacos</p> <p>Telemetría implantado de biopotenciales</p> <p>Movimiento del ojo</p>	<p>ECG</p> <p>ECG –Impedancia</p> <p>EEG</p> <p>EMG</p> <p>Electrograma</p> <p>ECG</p> <p>EMG</p> <p>EOG</p>	<p>Ag-AgCl con esponja</p> <p>Ag-AgCl con hidrogel</p> <p>Ag-AgCl con esponja</p> <p>Ag-AgCl con hidrogel</p> <p>Película delgada</p> <p>Elastomero relleno seco</p> <p>Copas de oro</p> <p>Copas de Ag-AgCl</p> <p>Invasivos</p> <p>Sonda intra cardiaca</p> <p>Acero inoxidable</p> <p>Discos de platino</p> <p>Ag-AgCl con hidrogel</p>

TABLA 2
Aplicación de los electrodos en el cuerpo humano

2.3.7 Posición de los electrodos

Factores a tomar en cuenta a fin de obtener una mejor señal electromiográfica.

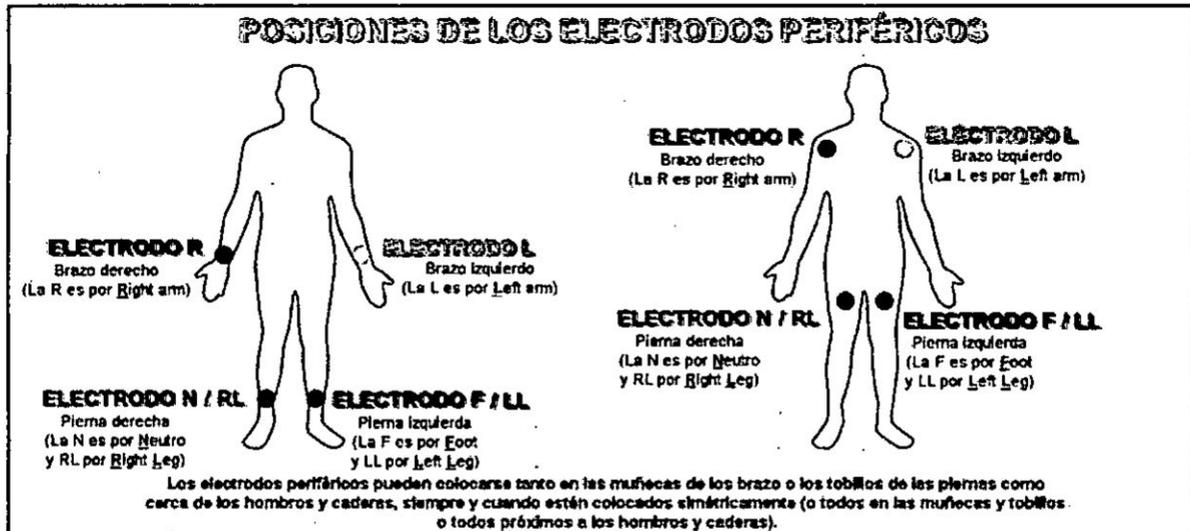


FIGURA 13
Localización de los electrodos

- Localización y orientación de los electrodos:

El electrodo se coloca entre un punto motor y la inserción del tendón o entre dos puntos motores, y a lo largo de la línea media longitudinal el músculo.

El eje longitudinal del electrodo, el cual pasa entre las dos superficies de detección, debe estar alineado de forma paralela a la longitud de las fibras musculares.

- No colocarlos cerca del tendón del músculo:

Las fibras musculares se aproximan a las fibras de los tendones, y se vuelven más delgadas y menos en número, reduciendo la amplitud de la señal EMG. Además en esta región la dimensión física del músculo se reduce considerablemente, lo que hace difícil localizar correctamente los electrodos y

hace que la detección de la señal sea susceptible al crosstalk debido a la posible proximidad de los músculos agonistas.

- **No colocarlos en el punto motor:**

Para detectar una señal de EMG de superficie el electrodo debe estar ubicado en un punto motor del músculo.

El punto motor es el punto en el músculo donde la mínima introducción de corriente eléctrica provoca una contracción perceptible de las fibras de la superficie del músculo.

Por lo general no siempre corresponde a la parte de la zona de inervación de los músculos que tienen mayor densidad neuronal, en función de la anisotropía de los músculos de esta región.

Suponemos que los puntos motores se utilizan como puntos de referencia, ya que son identificables y proporcionan un punto de referencia anatómico fijo.

Por desgracia, desde el punto de vista de la estabilidad de la señal, un punto motor proporciona el peor lugar para la detección de una señal de EMG.

En la región de un punto motor, los potenciales de acción viajan rápidamente, es decir hacia el extremo anterior y extremo posterior, a lo largo de las fibras musculares, por lo tanto las fases positivas y negativas de los potenciales de acción, detectadas por la configuración diferencial, se sumarán y restarán con

diferencias de fase menor haciendo que la señal EMG resultante posea mayores componentes de frecuencia. En el dominio del tiempo, la señal aparece más irregular y con picos más elevados. La pérdida de estabilidad se produce por el hecho de que un desplazamiento menor 0,1mm afectará de manera impredecible la cantidad de cambio en las características de frecuencia de la señal.

- **No colocarlos en los bordes exteriores de los músculos:**

En esta región el electrodo es sensible a la detección de interferencias de señales de músculos adyacentes para algunas aplicaciones, las señales de interferencia puede ser indeseable.

- **Orientación del electrodo con respecto a las fibras musculares:**

El eje longitudinal del electrodo, pasa a través de ambas superficies de detección, debe estar alineado en paralelo a la longitud de las fibras musculares.

Ambas superficies de detección se deberán cruzar con la mayor cantidad de las mismas fibras musculares.

Las características espectrales de la señal de EMG reflejan las propiedades de un conjunto fijo de fibras musculares en la región del electrodo.

El espectro de frecuencias de la señal de EMG será independiente de cualquier factor trigonométrico que podría proporcionar una estimación errónea de la velocidad de conducción.

El valor resultante de la velocidad de conducción afecta a la señal EMG mediante la alteración de las características temporales de la señal EMG, y por lo tanto su espectro de frecuencias.

Para adquirir señales EMG es necesario el uso de 3 electrodos, un electrodo de referencia y otros dos electrodos bipolares.

Un parámetro importante para posicionar los electrodos bipolares es la distancia entre electrodos la cual es definida por el SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) como la distancia entre los centros de la parte conductiva de los electrodos bipolares.

El SENIAM recomienda posicionar los electrodos bipolares de tal manera que la distancia entre sus centros sea de 20 a 30mm

Los electrodos bipolares se aplican en músculos relativamente pequeños de la distancia entre los electrodos no debe exceder $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular.

Para cada tipo de músculo, SENIAM recomienda una posición adecuada de los electrodos, tanto los bipolares como el de referencia.

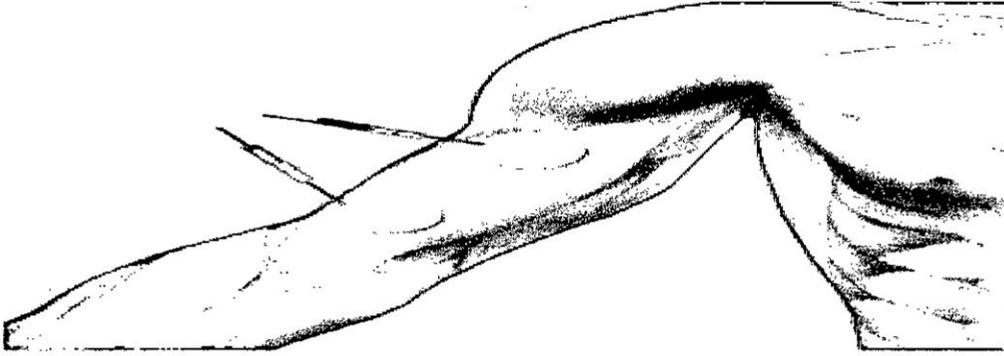


FIGURA 14
Posición de los electrodos en el bíceps

2.3.8 Análisis de la señal electromiográfica.

Son señales eléctricas producidas durante la contracción y relajación de un músculo.

En el estudio de las señales electromiográficas, en especial durante la detección y registro de la señal EMG, existen dos formas que influyen en la fidelidad de la señal.

La primera de ellas es la relación señal a ruido y la otra es la distorsión de la señal, lo que significa que la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia de la señal no debe ser alterada.

La amplitud de la señal EMG no tiene un patrón definido, es decir, es al azar, y puede ser representado mediante una función de distribución Gaussiana.

La amplitud de las señales EMG varían entre 0 y 10 mV y estas pueden tener hasta una frecuencia de 10kHz.

Existen estudios en relación al rango de frecuencia que debe estudiar la señal EMG, de modo que dentro de este rango se pueda obtener la mayor cantidad de energía del potencial.

Las señales que nos servirá son aquellas cuya energía está por encima del nivel de ruido eléctrico.

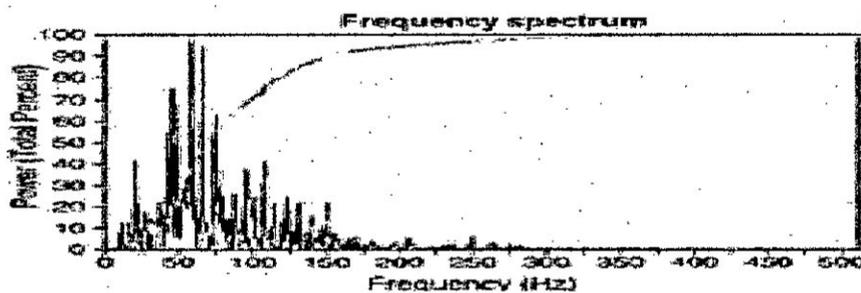


FIGURA 15

Señal electromiográfica en un rango de frecuencia de 0 a 500 Hz.

Una de las preocupaciones en el estudio de las señales EMG es el ruido que son originados de diferentes fuentes como:

a. Ruido de componentes electrónicos en los equipos de detección y registro de las señales:

Los equipos electrónicos generan ruido eléctrico este ruido posee componentes de frecuencia de entre 0 a 1000 Hz.

Este tipo de ruido no puede ser eliminado, sin embargo, puede ser reducido mediante el uso de componentes electrónicos de alta calidad y buenos diseños de circuitos.

b.- Ruido del ambiente:

Es generado por fuentes de radiación electromagnética como radios, transmisión de televisión, cables eléctricos de potencia.

La principal preocupación del ruido ambiental deriva de la radiación producida por las fuentes de energía, cuya frecuencia es 50 o 60 Hz.

La señal de ruido ambiental tiene una amplitud de magnitud mayor que la señal electromiográfica.

c.- Movimiento del equipo:

Existen dos fuentes principales del movimiento del equipo:

La interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel.

Movimiento del cable de conexión que une el electrodo con el amplificador.

Ambas fuentes de ruido se reducen mediante un diseño adecuado de los circuitos. Las señales eléctricas provenientes de ambas fuentes de ruido tienen la mayor cantidad de energía en un rango de frecuencias entre 0 y 20 Hz.

d) Inestabilidad de la señal:

La amplitud de la señal EMG es cuasi-aleatoria y los componentes de frecuencia que se encuentran en un rango entre 0 y 20 Hz son particularmente inestables, debido a que estas son afectadas por la naturaleza cuasialeatoria de las tasas

de disparo de las unidades motoras, las cuales, en la mayoría de casos son activadas a estas frecuencias. Debido a la naturaleza inestable de estas componentes de la señal, se debe considerar el ruido no deseado y eliminarlo de la señal

Para obtener un registro confiable de la señal EMG

Se requiere una señal que tenga la máxima cantidad de información proveniente de la señal electromiografica y la mínima cantidad de contaminación a causa del ruido eléctrico.

Por ello se debe obtener un mayor SNR con la mínima distorsión de la señal electromiografica, por eso es importante que cualquier dispositivo de detección o registro procese la señal de manera lineal la señal no debe ser recortada, es decir, los picos de la señal EMG no deben ser distorsionados ni filtrados innecesariamente.

2.3.9 Definición de Términos Básicos

- **EMG:** Electromiografía
- **EC:** Electrodo concéntrico
- **EM:** Electrodo Monopolar
- **UM:** Unidad Motora
- **Potencial de acción:** Son acciones relacionados por el cuerpo humano medio, impulsos eléctricos.

- **Contracción Muscular:** Es el resultado del acortamiento de las células, el cual por medio del estrechamiento activo de los filamentos de actina y miosina.
- **Señal electromiografía:** Son señales producidas mediante la contracción y relajación de un músculo.
- **SNR:** Relación señal a ruido.
- **CMRR:** Modo común de recepción de radio.
- **ALLIASING:** Consiste en obtener una señal diferente a la muestra.

III VARIABLES E HIPOTESIS

3.1 Variables de la Investigación

3.1.1 Variables dependientes.

En función del planteamiento del problema y de las interrogantes planteadas al problema y los antecedentes teóricos así como los objetivos generales y específicos se consideran las siguientes variables:

El músculo

Formado por haces paralelos de fibras musculares la activación de cada fibra muscular se hace a través del axón de la motoneurona.

Según la posición y la función del músculo, el número de fibras musculares inervadas por un mismo axón puede variar entre uno o más de mil.

Los músculos pequeños reaccionan rápidamente y cuyo control debe ser exacto tienen más fibras nerviosas para menos fibras musculares y aquellos músculos grandes que no precisan de un control fino presentan motoneuronas que inervan varios centenares de fibras musculares.

El conjunto formado por la motoneurona en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares que ésta inerva constituye la unidad funcional básica del sistema muscular que se denomina unidad motora.

El número de fibras musculares que contiene cada unidad motora determina la finura de los movimientos que puede ejecutar.

Este número de unidades recibe el nombre de tasa de inervación y cuanto menor sea es decir, muchas motoneuronas y pocas fibras musculares más flexibilidad motora tendrá el músculo.

La fuerza de contracción muscular se gradúa controlando el número de axones que se estimulan y la frecuencia de estimulación de cada axón.

De estos aspectos derivan los conceptos de suma de fibras o reclutamiento y suma de frecuencias de excitación.

La suma de fibras permite que se produzcan graduaciones de la fuerza muscular, durante la contracción muscular débil en escalones pequeños, mientras que los escalones serán cada vez mayores cuando sea necesaria gran cantidad de fuerza.

El registro electromiográfico puede realizarse con electrodos de superficie. Con ellos se puede obtener una idea de la electrogénesis global de músculo. También es posible registrar mediante la inserción de electrodos profundos, que son de utilidad en la localización del territorio de la unidad motora. Este territorio aumenta en los procesos patológicos de carácter neurógeno (en los cuales hay lesión del nervio motor) y disminuye en las lesiones musculares como la distrofia muscular de Duchenne.

Variable independiente: Señal eléctrica muscular

3.2 Operacionalización de Variables

Se consideran el diseño electrónico para evaluar las señales electromiografías para observar y analizar los cambios que sufren los músculos a impulsos nerviosos mediante los electrodos.

Variable	Tipo de variable	Operacionalizacion	Indicadores
Señal eléctrica muscular.	Variable Independiente	<p>Se expresa como la cantidad de datos que se pueden enviar por una red en un lapso de tiempo determinado.</p> <p>Es medible mediante un instrumento de medición electrónica.</p> <p>Señal eléctrica muscular</p>	<p>Tasa de velocidad de datos</p> <p>Tiempo de descarga de datos</p> <p>Cantidad de datos enviados o recibidos.</p>
Tiempo de respuesta de la contracción muscular y elongación muscular utilizado.	Variable dependiente	<p>Contracción muscular</p> <p>Elongación muscular</p> <p>Nuestro diseño dependerá de su eficacia en la transferencia de datos.</p>	<p>Tasa de velocidad de datos</p> <p>Tiempo de descarga de datos</p> <p>Cantidad de datos enviados o recibidos</p>

Tabla 3
Operacionalizacion de las variables

3.3 Hipótesis General

El diseño de un sistema electrónico permite evaluar las señales electromiográficas musculares y pretende dar a conocer una herramienta de trabajo que beneficie a la investigación por lo tanto es posible reducir los gastos tanto para médicos y la vida útil de los equipos y estudiantes afines a esta carrera.

Este sistema debe de adecuarse a la realidad, en ese sentido debe adaptarse a las limitaciones técnicas que se cuentan en las provincias lejanas de nuestro país, adaptable y aplicable en consecuencia se incrementara la capacidad de prevención.

IV. METODOLOGÍA

4.1 Tipo de Investigación

Investigación Básica

La investigación desarrollada en la presente tesis según el nivel de profundidad es del tipo sustantivo descriptivo, cuyo propósito general es determinar la relación causal entre el diseño de un sistema electrónico.

El diseño de un sistema electrónico evaluara las señales electromiográficas a controlar en tal sentido se analizará los músculos equitativamente.

Investigación Explicativa:

Porque apuntan a las causas de los eventos sociales. Pretenden responder a preguntas como: ¿por qué ocurre? ¿En qué condiciones ocurre?. Es más

estructurado y en la mayoría de casos se va a requerir del control y manipulación de las variables en un mayor o menor grado. Porque plantea mejoras que se deben realizar al proceso de trámite.

Investigación no Experimental:

Lo que hacemos en este caso es observar los fenómenos tal y como se dan en su contexto natural, para después analizarlos que tanto influye la tecnología en el proceso de trámite mediante una infraestructura actual.

4.2 Diseño de la Investigación

El diseño de un sistema muscular electrónico para evaluar las señales electromiográficas, implicara el desarrollo de un modelo para interactuar con los dispositivos a controlar un correcto análisis

4.2.1 Diseño de un electromiógrafo

Para el diseño de nuestro electromiógrafo que es un dispositivo para adquisición de las señales provenientes de los músculos, debemos considerar varias etapas como: La etapa de pre amplificación de la señal, filtrado de la señal y conversión analógica digital.

Para considerar nuestro diseño es necesario tener conceptos de electrónica que a continuación lo definiremos.

La característica de los amplificadores operacionales son las siguientes:

Posee impedancia de entrada infinita eso significa que la corriente neta que entra al amplificador para sus terminales no inversora es cero la impedancia de salida cero, ganancia de modo común cero.

Cuando se aplica voltajes iguales a las entradas la salida del amplificador debe ser cero de ganancias de lazo abierto infinitas, es decir se amplifica los factores $(V+ - V-)$ a valores infinitos 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 poseen múltiples configuraciones a continuación lo mostramos.

La configuración inversora

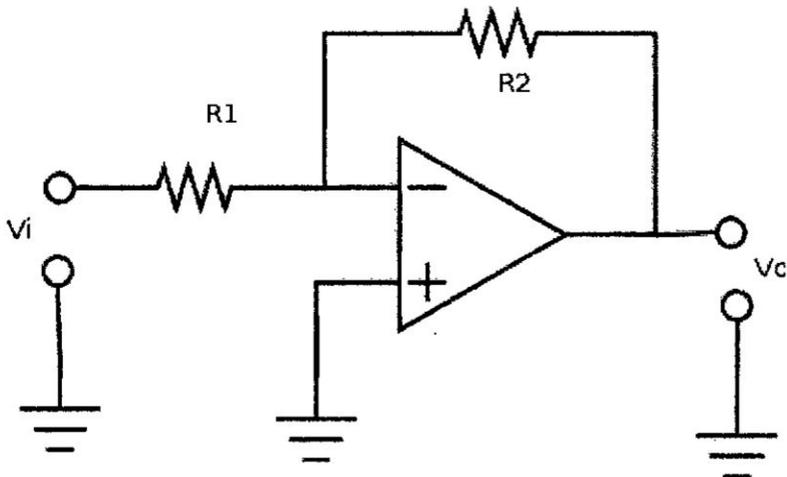


FIGURA 17

AMPLIFICADOR OPERACIONAL INVERSOR

Recibe su nombre debido a la operación que realiza, esta configuración da como salida el valor amplificado del voltaje de entrada V_{in} en base a la siguiente fórmula

$$V_{out} = -\frac{R2}{R1}V_{in}$$

Configuración no inversora.

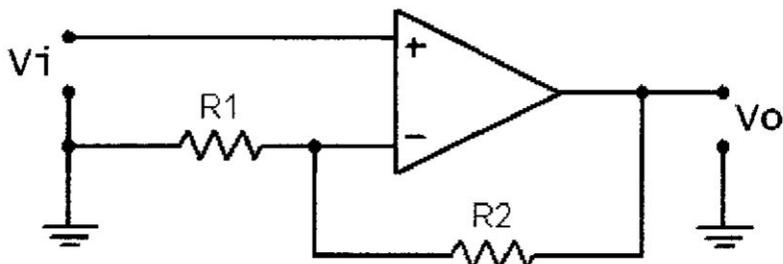


FIGURA 18

Amplificador operacional no inversora

La salida V_{out} tiene como resultado el valor amplificado del voltaje de entrada (V_{in}) en base a la siguiente fórmula

$$V_{out} = \left(\frac{R2}{R1} + 1 \right) V_{in}$$

El seguidor de voltaje.

La configuración seguidor de voltaje es bastante simple, el valor del voltaje de salida es igual al del voltaje de entrada, se dice que la salida sigue a la entrada.

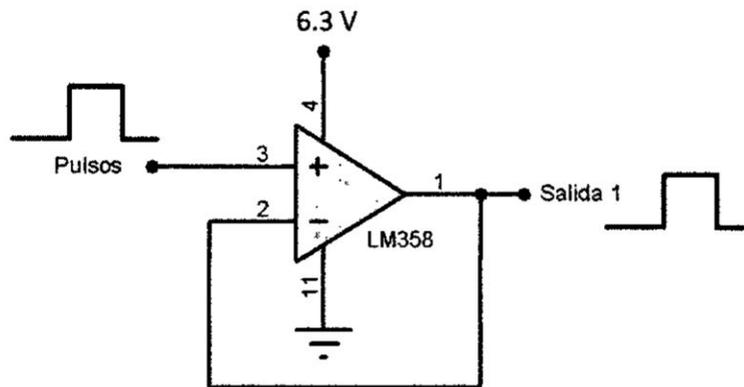


FIGURA 19
Seguidor de voltaje

Amplificador diferencial

Un amplificador diferencial es aquel que amplifica la diferencia de los potenciales en sus entradas.

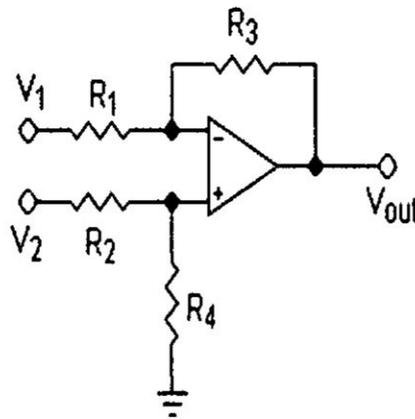


FIGURA 20

Amplificador diferencial

Rectificador de media onda de precisión

Un circuito rectificador 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.

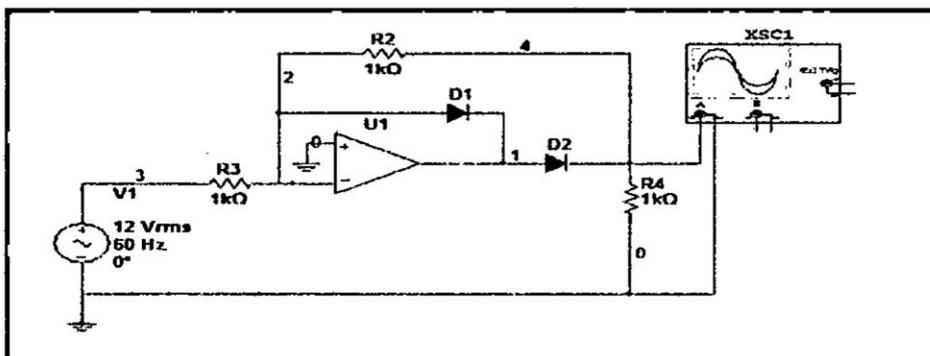


FIGURA 21

Rectificador de media onda

El rectificador de media onda de precisión, 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.

Circuito comparador

Los circuitos comparadores son muy usados para detectar cuando una señal sobrepasa un nivel de voltaje comparan el valor del voltaje de una señal de entrada (V_{in}) contra un valor de un voltaje de referencia (V_{ref}), su funcionamiento es muy simple, únicamente cambia la salda de los valores de saturación $-V_{sat}$ a $+V_{sat}$ a su salida cuando la señal V_{in} sobre pasa el límite impuesto por el voltaje de referencia V_{ref} (comparador no inversor).

- $V_{out} = +V_{sat}$ cuando $V_{in} > V_{ref}$
- $V_{out} = -V_{sat}$ cuando $V_{in} < V_{ref}$

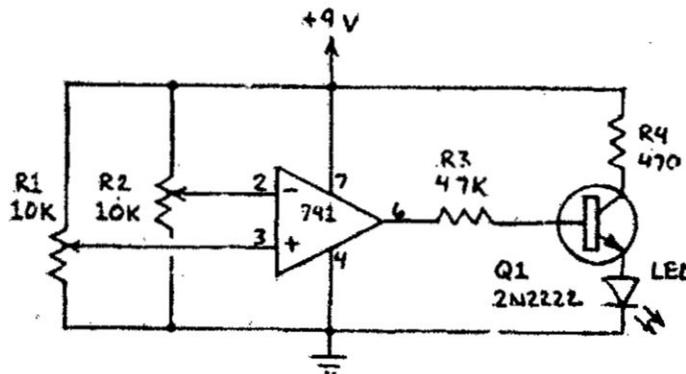


FIGURA 22

Circuito comparador

2.3.1.7 Circuito Integrador

Es una configuración más del amplificador operacional este circuito tiene como salida un voltaje proporcional al área debajo de la curva del voltaje de entrada; es decir, la integral del voltaje de entrada pero invertido en fase, esto se debe a que la configuración de amplificador es la configuración inversora.

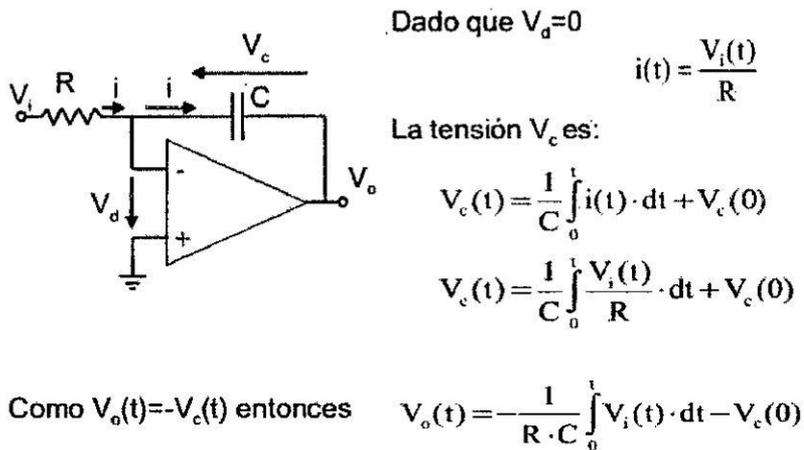


FIGURA 23
Circuito integrador

Etapa de pre 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 electromiografica 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 el preamplificador usado para electromiografía es generalmente del

tipo diferencial y su impedancia de entrada debe ser de $10^9 - 10^{12}\Omega$ en paralelo con un capacitor de $2 - 10\text{pF}$; también es recomendable ubicar el preamplificador bastante cerca de los electrodos y el sujeto, 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), este término se define para los amplificadores diferenciales como:

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

$$Ad = \frac{Vo}{V2 - V1}, \text{ ganancia de modo diferencial}$$

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

El CMRR se mide en decibeles y es la razón entre la ganancia de modo diferencia ($V2 - V1$) 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; este circuito consta de tres amplificadores y tiene la función de amplificar la diferencia de los voltajes presentes en sus entradas ($V1$ y $V2$). 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.

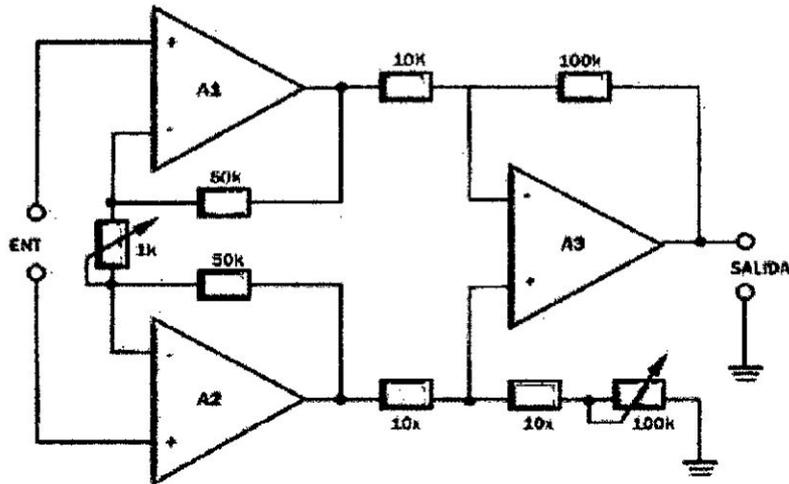


FIGURA 24

Pre amplificador operacional

2.4.2 Etapa de filtrado

La señal amplificada proviene de la etapa de pre amplificación contiene una mezcla de señales biológicas donde 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 operaciones 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 . 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, 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.

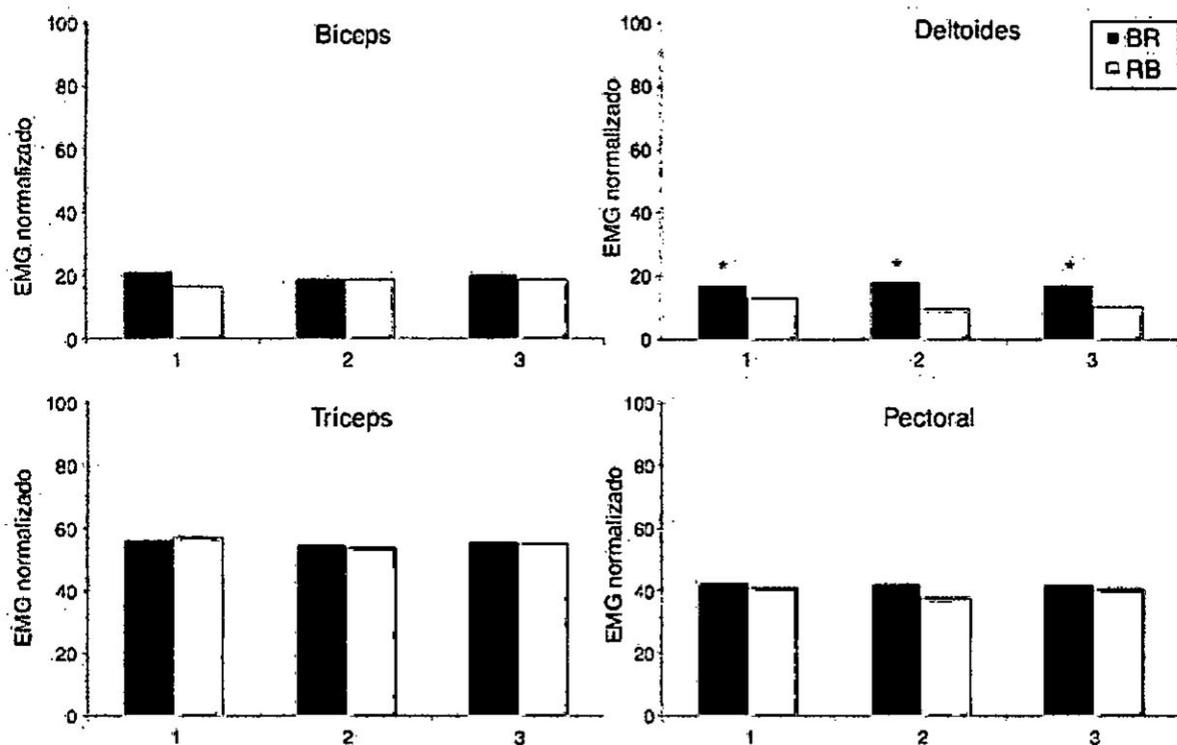


FIGURA 25

Potencial típico de EMG al cual se le ha aplicado filtrados.

Conversión analógica digital

La conversión analógica digital (A/D), es el proceso mediante el cual se transforman señales continuas o del mundo real a niveles de voltaje que representan un código binario .

Una señal continua es aquella que en teoría puede tomar cualquier valor en amplitud y no se encuentra limitada a un número de puntos finitos. Un convertidor A/D acepta señales en un rango específico de voltaje, por ejemplo $\pm 5V$, el cual es subdividido en un número de niveles discretos, este número está dado por la fórmula $2^n - 1$, donde n es el número de bits del convertidor A/D.

El proceso de digitalización consta de varios pasos: muestreo, retención, cuantificación y codificación. El muestreo, es la etapa en la que se toman muestras de la señal continua; la velocidad de muestreo depende de un reloj interno y recibe el nombre de frecuencia de muestreo.

La etapa de retención se encarga de mantener el valor de la muestra el tiempo suficiente para que pueda ser procesado. El proceso de cuantificación consiste en medir el valor del voltaje recibido y asignarle un único valor de salida. Finalmente la etapa de codificación consiste en traducir el valor cuantificado a un valor binario. Una de las principales desventajas del proceso de conversión A/D es la pérdida de información debido a truncamientos y redondeos a la hora de codificación y la aparición del efecto denominado "aliasing"; el efecto "aliasing" consiste en obtener una señal diferente a la muestreada cuando se intenta reconstruir la señal analógica original.

Para evitar este efecto, es conveniente hacer uso del teorema de muestreo de Nyquist; este teorema dice que una señal puede ser completamente reconstruida sin pérdida de información si se muestrea a una frecuencia de cuando menos del doble del armónico más grande presente en la señal analógica. En el caso de los músculos, la frecuencia con el armónico más grande para electromiografía de superficie está en el rango de 400 – 450Hz .

4.2.2 Desarrollo de nuestro diseño electromiografico.

Desarrollamos nuestro diseño en varias etapas o bloques para la correcta adquisición de las señales

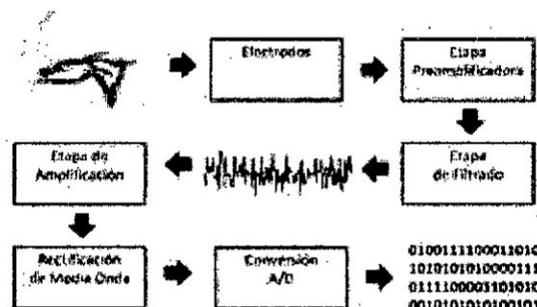


FIGURA 26

Sistema de adquisiciones de señales electromiograficas

Diseño para la Adquisición de Señales Electromiográficas con Fuente Bipolar

Nuestro diseño siguió las etapas mostradas, por lo cual su desarrollo consta de las etapas de pre amplificación, filtrado, amplificación final, rectificación y con la

única excepción de que en vez de la etapa de conversión A/D este prototipo hace uso de un circuito comparador para convertir las señales de EMG a pulsos cuadrados.

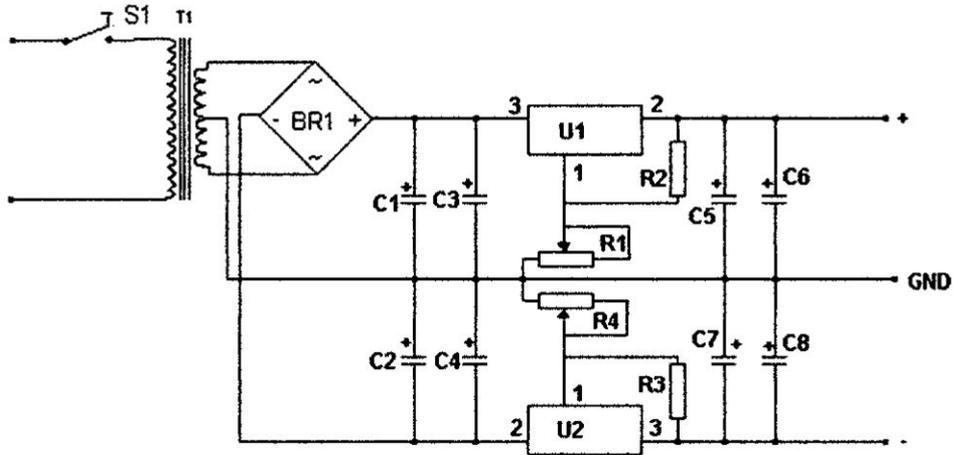


FIGURA 27
Adquisición de Señales Electromiográficas con Fuente Bipolar

Los electrodos que usaremos:

Para la adquisición de las señales electromiograficas es necesario los electrodos y ellos deben cumplir con ciertas características para poder realizar las diversas pruebas de manera práctica.

Los electrodos deben poder ser puestos y quitados de una manera limpia y fácil evitando la supervisión médica.

Los electrodos deben ser capaces de captar la señal de EMG con un nivel de ruido adecuado.

Tomando en cuenta estas características, se optó por trabajar con electrodos desechables de superficie de Ag/AgCl de la marca 3M.

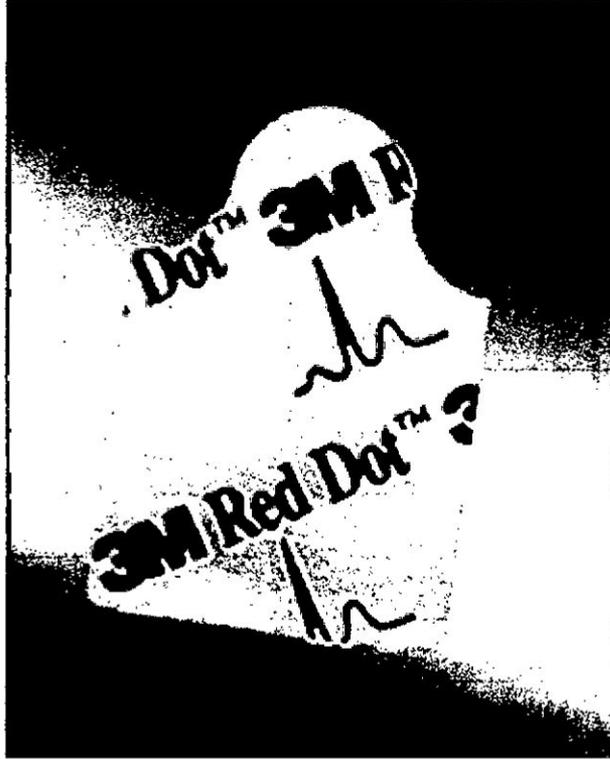


FIGURA 28

Electrodos superficiales de la marca 3M

Estos electrodos son muy utilizados para ECG y son capaces de captar señales de; además no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el músculo.

Los electrodos fueron colocados para registrar la actividad muscular del músculo bíceps. Se usaron tres electrodos para la adquisición, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia. Los electrodos inversor y no inversor se encuentran separados por una distancia.

Entre electrodos de 2cm, mientras que el electrodo de referencia se colocó en la muñeca.

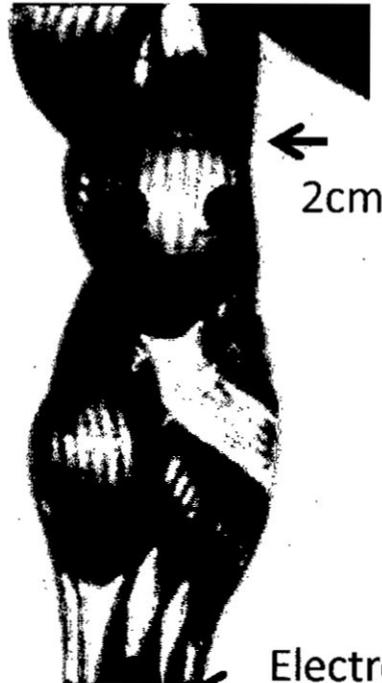


FIGURA 29

Electrodos de superficie de Ag/AgCl puesto alrededor del musculo bíceps.

Etapa de Pre amplificación

En La etapa de pre amplificación se usó un amplificador que cumple con ciertas características para tener un buen rendimiento en la adquisición de señales biológicas, estas características son:

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 INA129 , este amplificador tiene las siguientes características:

Input bias current: 5nA max.

CMRR: 120dB min.

Fuente de alimentación de $\pm 2,25V$ a $\pm 18V$.

Impedancia de entrada diferencial: $10^{10}\Omega \parallel 2pF$.

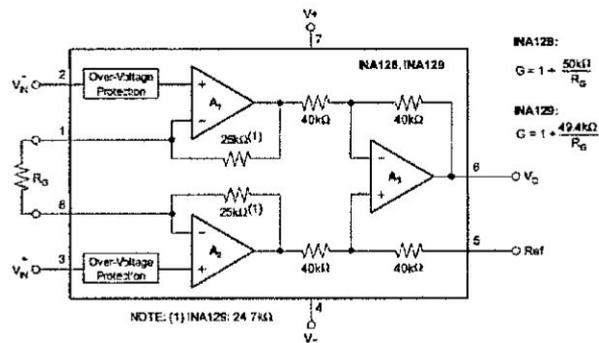


FIGURA 30

Amplificador de instrumentación INA129.

El INA129 es uno de los amplificadores de instrumentación más usados por tener características muy buenas, como por 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.

La ganancia de la etapa de pre amplificación se divide en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia de un amplificador operacional en configuración no inversora.

Se muestra el cálculo de la resistencia para fijar la ganancia del INA129, teniendo en cuenta que la ganancia deseada es de 10; se hace uso de la fórmula que proporciona el fabricante.

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

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

$$R_G = 5.6k\Omega$$

Luego integramos un circuito de retroalimentación de pierna derecha propuesto por el fabricante utilizado para registrar señales de electrocardiográficas

En caso de EMG se modificó la posición de los electrodos de RA y LA colocándolos alrededor del musculo y el electrodo de RL como el electrodo de referencia el cual se coloca en la muñeca.

Este circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

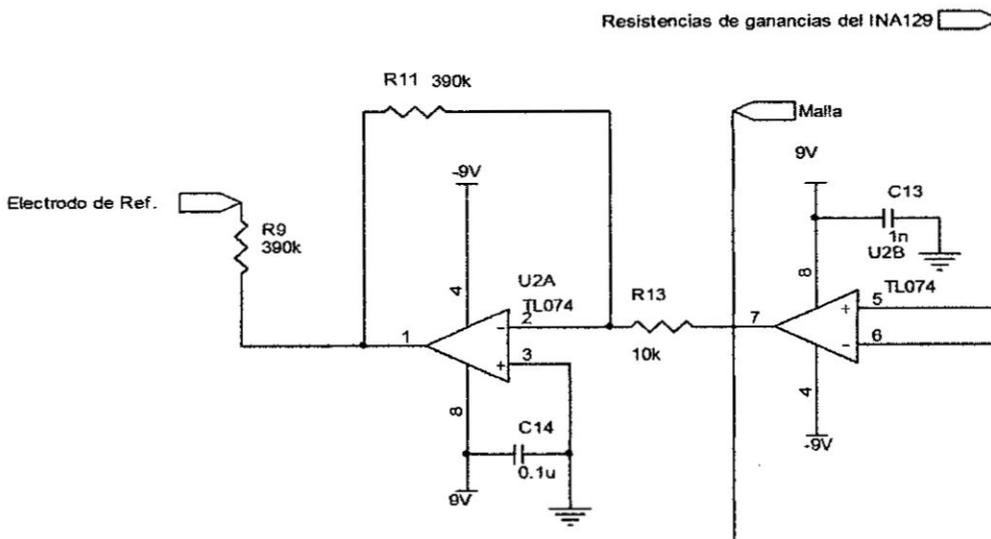


FIGURA 31

Circuito de retroalimentación electromiografico

Se usó un circuito integrador para disminuir el voltaje de offset a la salida del amplificador de instrumentación para evitar que el dispositivo entre en saturación.

Este circuito se diseñó tomando en cuenta la frecuencia más alta esperada, es decir, 500Hz, tomando 10 muestras. Los valores de R y C se obtuvieron de la siguiente manera :

$$f = \frac{1}{T}, T = RC$$

$$\frac{1}{50} = RC = 0.2 \approx (270k\Omega)(0.1\mu F)$$

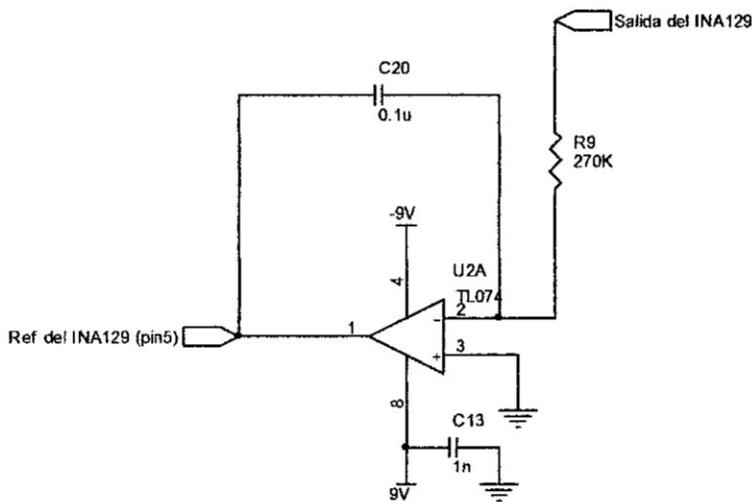


FIGURA 32

Circuito integrador de la etapa de pre amplificación

La última amplificación de la etapa de pre amplificación es proporcionada por un amplificador operacional TL074 en configuración no inversora

Se muestran los cálculos de las resistencias para obtener la ganancia deseada de 9.2.

$$G = \frac{R6}{R5} + 1$$

$$G = 1 + \frac{R6}{R5} = 1 + \frac{82k\Omega}{10k\Omega} = 9.2$$

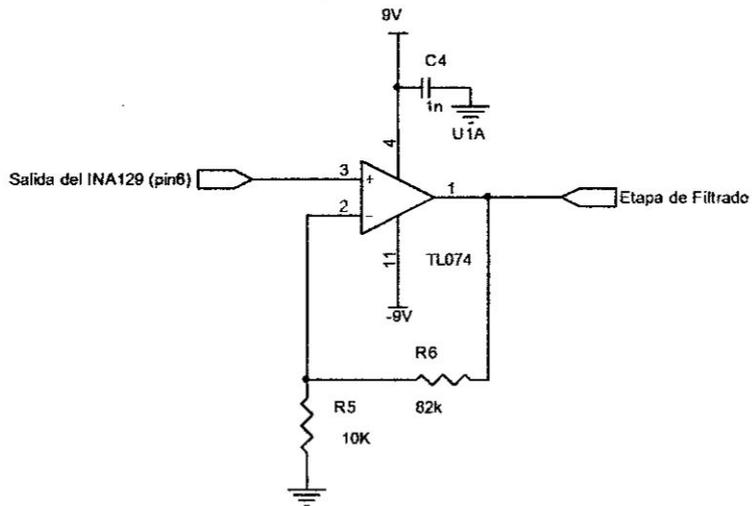


FIGURA 33

Circuito no inversor de la etapa de pre amplificación.

Etapa de pre amplificación, cuya salida está conectada directamente a la etapa de Filtrado.

A continuación mencionaremos sus características:

Filtro de Butterworth: Este tipo de filtro presenta una banda de paso suave y un corte agudo 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 un filtro que 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.

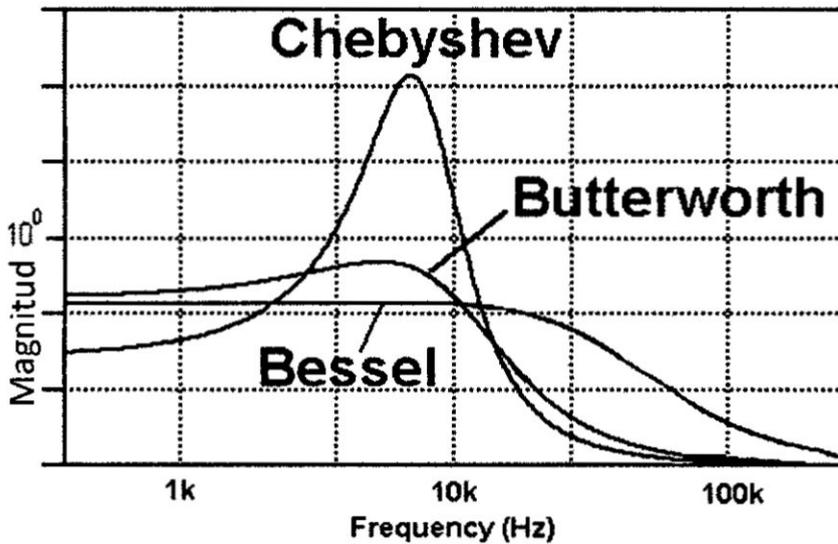


FIGURA 35

Magnitud vs frecuencia de los diferentes filtros a una frecuencia de corte .

A Continuación se muestra la respuesta en magnitud de los filtros, se puede observar cómo se reducen las ondulaciones del filtro Chebyshev y como se hace más plana la respuesta del filtro Butterworth.

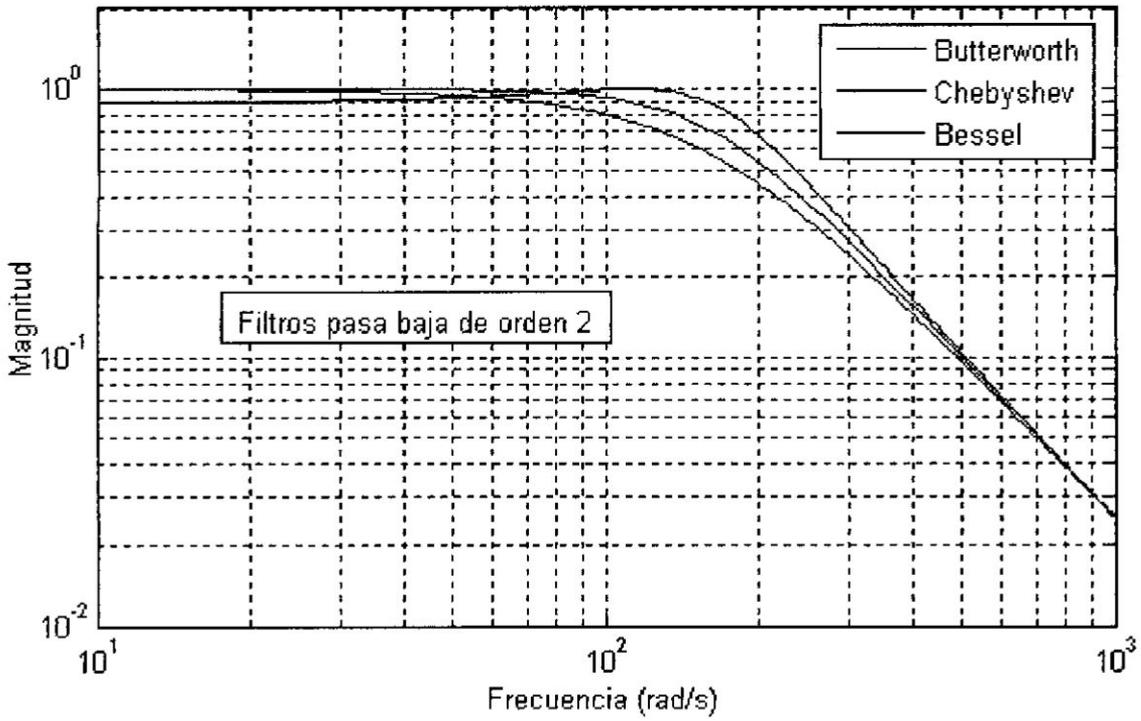


FIGURA 36

Respuesta de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel de segundo orden.

Segun 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 descende rápido al acercarse a la frecuencia de corte.

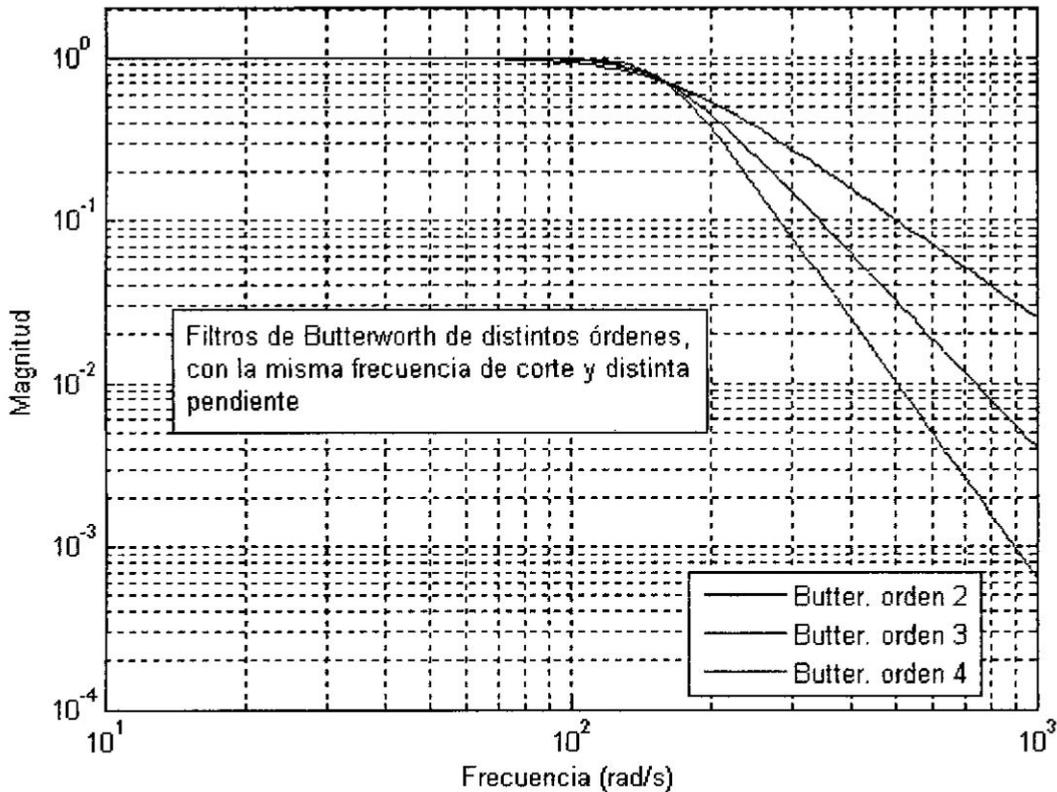


FIGURA 37

Magnitud del filtro Butterworth a distintos órdenes.

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.

Observamos que después del orden 1 las variaciones no son muy significativas, es por esa razón que se eligió construir el filtro activo de segundo orden.

Para el diseño del filtro pasa altas con frecuencia de corte (f_c) a 20Hz de Sallen

Key se usó la siguiente fórmula :

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

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

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

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

Tomando los siguientes valores de R, tenemos:

$$R2 = 33k \quad R1 = 56k \quad G = \frac{R2}{R1} + 1 = 1.589$$

El diseño del filtro pasa bajas se realizó como sigue:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{usando } C = 0.1\mu f \text{ y } f_c = 500$$

$$(500)2\pi(0.1\mu) = \frac{1}{R} \quad R \approx 3.3k\Omega$$

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.

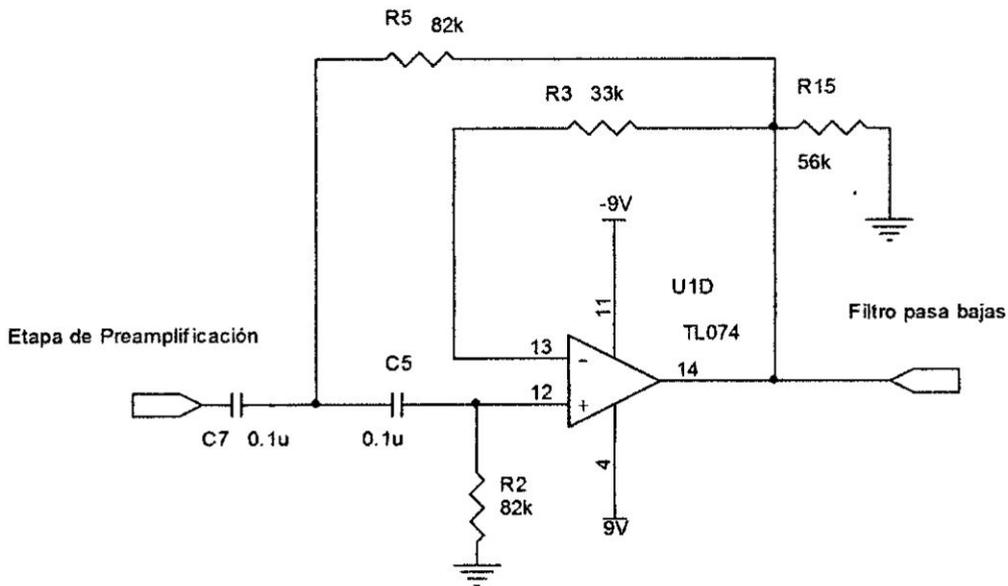


FIGURA 38

Filtro pasa altas de 20Hz

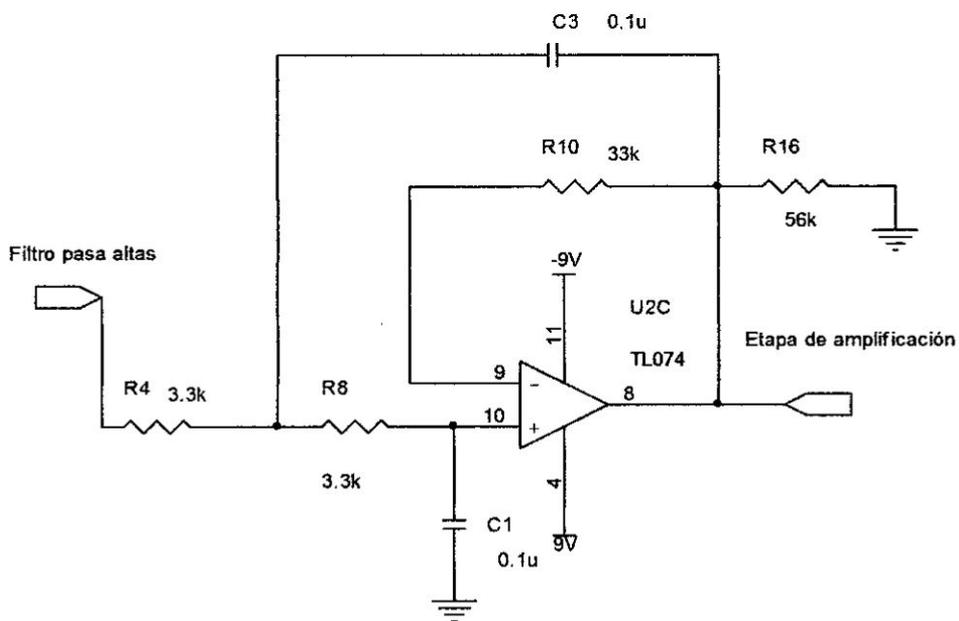


FIGURA 39

Filtro pasa bajas de 500Hz

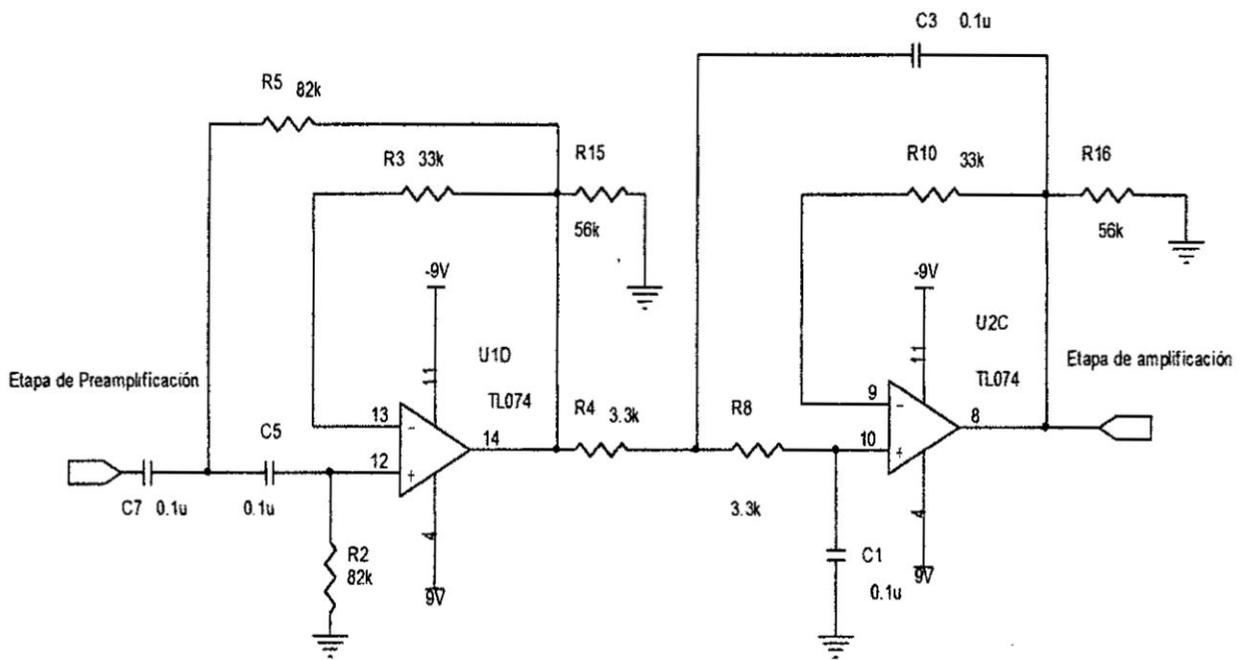


FIGURA 40

Filtro pasa bandas 20-500Hz

Etapa de Amplificación Final

Esta etapa tiene como finalidad estabilizar la señal filtrada y amplificarla por un factor de 9.2 El cálculo de los valores de las resistencias se muestra a continuación

$$G = \frac{R6}{R7} + 1, R6 = 82k, R7 = 10k \quad G = \frac{R6}{R7} + 1 = 9.2$$

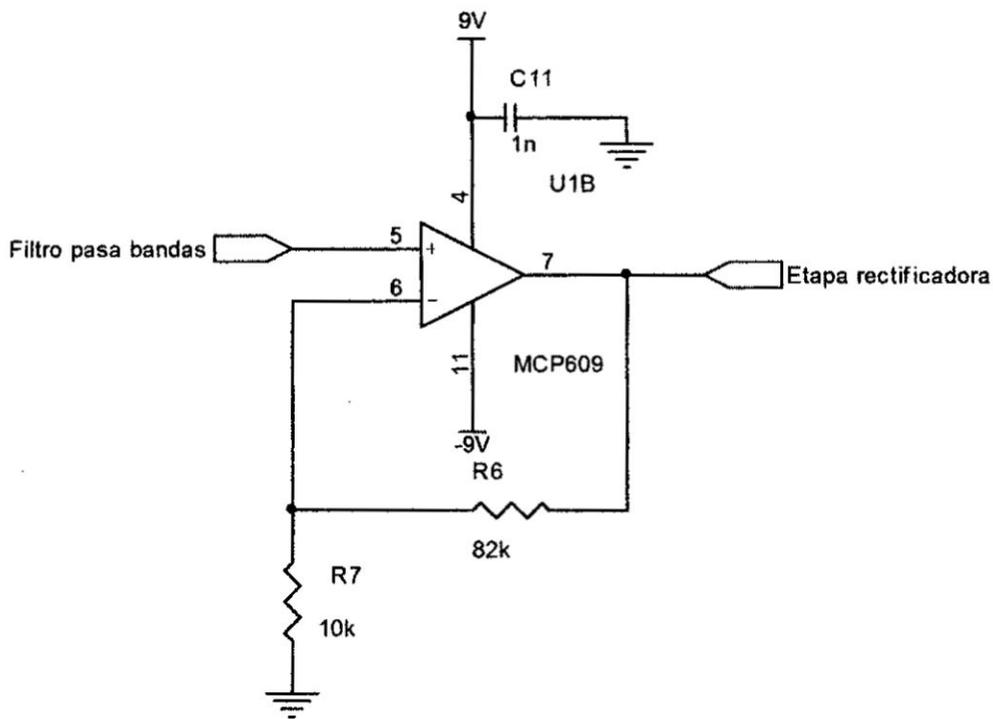


FIGURA 41

Amplificador final en configuración no inversora.

5.1.5 Etapa de rectificación de media onda

Un solo potencial de acción 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 .

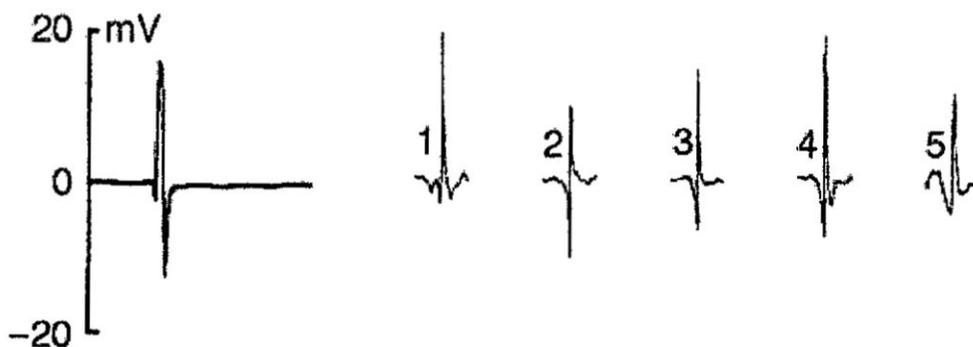


FIGURA 42

Diferentes potenciales de las unidades motoras.

El circuito rectificador usado es un rectificador de media onda de precisión, también conocido como super diodo.

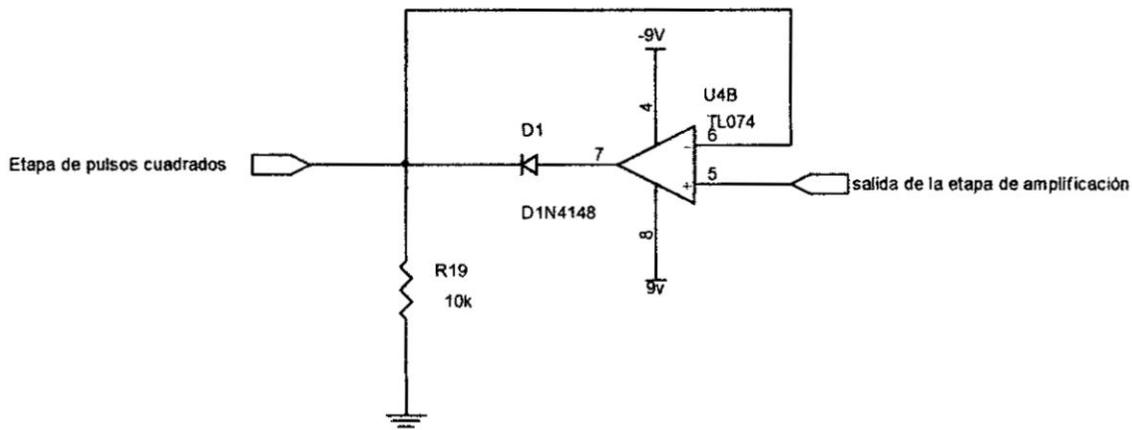


FIGURA 43

Rectificador de media onda de precisión.

5.1.6 Etapa de pulsos cuadrados.

Con la señal rectificadora, 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 unidad motora a un pulso cuadrado con igual duración.

Este proceso se lleva a cabo haciendo una comparación de la señal rectificadora con un promedio de la misma 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 (LM311)

Para realizar el promedio de la señal se construyó un arreglo de capacitor y resistencia cuyos valores fueron calculados.

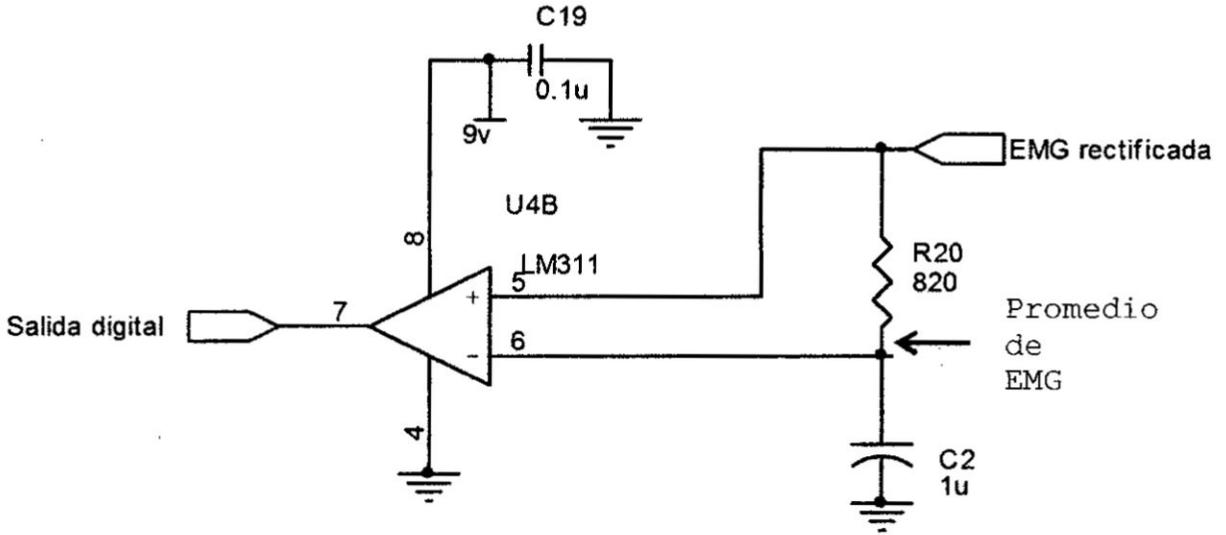


FIGURA 44

Circuito comparador que genera los pulsos cuadrados

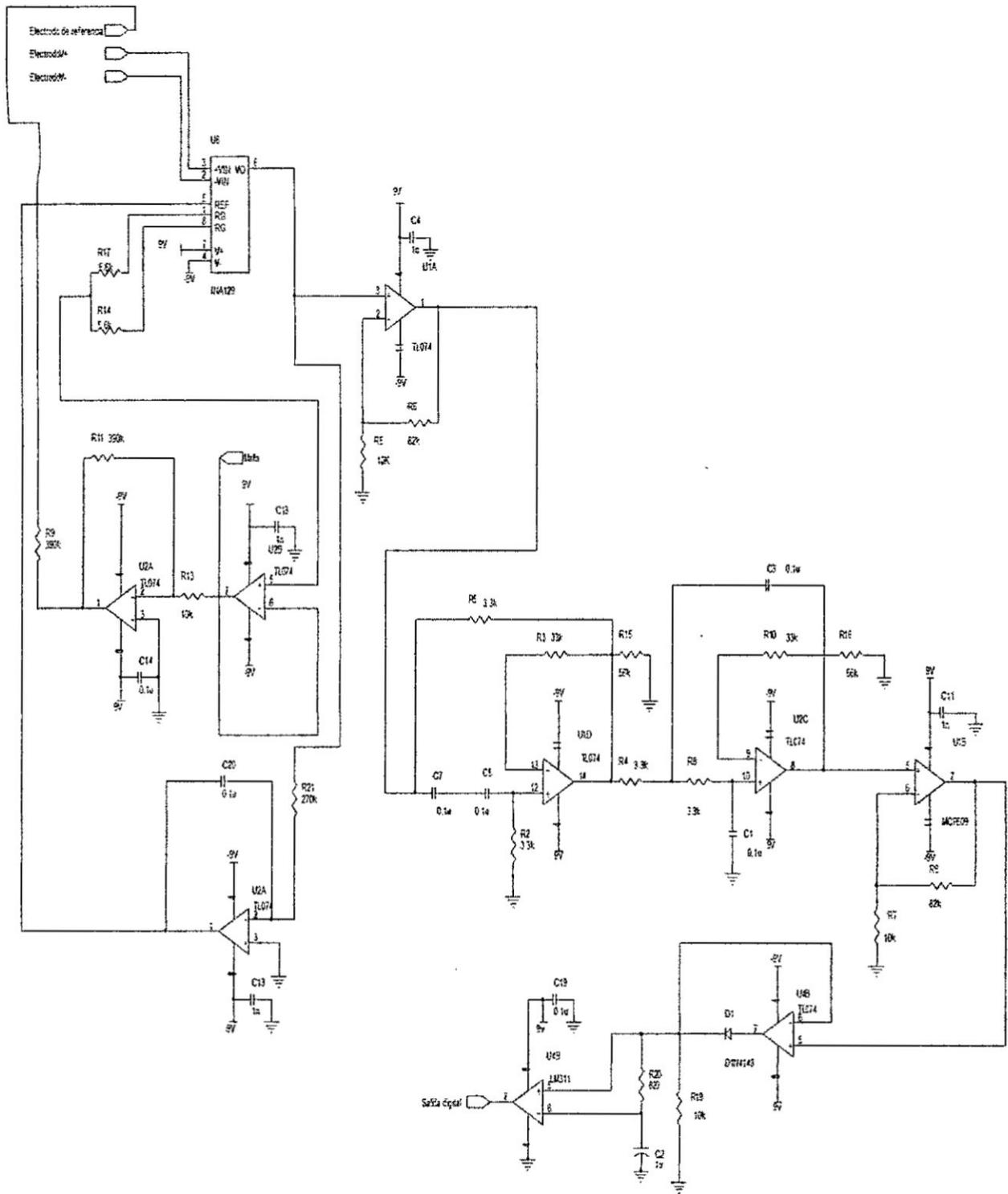


FIGURA 45

Diagrama de adquisición de señales electromiograficas

Diseño del circuito de señales electromiograficas

Lo diseñamos con el programa Proteus y lo dividimos en partes : la tarjeta principal se encuentra la etapa de pre amplificación, filtrado y amplificación final, en otra tarjeta se encuentran la etapa de retroalimentación, en otra el circuito integrador y en otra más la etapa de rectificación de media onda y la etapa de pulsos cuadrados.

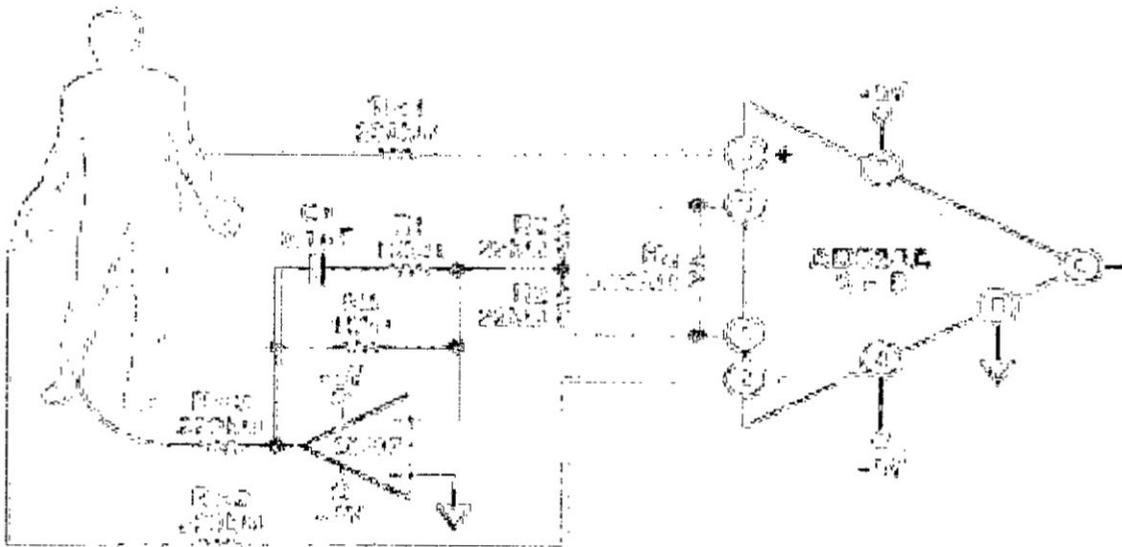


FIGURA 46

Puntos de análisis de señales electromiograficas.

Captura de registros de señales electromiográficas

Funcionando el equipo es necesario tomar muestras y guardar los registros capturados por el sistema; en primera instancia se podían observar los potenciales en el osciloscopio, sin embargo surge la necesidad de tener los registros de estos potenciales en la computadora para poder graficarlos y compararlos con registros posteriores, es por eso que se utilizó una herramienta muy poderosa en el campo de la instrumentación electrónica, la instrumentación virtual.

La instrumentación virtual es una forma de hacer mediciones y procesamiento de señales sin la necesidad de contar con el hardware con el que normalmente se hace en un laboratorio de electrónica; es un software en el que se pueden realizar procesamiento de señales tanto analógicas como digitales sin la necesidad de tener equipo físicamente, sino más bien se hace de manera "virtual", se pueden programar todas las funciones que se necesiten.

Este concepto nace con la idea de usar la PC para hacer mediciones, por ejemplo de temperatura, presión, etc.

La instrumentación virtual es una capa de software y hardware que le permiten al usuario el uso de herramientas personalizadas hechas a la medida del usuario.

En nuestro caso, se usó la instrumentación virtual para digitalizar los potenciales EMG y guardarlos para graficarlos posteriormente.

4.6 Procesamiento estadístico y análisis de datos

Luego de analizar los datos de las 50 encuestas realizadas se obtuvieron los siguientes resultados.

	SI	NO
FORMULACION DE LA PREGUNTA 1	30	20
FORMULACION DE LA PREGUNTA 2	40	10
FORMULACION DE LA PREGUNTA 3	35	15
FORMULACION DE LA PREGUNTA 4	40	10
FORMULACION DE LA PREGUNTA 5	28	22
FORMULACION DE LA PREGUNTA 6	38	12

TABLA 5

Resultados de las preguntas- encuestas

Como notamos el resultado de las encuestas consideran que si hay una problemática con respecto a la prevención y tratamiento de problemas musculares y que estaban a favor de poder atenderse bajo nuestro diseño de análisis electromograficos a las zonas afectadas del cuerpo.

La mayoría consideraba que es muy costoso los precios de su centro de salud y que no contaban con los equipos para toda la población.

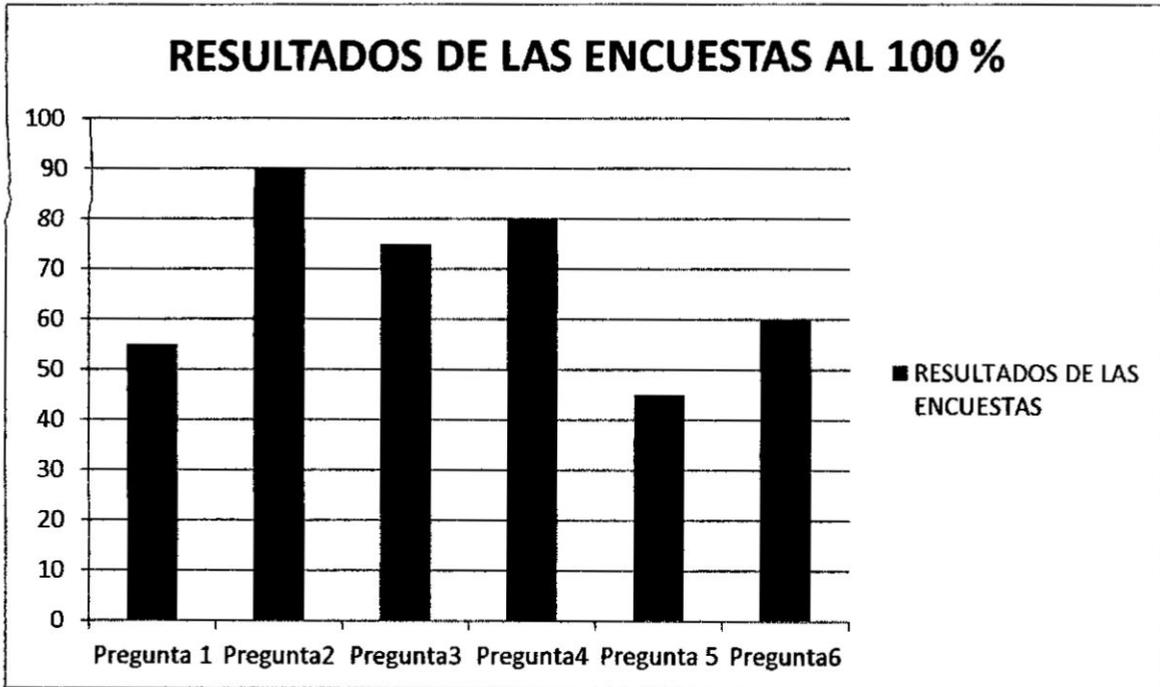


GRAFICO 48

Histogramas del resultado de las encuestas

Con el diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiográficas conectado a un voluntario se realizaron registros de actividad Electromiografico los movimientos registrados fueron los de flexión suave y fuerte.

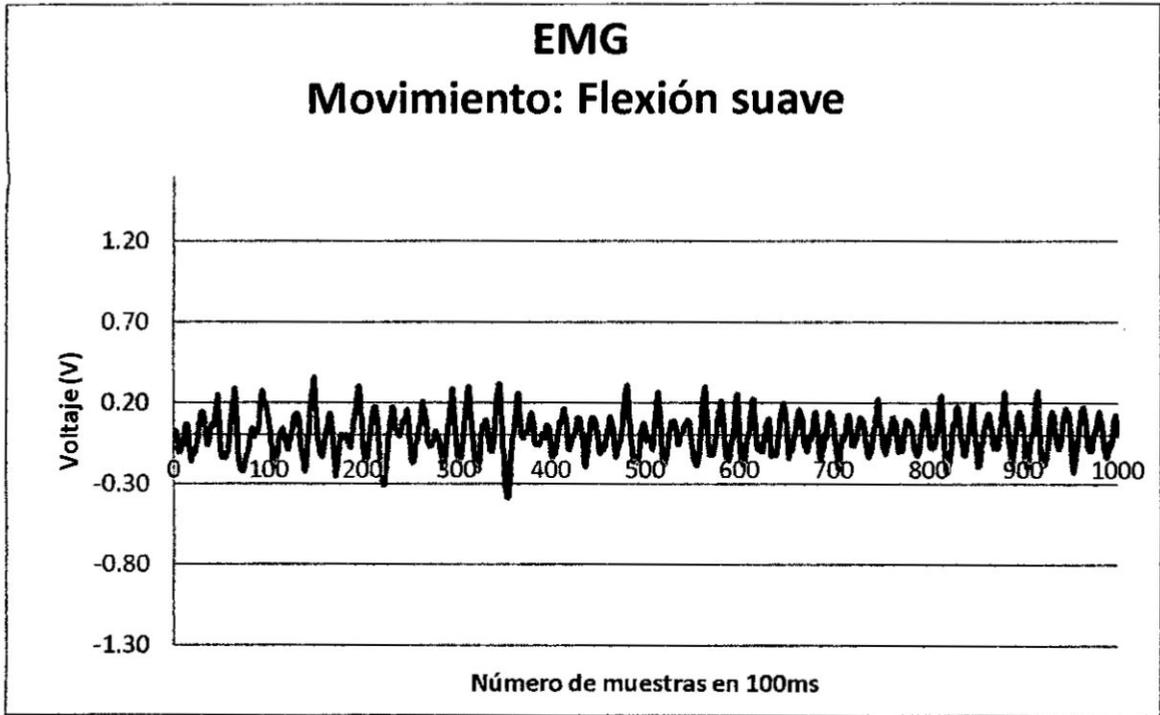


FIGURA 49

El registro corresponde al movimiento de flexión suave.

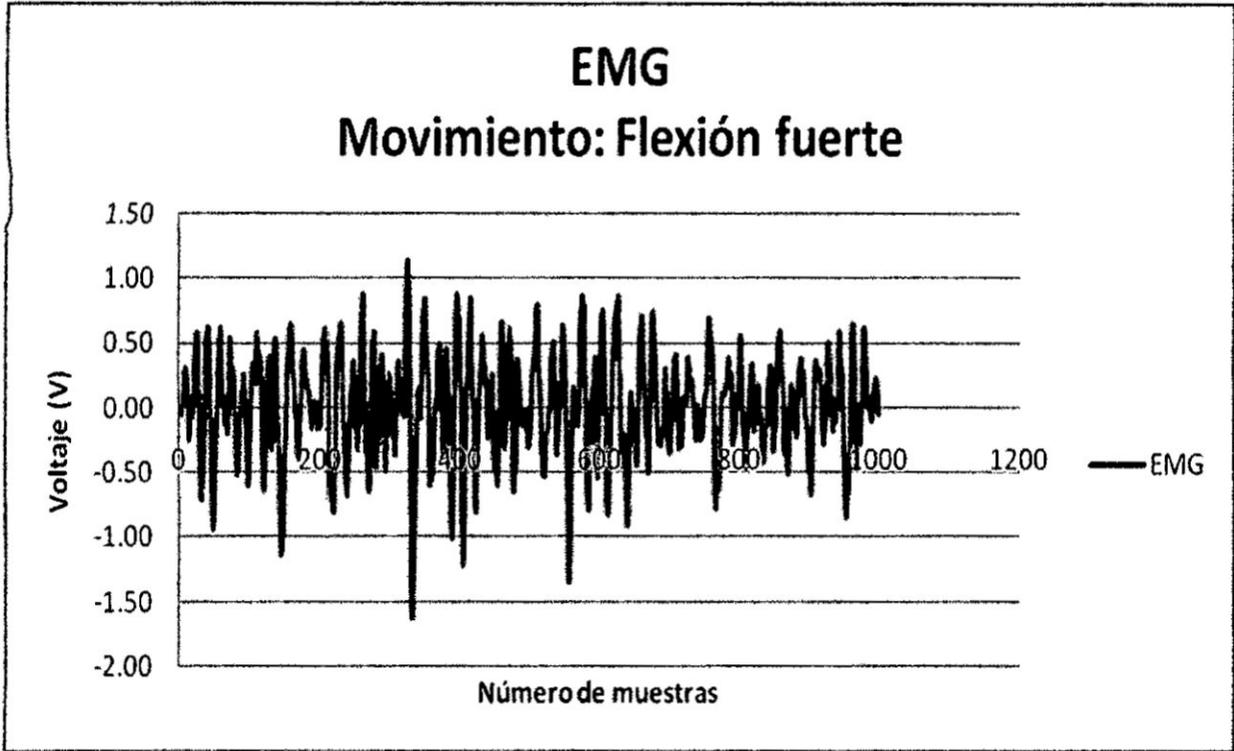


FIGURA 50

Movimiento de flexión fuerte.

V. RESULTADOS

La transmisión y el envío de datos puede ser modificado rápidamente para garantizar una comunicación fluida en el sistema electromiográfico.

Es necesario el uso del gel para aminorar la resistencia de la piel y se pueda hacer unos excelentes exámenes de las señales electromiográficas.

Se brindó un sistema para aminorar el ruido que tanto afecta al análisis de las señales electromiográficas.

Nuestros resultados son satisfactorios porque se cumplió a cabalidad lo propuesto.

Se concluyó que los electrodos de superficie dan buenos resultados.

VI. DISCUSION DE RESULTADOS

6.1 Contrastación de hipótesis con los resultados

Nuestro trabajo de investigación presenta un sistema de adquisición de señales Electromiograficas usando electrodos secos, los cuales resultan más convenientes que los electrodos desechables de Ag/AgCl debido a que pueden reutilizarse estos electrodos son capaces de captar las señales Electromiograficas sin mayor problema.

Se observó variaciones de las señales Electromiograficas, las cuales son dependientes de la posición, ubicación, tamaño y material de los electrodos con los que son registradas, de igual manera, estas señales ganan amplitud conforme se aplica más fuerza sobre el musculo en el cual se realiza el registro. El diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiograficas musculares que desarrollamos, funciono correctamente la transmisión de señales fue satisfactorio.

En este sentido cabe señalar que se cumplieron los objetivos de la hipótesis planteada ya que se logró la recepción de los datos usando un sistema de bajo costo

6.2 Contrastación de resultados con otros estudios similares

Se hizo un estudio de la empresa reconocida a nivel mundial como es la marca 3M. la idea principal se basa en el sistema de adquisición de señales Electromiograficas que sea capaz de adquirir información de los impulsos electricos de más de un músculo, es por esta razón que se optó por usar electrodos para monitorear un grupo muscular.

La empresa 3M fija en el grupo muscular del brazo los electrodos y son colocados sobre el músculo biceps y sobre el músculo triceps, esto con la intención de que se tengan varias respuestas o combinaciones de patrones de señales electromiograficos al ejecutar algun movimiento complejo, por ejemplo flexiones, estirar, o rotar el brazo para nuestro diseño, se uso componentes que sean faciles de conseguir.

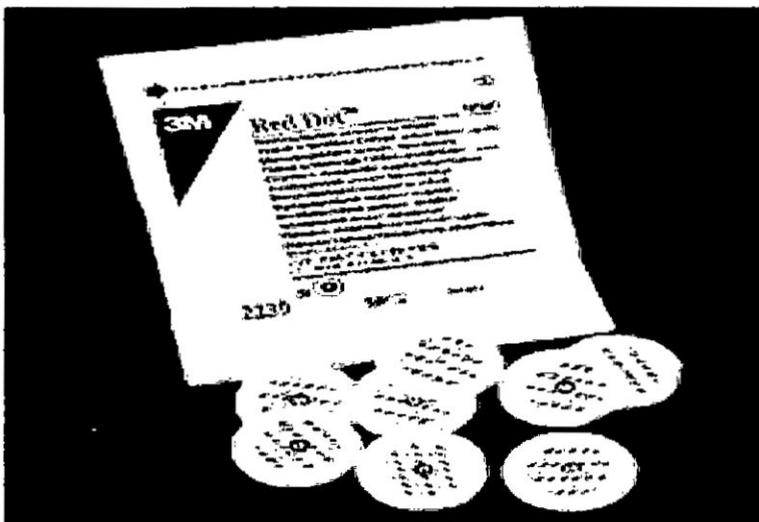


FIGURA 51
Electrodos de la marca 3M.

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

La duración del presente trabajo de investigación está programada para un periodo de 12 meses, considerando la labor del responsable y las consultas externas que se realizaran para tal efecto se han planteado el siguiente cronograma de actividades

Actividades a Realizar	MESES											
	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12
Análisis de la situación actual.	X	X	X									
Revisión de Material Bibliográfico.			X	X								
Análisis de ámbito de trabajo				X	X							
Diseño del sistema					X	X	X	X				
Elaboración del informe final.								X	X			
Presentación del informe final									X	X	X	

PRESUPUESTO

Recursos Propios

VII. CONCLUSIONES

Se cumplió con el objetivo de diseñar un sistema electrónico para evaluar las señales electromiográficas musculares.

Nuestro trabajo de tesis cumplió perfectamente las necesidades propias del mercado cuyo fin es de ayudar a prevenir lesiones musculares de zonas alejadas del país.

Hasta ahora se ha completado la adquisición de las señales Electromiográficas usando electrodos secos de superficie de Acero inoxidable y se construyó un dispositivo de registro de potenciales de acción muscular.

Estos datos pueden pasarse en el futuro posiblemente a una red neuronal para que sean aprendidos por este dispositivo, de esta forma un movimiento sería descrito por la actividad mioeléctrica de un par de músculos:

Tal es así como el movimiento de flexión, extensión se tendrá la información del músculo bíceps y tríceps.

Este sistema es la base para una posible aplicación en una prótesis inteligente, sin embargo su utilidad se podría extender a otros usos, tales como exoesqueletos robóticos, simulaciones en 3D para una interface de usuario teleoperado.

La meta final de este diseño a largo plazo es tener una prótesis inteligente que se adapte al usuario y no viceversa, haciendo más fácil el proceso de adaptación clínico y reduciendo el costo para que pueda estar al alcance de la mayoría de la población.

VIII. RECOMENDACIONES

Una de las recomendación para nuestro diseño es el de incluir una red de neurona artificial para culminar el sistema de reconocimiento de patrones.

Podemos cambiar los dispositivos pasivos como resistencia y capacitores por elementos de montaje superficial para minimizar el tamaño.

Es muy importante la limpieza de la piel antes de ejecutar cualquier examen de la señal electromiografica y fundamentalmente el uso del gel.

Se recomienda un ambiente con buena iluminación evitando la humedad y el polvo.

En el futuro, se pueden implementar filtros que sean de mayor orden o filtros digitales, con el fin de filtrar la señal lo más que se pueda y obtener una señal que contenga menor ruido, es decir, que posea una relación señal a ruido (SNR) mayor a la obtenida en este trabajo.

En la digitalización de las señales, se pueden usar conversores análogos digitales(ADC) que posean una mayor resolución y a la vez realicen la conversión a mayores velocidades, con el fin de obtener una cantidad mayor de puntos de información de las señales EMG.

En lo que respecta al software desarrollado, se puede desarrollar otro tipo de interfaz, de manera que este sea capaz de obtener una mayor cantidad de capturas por segundo, con el fin de perder menos información con relación a las señales EMG obtenidas.

Los electrodos de superficie, tanto los bipolares como el de referencia, deben ser siempre posicionados siguiendo las pautas brindadas por el SENIAM, de lo contrario podrían presentarse problemas al momento de adquirir las señales bioeléctricas y de esta manera el sistema podría no funcionar de la mejor manera.

Usar siempre un gel electrolítico entre el electrodo de superficie y la piel para que la conducción de las señales sea mayor y se pueda visualizar las señales bioeléctricas con una mejor calidad.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.-GARDNER ERNEST, M.D, Donard J Gray, M:S:, Ronan o Rahilly, M SC, (2006) **Anatomia Estudio por Regiones del Cuerpo Humano** . Editorial Alfa y Omega 2012.
- 2.-R.S. Khandpur, **Instrumentación Biomédica Tecnología y Aplicaciones** Editorial Mc Graw – Hill 2006.
- 3.-SALE D.G, **Neural Adaptation To Strength Tranining In P.V. Komi ed Strength and power in sport blakwell publishin** Editorial Oxford 1991.
- 4.-AKAY, Metin **Time frequency and wavelets in biomedical signal processing**. Editorial Oxford 1997.
- 5.-MESTHALY Diana T.S. **Control of digital imaging systers analysis and design**. Editorial Adison Wesley 1991.
- 6.-Franco Sergio ,**“Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analogicos”**Editorial alfa y omega 2014
- 7.-Gardner Ernest, M.D, Donald J. Gray, M.S, Ronan O´rahilly, M.Sc. **“Anatomia, estudio por regiones del cuerpo humano”**. Editorial Thompson 2015.
- 8.-Hermens, H. B. Frenks, **“SENIAM 5 : the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromiography** Editorial Limusa 2010
- 9.-R.SKhandpurR.S.**“Biomedical instrumentations.Technology and applications”**,Editorial MacGraw-Hill.2012

- 10.-Merletti, Roberto **“Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications”**. Editado por: Merletti, Roberto; Parker, Philip © 2004 John Wiley & Sons
- 11.-Moritani, T., and H. A. deVries, **“Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction,”** Editorial oxford 2012.
- 12.-Neuman, M. R. **“Biopotential Electrodes.”The Biomedical Engineering Handbook** Editorial Mc Graw hill 2000.
- 13.-Searle A. and L Kirkup **“A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes ”**. Departament of Applied Physics, university of technology, Sydney, Broadway 2007 Australia.
- 14.-Álvarez Fiallo Roger, Santos Anzorandia Carlos, Medina Herrera Esther. **Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico.** Rev Cubana Medicina 2006
- 15.-Fernández Juliana M, Acevedo Rubén C, Tabernig Carolina B. **Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente.** Editorial Limusa 2009.
- 16.-Romo Harold A., Realpe Judy C., Jojoa Pablo E. **Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano** Editorial Marcombo 2014.
- 17.-David Le Vay. **Anatomía y fisiología humana**, 2da Edición. Barcelona 2004
- 18.-Guyton Arthur C. **Tratado de Fisiología Médica.** Editorial Mc Graw-Hill Editorial Interamericana 2006.

19.-Cifuentes González Irving Aaron. **Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas.** Tesis para licenciado en Ingeniería en computación. Merida: Universidad autónoma de Yucatán 2010.

ANEXOS

MATRIZ DE CONSISTENCIA

Título: “DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRONICO PARA EVALUAR LAS SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS MUSCULARES”

Problemas	Objetivos	Hipótesis	Variable	Método
<p>1.2. Formulación del Problema</p> <p>¿Es posible el diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías musculares?</p>	<p>1.3.1 Objetivos General</p> <p>Diseñar un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías musculares.</p> <p>1.3.2. Objetivos Específicos</p> <p>Hacer un estudio del sistema muscular del cuerpo humano</p>	<p>Hipótesis</p> <p>3.3. Hipótesis General</p> <p>Con el diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías musculares se dan a conocer una herramienta de trabajo e investigación es posible reducir los costos tanto para médicos la vida útil de los equipos y estudiantes afines a esta carrera.</p>	<p>3.1 Variable de la Investigación</p> <p>En función del planteamiento del problema y de las interrogantes planteadas al problema y los antecedentes técnicos así como los objetivos generales y específicos se consideran las siguientes variables::</p> <p>Variables dependientes:</p> <p>Contracción muscular</p> <p>Elongación muscular</p> <p>Variable independiente:</p> <p>Señal eléctrica muscular</p>	<p>4.1 Tipo de Investigación</p> <p>La investigación desarrollada en la presente tesis según el nivel de profundidad es del tipo sustantivo descriptivo, cuyo propósito general es determinar la relación causal entre el diseño de un sistema electrónico.</p> <p>El diseño de un sistema electrónico para evaluar las señales electromiografías, las variables a controlar en tal sentido se analizará los músculos equitativamente.</p>

DIAGRAMA A BLOQUES DEL MÓDULO DE ELECTROMIOGRAFÍA

