

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Tesis previa a la obtención del Título de
Ingeniera Electrónica.

TÍTULO:

“OBTENCIÓN Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LAS
ARTICULACIONES TIBIOFEMORAL Y FEMOROROTULIANA APLICADA A LA
DETECCIÓN Y REHABILITACIÓN DE PROBLEMAS MUSCULARES EN EL
MOVIMIENTO DE LA RODILLA”

AUTORAS:

Elizabeth Viviana Cabrera Ávila.

Estefanía Isabel Montes Fernández.

DIRECTORA:

Ing. Ana Cecilia Villa Parra. Msc.

Cuenca, abril de 2012.

Los conceptos desarrollados, análisis realizados y las conclusiones del presente trabajo, son de exclusiva responsabilidad de las autoras.

Cuenca, abril de 2012.

Viviana Cabrera Ávila.

Estefanía Montes Fernández.

CERTIFICO

Que el presente proyecto de Tesis “Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femorrotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla”, realizado por las señoritas Elizabeth Viviana Cabrera Ávila y Estefanía Isabel Montes Fernández fue dirigido por mi persona.

Ing. Ana Cecilia Villa Parra. Msc.

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mi padre para quien la distancia no ha sido un impedimento en su afán de brindarme apoyo e incondicional amor, gracias a sus consejos y ejemplo de perseverancia he podido culminar con éxito la meta propuesta.

Viviana.

DEDICATORIA

A mi madre por darle sentido a mi vida, por ser mi guía en todo momento, por enseñarme a defender mis ideales siempre, y porque de alguna manera deseo que vea reflejado su esfuerzo y dedicación, en este triunfo que mas que mío, es de ella.

Estefanía.

AGRADECIMIENTO

A quienes han sido la razón de mi existir:

Gracias le doy a Dios por la vida y la sabiduría que Él
me da.

A mi Padre maravilloso quien a pesar de la distancia,
en ningún momento me ha dejado de apoyar, con su
inmenso amor y confianza me ha demostrado que no
hay barrera que la podamos juntos superar.

A mi madre, por su cuidado, preocupación constante y
sacrificado amor.

A mi tía quien ha sabido estar en los momentos más
difíciles de mi vida y sin cuya incondicional ayuda el
éxito de una etapa más de mi vida se habría dificultado.

A mi querida hermana por estar junto a mí siempre sin
importar las circunstancias adversas.

A Julio César un amigo incondicional que confió en mí
y supo encaminarme en el fascinante mundo de la
ingeniería, un verdadero ejemplo de perseverancia y
dedicación en pos del desarrollo académico de los
estudiantes salesianos.

Viviana.

AGRADECIMIENTO.

A mi padre por su preocupación, cuidados y protección, durante toda mi vida. A mi madre por hacer siempre evidente su gran amor hacia mí. A mis hermanas por ser mis mejores amigas y por todos los momentos de risas y alegrías que me han brindado. A Rafael, por su amor, comprensión y ayuda durante estos años de vida universitaria. A la Ing. Ana Cecilia Villa y al Dr. Pablo Peñaherrera por su valiosa contribución en el desarrollo de esta tesis.

Estefanía.

RESUMEN

Aproximadamente el 24% de las lesiones que sufren los deportistas son generadas en torno a la rodilla [1], en algunos de los casos se aplican únicamente tratamientos de rehabilitación, pero al ser la lesión más severa se procede a llevar a cabo una intervención quirúrgica. Se hace por tanto indispensable el inicio de un programa de rehabilitación que garantice el éxito de la misma mediante una ejercitación controlada de la musculatura que facilite una evaluación objetiva. Existen varios métodos para asistir una rehabilitación, uno de ellos se basa en una estructura que se anexa externamente a este miembro para conseguir modificaciones en aspectos funcionales o estructurales que impidan total o parcialmente la normal movilidad de un individuo, estos dispositivos son las órtesis de rodilla, conocidas por sus siglas como KO (Knee Orthosis). Los métodos para controlar procesos de rehabilitación generalmente suponen el control directo del fisioterapeuta en la selección de ángulos de flexión y extensión así como también el número de repeticiones a realizarse, considerando que este método resulta en ciertos casos un tanto subjetivo, se pretende mediante este proyecto diseñar una órtesis activa que permita realizar un control automatizado de los movimientos y número de repeticiones, garantizando de este modo una mayor precisión en las técnicas de rehabilitación permitiendo además al fisioterapeuta avalar su diagnóstico con el estudio electromiográfico a nivel de la rodilla.

El control de la rehabilitación se optimizará y significará un gran avance dentro del ámbito de la fisioterapia, puesto que en nuestro medio no contamos con un instrumento adecuado para este tipo de procedimientos cuyo costo resulte accesible para la población.

En el capítulo uno se presentan los conceptos estudiados para una comprensión del funcionamiento del sistema nervioso-muscular en la producción de movimientos, se expone la temática empleada en el diseño del hardware y otros factores que interfieren en la adquisición y procesamiento de la señal electromiográfica. En el capítulo dos se detalla el diseño del circuito empleado en la adquisición de la señal electromiográfica. En el capítulo tres, se describe el software utilizado para el procesamiento de la señal electromiográfica y el algoritmo empleado para la determinación del ángulo de flexión en la articulación tibiofemoral y femororotuliana. En el capítulo cuatro, se muestran los resultados obtenidos con el prototipo y el análisis de los mismos, además se determina una aplicación de este instrumento para el control de una órtesis de rodilla activa. Finalmente se presentan conclusiones, recomendaciones, y se mencionan posibles trabajos futuros.

OBJETIVOS

- Investigar la anatomía muscular de las articulaciones que conforman la rodilla (articulaciones tibiofemoral y femororotuliana).
- Obtener las señales electromiográficas de los músculos que intervienen en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.
- Procesar las señales para el control de una órtesis de rodilla que asista la rehabilitación de la articulación de manera automática.
- Diseñar un interface gráfica para la visualización de la señal electromiográfica y el ángulo de giro en la articulación tibiofemoral y femororotuliana.

Índice general

1. Fundamentos	12
1.1. Introducción	12
1.2. Revisión básica del sistema neuromuscular	12
1.2.1. Fibras musculares y fibras nerviosas	13
1.2.2. Unidad motora	14
1.2.3. Placa motora	15
1.2.4. La bomba sodio potasio	16
1.2.5. El potencial de acción	16
1.3. Señal electromiográfica	17
1.3.1. Características de un potencial de acción de unidad motora	17
1.4. Anatomía y biomecánica de la rodilla	18
1.4.1. Sistemas musculares de la rodilla	18
1.4.1.1. Músculos extensores de la rodilla	18
1.4.1.2. Músculos flexores de la rodilla	19
1.4.2. Movimientos de la rodilla	20
1.4.2.1. Movimiento de extensión	20
1.4.2.2. Movimiento de flexión	21
1.5. Fundamentos de electrónica	22
1.5.1. El amplificador operacional	22
1.5.1.1. Seguidor de tensión	22
1.5.1.2. Amplificador no inversor	23
1.5.1.3. Filtros	23
1.5.1.4. Circuito de pierna derecha	24

1.5.2.	El amplificador de instrumentación	24
1.5.2.1.	El amplificador de instrumentación AD620	26
1.5.3.	Electrodos	27
1.6.	Consideraciones generales	28
1.6.1.	Ruido eléctrico	28
1.6.1.1.	Ruido de componentes electrónicos	28
1.6.1.2.	Ruido ambiental	28
1.6.1.3.	Artefactos en movimiento	28
1.6.1.4.	Inestabilidad de la señal	29
1.6.2.	Tejido subcutáneo	29
1.7.	Terapias de Rehabilitación	29
1.8.	Principios de Redes Neuronales	30
1.8.1.	Redes neuronales multicapa	31
1.8.1.1.	Redes unidireccionales (redes con conexiones hacia adelante)	32
1.8.1.2.	Redes bidireccionales (redes con conexiones hacia adelante y atrás)	32
1.8.1.3.	Retro propagación del error	32
2.	Descripción del hardware	34
2.1.	Procesamiento de la señal	34
2.1.1.	Etapa de adquisición	34
2.1.2.	Etapa de pre amplificación	35
2.1.3.	Etapa de amplificación inicial	36
2.1.4.	Filtrado	37
2.1.5.	Circuito de pierna derecha	38
2.1.6.	Etapa de amplificación final	38
2.1.7.	Adquisición de la señal	39
2.2.	Implementación del hardware	40
2.3.	Normas de seguridad	41
2.3.1.	Consideraciones de diseño de la AAMI	41

2.3.1.1.	Ancho de banda	41
2.3.1.2.	Impedancia de ingreso	42
2.3.1.3.	Detalle de ganancias del equipo	42
2.3.1.4.	Factor de rechazo a modo común	42
2.3.1.5.	Detalle del rango dinámico de adquisición	42
2.3.1.6.	Protección del paciente	42
3.	Diseño del Software	44
3.1.	Calibración de la señal	44
3.2.	Electromiografía para determinación del estado muscular	45
3.3.	Electromiografía aplicada a la determinación del ángulo de giro de la articulación tibiofemoral y femororotuliana en rehabilitación	47
3.3.1.	Rectificación de onda completa	47
3.3.2.	Suavizado de la señal	47
3.3.2.1.	Promedio móvil	48
3.3.2.2.	Valor cuadrático medio	48
3.3.3.	Frecuencia de la potencia media	48
3.4.	Protocolo de adquisición de señales	49
3.4.1.	Consideraciones para la colocación de electrodos	49
3.4.2.	Posicionamiento de los electrodos en los músculos de la extremidad inferior	50
3.4.3.	Protocolo de adquisición de datos para entrenar la red neuronal	54
3.4.3.1.	Posición del paciente	54
3.4.3.2.	Posición del goniómetro	55
3.4.3.3.	Determinación de los músculos a examinarse	55
3.5.	Programación del algoritmo con redes neuronales	56
4.	Resultados y Análisis	59
4.1.	Protocolo de pruebas para verificación del funcionamiento del sensor electromiográfico	64
4.2.	Análisis de los resultados obtenidos	64

4.2.1. Distribución de frecuencias	64
4.2.2. Precisión en las mediciones	66
4.2.3. Cálculo de confiabilidad mediante coeficiente	67
4.2.4. Cálculo de la validez	68
4.3. Aplicación al control de una órtesis de rodilla activa	69

Bibliografía	90
---------------------	-----------

Índice de figuras

1.1. (a) Sistemas Nervioso (b) Sistema Muscular	13
1.2. (a) Partes de la neurona (b) El potencial de acción: bases iónicas	14
1.3. Unidad motora	14
1.4. Unión neuromuscular	15
1.5. Bomba K-Na	16
1.6. Potencial de acción de unidad motora	17
1.7. Músculos extensores de la rodilla	19
1.8. Músculos Flexores de la rodilla	19
1.9. Movimiento de hiperextensión	20
1.10. Movimiento de extensión de la rodilla activa o relativa	21
1.11. (a) Flexión activa de la rodilla con flexión previa de la cadera (b) Flexión activa de la rodilla con extensión de la cadera	21
1.12. Flexión pasiva de la rodilla	22
1.13. Configuración AMP-OP como seguidor de tensión	23
1.14. Configuración AMP-OP como amplificador no inversor	23
1.15. Filtro	24
1.16. Circuito de pierna derecha	24
1.17. Componentes amplificador de instrumentación	25
1.18. Amplificador de instrumentación AD620	26
1.19. Electrodo superficiales de Ag-AgCl	27
1.20. Influencia del tejido subcutáneo	29
1.21. Rehabilitación cuádriceps	30
1.22. Estructura de una red neuronal multicapa	31

1.23. Topología de una red con conexiones hacia adelante	32
1.24. Topología de una red con conexiones hacia adelante y hacia atrás	32
2.1. Acople de impedancias	35
2.2. Etapa de preamplificación	36
2.3. Etapa de amplificación	36
2.4. Etapa de filtrado (pasa alto)	37
2.5. Etapa de filtrado (pasa bajo)	38
2.6. Circuito de pierna derecha	38
2.7. Etapa de amplificación final	39
2.8. Panel frontal	40
2.9. Panel posterior	40
3.1. Señal EMG, valores entre -10 y 10 voltios	44
3.2. Señal electromiográfica obtenida en una contracción débil del músculo vasto lateral	46
3.3. Señal EMG rectificadas	47
3.4. Señal EMG rectificadas y aplicadas el promedio móvil	48
3.5. Señal EMG rectificadas y aplicadas el RMS	48
3.6. Líneas de referencia para músculos del cuádriceps	51
3.7. Posición longitudinal del electrodo del músculo vasto medio	52
3.8. Ángulos que definen la orientación de los electrodos: a) γ para el recto femoral b) α para el vasto lateral y β para el vasto medio c) Ejemplo para el VL	52
3.9. Posición de los electrodos para adquisición de la señal EMG del bíceps femoral	53
3.10. Ubicación de electrodos para adquisición de la señal EMG del gastrocnemio lateral	53
3.11. Goniómetro analógico	54
3.12. Captura de Datos - Diagrama de bloques	55
3.13. Ubicación del goniómetro en la extremidad inferior	55
3.14. Arquitectura de la red multicapa implementada	57

3.15. Gráfica de valores: (a) esperados (b) obtenidos	57
3.16. Diagrama de bloques para cargar la red	58
4.1. Interfaz presentada al usuario	61
4.2. Distribución de frecuencias para 0°	65
4.3. Distribución de frecuencias para 40°	65
4.4. Distribución de frecuencias para 60°	66
4.5. Distribución de frecuencias para 90°	66
4.6. Distribución de frecuencias para 110°	67

Capítulo 1

Fundamentos

1.1. Introducción

En este capítulo se analizarán aspectos básicos de anatomía y fisiología muscular que resultan necesarios conocer para un adecuado análisis de la señal electromiográfica (EMG). Inicialmente se expondrá una revisión del sistema neuromuscular, se explicará la estructura de la unidad motora, y la participación de las fibras musculares en la producción del movimiento, se analizarán los movimientos que se realizan en torno a la articulación de la rodilla respecto al plano sagital y los músculos que hacen posible cada uno de estos. Además se presentan los fundamentos para el diseño del circuito de procesamiento de señales electromiográficas.

1.2. Revisión básica del sistema neuromuscular

El sistema neuromuscular comprende el sistema nervioso (figura 1.1.a) y el sistema musculo-esquelético (figura 1.1.b), estos sistemas trabajan en cooperación principalmente para la producción de movimientos a partir de la recepción de un estímulo. El sistema nervioso facilita un trabajo armonioso entre el esqueleto, articulaciones y músculos para la generación de movimiento. Formado por el cerebro, la espina dorsal y los nervios es el encargado de captar y procesar rápidamente las señales ejerciendo control y coordinación sobre los demás órganos. El sistema muscular, compuesto por más de 600 músculos genera movimiento en el cuerpo siendo este, de tipo voluntario o involuntario, contribuye además a proporcionar estabilidad. Se controla todo este sistema a través del sistema nervioso, aunque algunos músculos (ej. cardíaco) funcionan de manera autónoma [2, 3].

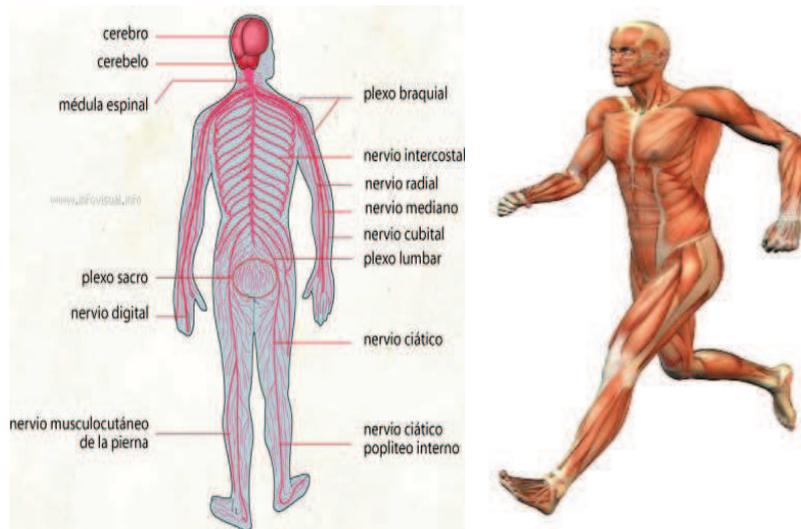


Figura 1.1 (a) Sistemas Nervioso (b) Sistema Muscular [4, 5]

1.2.1. Fibras musculares y fibras nerviosas

La fisiología muscular depende directamente de la excitabilidad de las fibras musculares ocasionada por el control neural. Propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las células musculares) y su semipermeabilidad logran producir este fenómeno. El equilibrio iónico entre el interior y exterior de la célula muscular forma una diferencia de potencial en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente entre -80 mV y -90 mV cuando no existe contracción). Esta diferencia de potencial se mantiene por procesos fisiológicos (bomba de iones) y se traduce en una carga negativa intracelular respecto a la superficie externa. La activación de una célula alfa-motora de asta anterior (inducido por el sistema nervioso central o reflejo) se convierte en la conducción de la excitación a través del nervio motor. Después de la liberación de sustancias transmisoras en las placas terminales motoras, un potencial de placa terminal se forma en las fibras musculares inervadas por esta unidad motora. Las características de difusión de la membrana de la fibra muscular son ligeramente modificadas por iones de sodio que ingresan. Esto causa una despolarización de la membrana que es inmediatamente restaurada por un intercambio, la repolarización [5].

Gran parte de las células nerviosas tienen prolongaciones extensas (axones), lo que permite la conducción de impulsos eléctricos a lo largo de todo el cuerpo (figura 1.2.a). Los axones se estimulan por presión, calor, factores químicos o choques eléctricos para lograr producir un potencial de acción. Al existir estimulación que llega desde el medio ambiente, inicia una rápida sucesión de potenciales de acción o un tren de pulsos ya sean de baja o de alta frecuencia. Dependiendo del tipo de nervio la velocidad de propagación varía entre 1 m/s y 100 m/s. Durante el

cambio de potencial los iones de sodio penetran al axón y los iones de potasio salen de él, pero las concentraciones se restablecen rápidamente (figura 1.2.b). El potencial de acción se propaga a lo largo del axón debido al ingreso y egreso de estos iones.

Una fibra de músculo estriado está rodeada por una membrana delgada con un potencial de reposo cercano al de la fibra nerviosa; cuando un impulso llega a esta fibra, ésta se contrae y propaga un potencial de acción. Los nervios y los músculos son conocidos como tejidos excitables debido a que en ellos se detectan fácilmente cambios de potencial eléctrico [6, 7, 8].

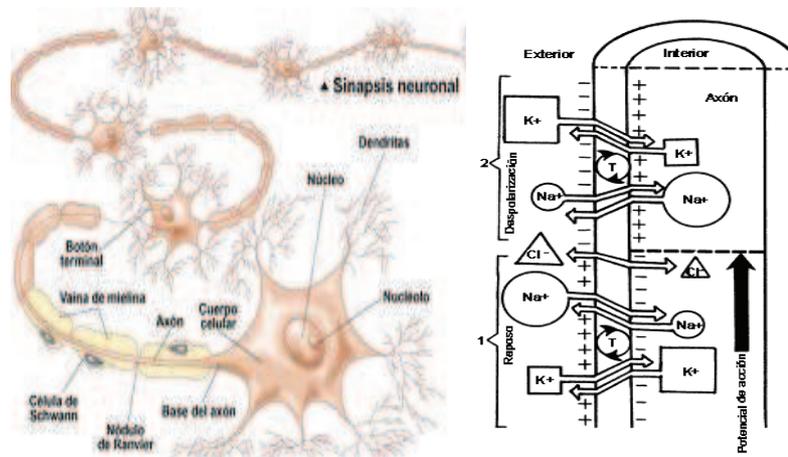


Figura 1.2 (a) Partes de la neurona (b) El potencial de acción: bases iónicas [9, 10]

1.2.2. Unidad motora

La unidad funcional más pequeña que describe el control del proceso de contracción muscular es llamado unidad motora (figura 1.3), está compuesta por:

- Cuerpo celular y dendritas de una neurona motora
- Las múltiples ramificaciones del axón
- Las fibras musculares inervadas por el axón y sus ramas

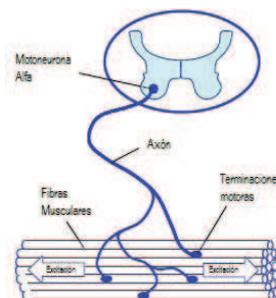


Figura 1.3 Unidad motora [6]

La unidad motora puede contener desde unas pocas fibras musculares (en el músculo laríngeo) a varios de cientos (en los músculos gemelos). Una regla general establece que mientras menor cantidad de fibras musculares sean inervadas por una misma neurona se conseguirá mayor precisión en el movimiento. Las fibras musculares que pertenecen a una misma unidad motora no se encuentran a distancias muy cercanas entre ellas; se encuentran esparcidos en un área pequeña del músculo y se mezclan con fibras de otras unidades motoras. El potencial de acción de unidad motora es el campo eléctrico generado por fibras musculares que pertenecen a una unidad motora. Comúnmente, las fibras musculares pertenecientes a una misma unidad motora se despolarizan y repolarizan de modo sincrónico [5, 8, 11].

1.2.3. Placa motora

El nervio hace que se active el músculo estriado, a través del estímulo que llega a la unión neuromuscular denominada placa motora. La placa motora está constituida principalmente por la terminación de una fibra nerviosa motora, la cual se introduce dentro del vientre de un músculo estriado (no existe en el músculo liso ni en el cardíaco). La fibra nerviosa va acompañada por una vaina de Schwann y al ingresar al interior del sarcolema del músculo estriado, se ensancha en un bulbo sináptico que presenta abundantes mitocondrias (suministradores de energía celular) y vesículas con neurotransmisor acetilcolina. Posteriormente, se tiene la hendidura donde cae el neurotransmisor y enseguida se encuentra la superficie del tejido muscular que recibe la acetilcolina (ACh) (figura 1.4).

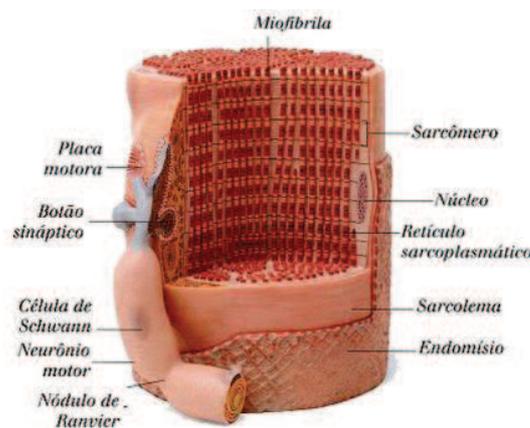


Figura 1.4 Unión neuromuscular [10]

1.2.4. La bomba sodio potasio

La transmisión de impulsos en las células se basa en el funcionamiento de la bomba sodio-potasio. La bomba Na-K desplaza tres iones de sodio hacia el exterior de la membrana por cada dos iones de potasio que desplaza hacia el interior (figura 1.5), es decir transporta carga positiva desde el interior hacia el exterior en cada ciclo de bombeo. Esto genera positividad en el exterior de la célula aunque deja un déficit de iones positivos en el interior, lo que significa la producción de negatividad en el interior. Por tanto la bomba sodio potasio es electrógena, porque genera un potencial eléctrico a través de la membrana celular [3].

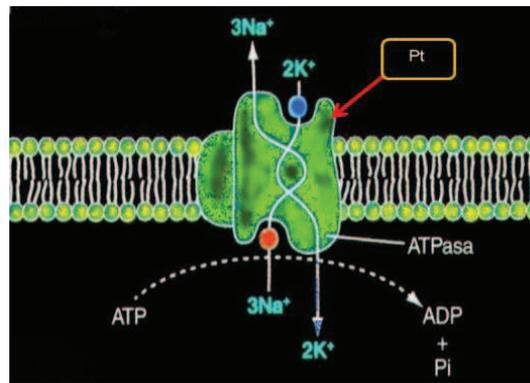


Figura 1.5 Bomba K-Na [6]

1.2.5. El potencial de acción

El registro de los cambios producidos por la descarga de fibras musculares de una determinada unidad motora se conoce como potencial de acción de unidad motora (PAUM). En condiciones normales, la amplitud media de un PAUM está entre 0.5mV y su duración es de 8 a 14 ms dependiendo del tamaño de la UM. Como se ha descrito anteriormente, la diferencia de potencial que se presenta en la fibra muscular es producida por la bomba de iones en el interior y exterior de la célula. Si la afluencia de sodio excede un cierto nivel de umbral, la despolarización de la membrana causa un potencial de acción que rápidamente cambia de -80mV a +30mV. Este es una explosión eléctrica que es inmediatamente restituido por la fase de repolarización y seguida por un periodo de hiperpolarización posterior de la membrana. Iniciando desde las placas terminales motoras, el potencial de acción se distribuye a lo largo de las fibras musculares en ambas direcciones y dentro de la fibra muscular siguiendo un sistema tubular. Esta excitación conduce a la liberación de iones de calcio en el espacio intracelular.

Después de la excitación inicial, esta zona se desplaza por la fibra muscular a una velocidad de 2-6m/s y pasa al electrodo. El ciclo de polarización y repolarización

forma una onda de despolarización o dipolo eléctrico que viaja a través de la superficie de las fibras musculares (figura 1.3).

1.3. Señal electromiográfica

Las señales electromiográficas son señales eléctricas producidas al existir contracción o relajación en un músculo; estas señales han sido utilizadas durante varios años con distintos propósitos, uno de ellos es la biomedicina que mediante la determinación del tiempo de activación del músculo, la estimación de la fuerza producida por la contracción muscular y la obtención de índices de fatiga muscular es capaz de aportar información significativa a la determinación de un adecuado programa de rehabilitación de pacientes.

Una señal electromiográfica se compone esencialmente de la superposición de potenciales de acción de varias unidades motoras (PAUMs). Para realizar un análisis de una señal de este tipo se requiere descomponerla en potenciales de acción unitarios.

1.3.1. Características de un potencial de acción de unidad motora

En la señal emitida por el potencial de acción de unidad motora (figura 1.6) se distinguen cuatro características: amplitud, duración, número de fases y tiempo de subida.

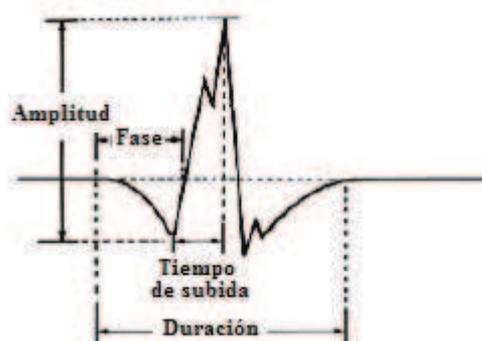


Figura 1.6 Potencial de acción de unidad motora [5]

Para la medición se considera la amplitud de pico a pico, la duración de la primera deflexión de la línea base al último retorno a ella, el número de fases considerando el número de veces que los componentes de los potenciales de unidad motora cruzan la línea base más uno, y el tiempo de subida como el transcurrido entre

el pico de la inicial positiva (hacia abajo) y el pico más alto de la parte negativa [12].

1.4. Anatomía y biomecánica de la rodilla

1.4.1. Sistemas musculares de la rodilla

La rodilla se encuentra formada por tres grupos de músculos: extensores, flexores y rotadores. Los músculos flexores de la rodilla cumplen también la función de rotadores.

1.4.1.1. Músculos extensores de la rodilla

Los músculos que conforman el cuádriceps crural son los que desempeñan la función extensora de la rodilla. Es un grupo muscular potente cuya superficie de sección fisiológica promedio es de 148 cm^2 , en un trayecto de 8 cm le confiere una potencia de trabajo de 42 Kgm, ya que en su accionar debe vencer a la gravedad es tres veces más potente que los músculos flexores. El cuádriceps es formado por cuatro grupos musculares (figura 1.7):

- Tres músculos monoarticulares: el crural (1), el vasto externo (2), y el vasto interno (3)
- Un músculo biarticular: el recto anterior (4)

Los músculos monoarticulares únicamente son extensores de la rodilla. El vasto interno es más potente que el externo, está destinado a oponerse a la tendencia de la rótula a luxarse hacia afuera. Normalmente la contracción equilibrada de los vastos genera una fuerza resultante dirigida hacia arriba en el eje del muslo, pero si uno de los vastos predomina sobre el otro la rótula puede escapar en la dirección del más potente.

El recto anterior no ejerce más que la quinta parte de la fuerza total de cuádriceps pero su importancia radica en su carácter biarticular. Es un músculo flexor de la cadera y extensor de la rodilla, por lo que la eficiencia como extensor de la rodilla depende de la posición de la cadera y su papel de flexor de la cadera es subordinado a la posición de la cadera.

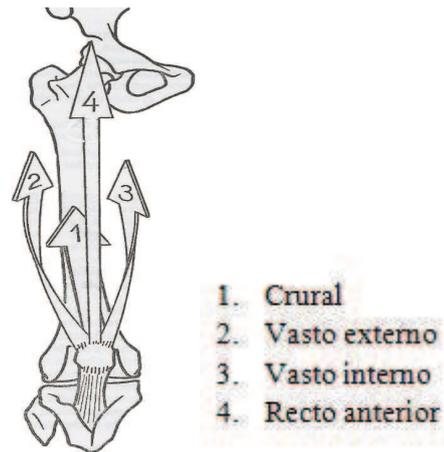


Figura 1.7 Músculos extensores de la rodilla [11]

1.4.1.2. Músculos flexores de la rodilla

Este grupo muscular se encuentra ubicado en la parte posterior del muslo, lo conforman los músculos isquiotibiales: bíceps femoral (1), semitendinoso (2), semimembranoso (3), los músculos de la pata ganso: recto interno (4), sartorio (5), y el semitendinoso (pertenece también al grupo isquiotibial), el poplíteo y los gemelos (6 y 7) (también considerados extensores del tobillo) (figura 1.8).

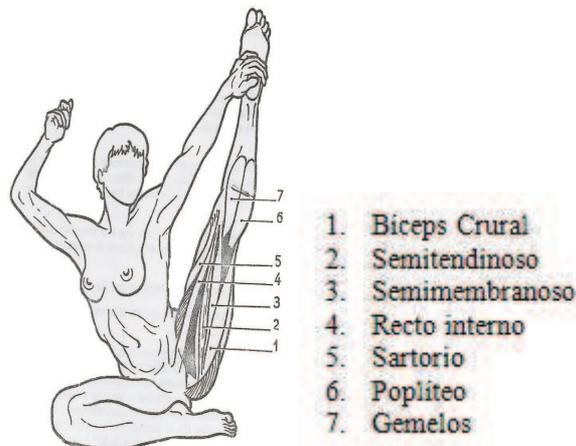


Figura 1.8 Músculos Flexores de la rodilla [11]

Los músculos isquiotibiales intervienen tanto en la extensión de la cadera como en la flexión de la rodilla, es por eso que su accionar en la rodilla se ve condicionado por la posición de la cadera. La tensión de los músculos isquiotibiales por flexión de la cadera aumenta la eficiencia de estos músculos como flexores de la rodilla, de forma inversa la extensión de la rodilla favorece la acción de extensión de la cadera debido a los isquiotibiales. El sartorio a más de formar parte del grupo flexor de la rodilla es abductor y rotador externo de la cadera. El recto anterior es considerado principalmente como abductor, de modo accesorio flexor de la

cadera a la vez que se desempeña como flexor de la rodilla y uno de sus rotadores internos. Lo potencial global del grupo flexor de la rodilla es de 15 Kgm, un poco más del tercio del presentado por el grupo muscular del cuádriceps.

1.4.2. Movimientos de la rodilla

En el plano sagital, la articulación de la rodilla desempeña principalmente el movimiento de flexión-extensión que le permite acercar o alejar cierto ángulo el extremo del miembro a su raíz, es decir, controlar la distancia que existe en el suelo y el cuerpo. La posición de referencia a partir de la que se mide este movimiento es el eje de la pierna que está situado en la prolongación del eje del muslo [11].

1.4.2.1. Movimiento de extensión

Es el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. En la posición de referencia ya existe un estiramiento máximo del miembro inferior, sin embargo puede generarse una flexión de 5° a 10° (medida a partir del eje de referencia) conocida como hiperextensión (figura 1.9).

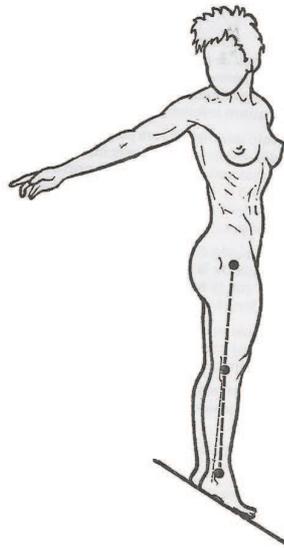


Figura 1.9 Movimiento de hiperextensión [11]

La extensión de la rodilla puede ser activa o relativa. La extensión activa no suele sobrepasar la posición de referencia, este suceso depende de la posición de extensión de la cadera; la extensión del recto anterior (figura 1.7, 4) aumenta con la extensión de la cadera (figura 1.10, pierna derecha). La extensión relativa permite completar la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición de flexión, está presente durante la marcha (figura 1.10, pierna izquierda) [11].

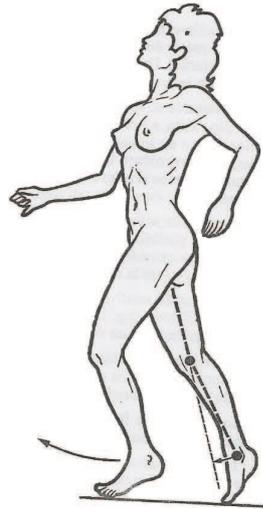


Figura 1.10 Movimiento de extensión de la rodilla activa o relativa [11]

1.4.2.2. Movimiento de flexión

Este movimiento hace posible que se reduzca la distancia entre la parte posterior del muslo y de la pierna. A partir de la posición de referencia existen movimientos de flexión absoluta y de flexiones relativas considerando todas las posiciones en flexión. La posición en la que se encuentra la cadera influye en el ángulo de flexión de la rodilla.

Se presenta una flexión activa de 140° en el caso de que la cadera se encuentre en flexión previa (figura 1.11.a) y de 120° cuando la posición de la cadera es de extensión (figura 1.11.b)

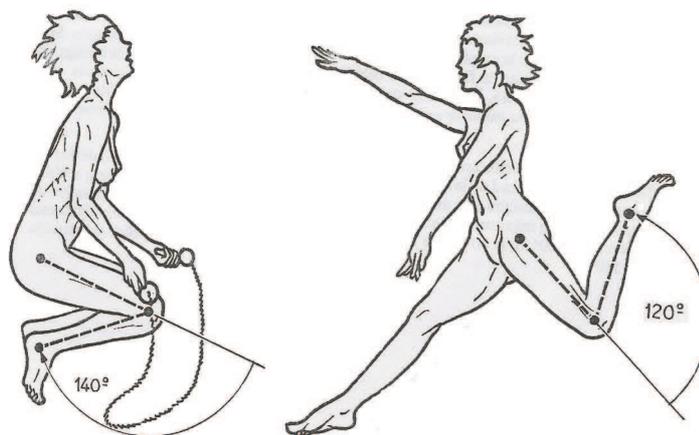


Figura 1.11 (a) Flexión activa de la rodilla con flexión previa de la cadera (b) Flexión activa de la rodilla con extensión de la cadera [11]

La flexión pasiva genera que el talón entre en contacto con la nalga, la amplitud de este movimiento es de 160° (figura 1.12). Suele ser empleado para compro-

bar la libertad de flexión de la articulación de la rodilla, normalmente solo es limitado por el contacto de las masas musculares de la pantorrilla y el muslo; cuando se evidencia alteraciones patológicas la flexión pasiva queda limitada por la retracción del sistema muscular extensor o por las retracciones capsulares [11].

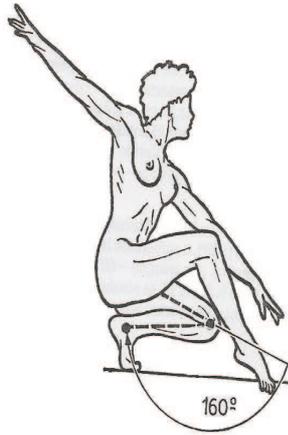


Figura 1.12 Flexión pasiva de la rodilla [11]

1.5. Fundamentos de electrónica

1.5.1. El amplificador operacional

Es un circuito electrónico que tiene dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor de ganancia, para el cálculo de la tensión de salida se utiliza la ecuación 1.1.

$$V_{out} = G \times (V_+ - V_-) \quad (1.1)$$

En este proyecto se han utilizado el amplificador operacional TL084 [13] en cuatro configuraciones.

1.5.1.1. Seguidor de tensión

En esta configuración la salida y la entrada inversora están directamente conectadas. Un seguidor de voltaje es un circuito cuya ganancia es uno, presenta ciertas características que lo hacen útil principalmente para el acople de impedancias. Posee alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, amplio ancho de banda y rápida respuesta (figura 1.13).

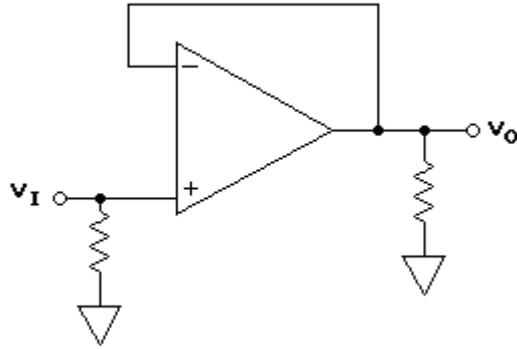


Figura 1.13 Configuración AMP-OP como seguidor de tensión [14]

1.5.1.2. Amplificador no inversor

Es un amplificador operacional en configuración lazo cerrado (figura 1.14), que se retroalimenta a través de R2, aplicada al terminal inversor del op amp. La señal de entrada se aplica a la terminal no inversora. En esta configuración tanto el voltaje de entrada como el de salida tienen la misma polaridad. La ganancia (AV) del circuito se determina por la ecuación 1.2.

$$AV = 1 + \left(\frac{R2}{R1} \right) \quad (1.2)$$

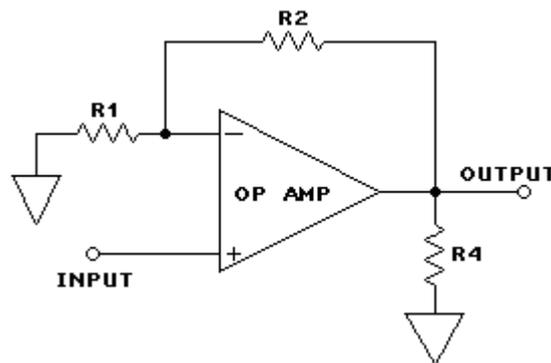


Figura 1.14 Configuración AMP-OP como amplificador no inversor [14]

1.5.1.3. Filtros

Un filtro analógico es un elemento que discrimina una determinada frecuencia o gama de frecuencias de una señal eléctrica que pasa a través de él, pudiendo modificar tanto su amplitud como su fase. Para el tratamiento de señales electro-miográficas se diseñará un filtro activo pasa bandas, cuyas frecuencias de corte sean 20 Hz y 500 Hz. El esquema de un filtro se presenta en la figura 1.15, generalmente se impone un valor de capacitancia y se calcula la resistencia, para lo cual se aplica la ecuación 1.4.

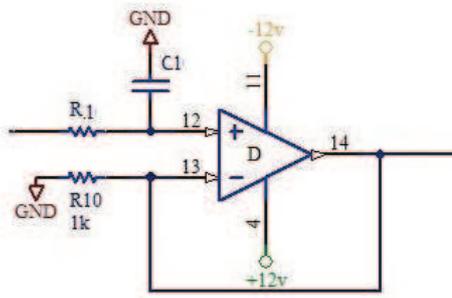


Figura 1.15 Filtro

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1.3)$$

$$R = \frac{1}{2\pi \times C \times f} \quad (1.4)$$

1.5.1.4. Circuito de pierna derecha

El circuito de pierna derecha se utiliza comúnmente en equipos médicos (ECG, EMG, EEG) para atenuar la interferencia en modo común. Estos equipos requieren realizar mediciones de señales cuyas amplitudes son menores a 1 mV, por lo que el ruido producido por diversas fuentes afecta a las mediciones. En la figura 1.16, se presenta el diagrama del circuito de pierna derecha recomendado por el fabricante [15].

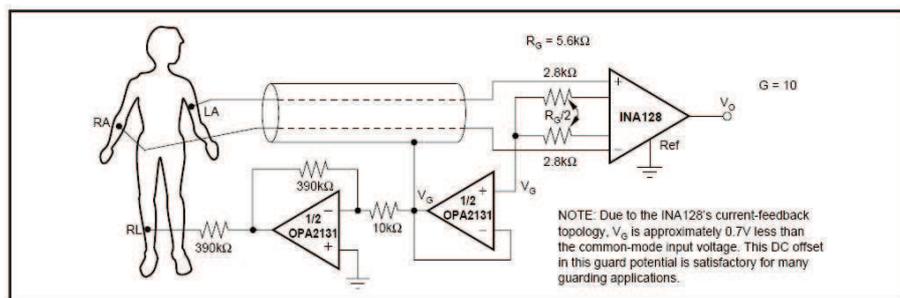


Figura 1.16 Circuito de pierna derecha [15]

1.5.2. El amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es un circuito que contiene tres amplificadores operacionales (amplificadores aislador y diferencial básico) y siete resistencias como se observa en la figura 1.17.

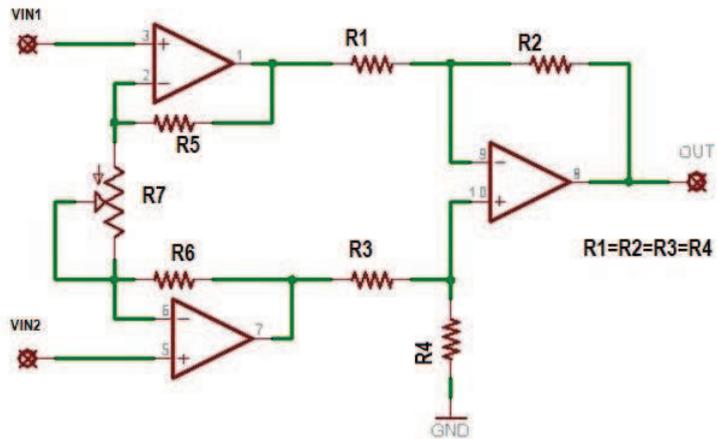


Figura 1.17 Componentes amplificador de instrumentación [16]

El amplificador de instrumentación posee cuatro resistencias de igual valor, con lo que se consigue una amplificación diferencial de ganancia unitaria. En un amplificador de este tipo la ganancia se define por una resistencia determinada por la ecuación 1.5.

$$\frac{V_{out}}{V_{in2} - V_{in1}} = 1 + \frac{2}{a} \quad (1.5)$$

Donde:

$$a = \frac{R_7}{R} \quad (1.6)$$

y

$$R = R_5 = R_6 \quad (1.7)$$

Se determina entonces que para cambiar la ganancia del amplificador se deberá variar la resistencia R , con lo que el voltaje de salida del circuito será la diferencia de los voltajes de entrada multiplicada por la ganancia.

Características del amplificador de instrumentación

- Impedancia de entrada de $300 \text{ M}\Omega$
- Ganancia de voltaje establecida únicamente por una resistencia
- Los valores de resistencia de entrada son muy altos, por lo que no existe un cambio al variar la resistencia

- El voltaje de salida V_{out} depende únicamente de la diferencia existente entre V_{in1} y V_{in2}
- Excelente CMRR de más de 100 decibeles

1.5.2.1. El amplificador de instrumentación AD620

Para implementar un amplificador de instrumentación con componentes discretos, resulta complicado conseguir los valores exactos que se necesita para conseguir una amplificación diferencial precisa. El AD620 [17], es un encapsulado que contiene componentes con valores casi completamente exactos en su constitución. Presenta las características siguientes:

- La ganancia de voltaje es de 1 a 10,000 y se determina por una única resistencia
- Opera con voltajes BIPOLARES de +- 2.3 a +- 18 volts
- Disponible en empaquetado de 8 pines
- Consumo de 1.3 mA
- El desempeño en DC es excelente ya que solo tiene un máximo de 50 uV de offset
- Tienen un alto rechazo en modo común CMRR [17]

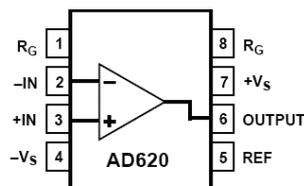


Figura 1.18 Amplificador de instrumentación AD620 [17]

En la figura 1.18 se presenta el diagrama de terminales correspondiente a un amplificador de instrumentación donde la salida está dada por la ecuación 1.8.

$$V_o = AV(V_{+IN} - V_{-IN}) \quad (1.8)$$

Donde:

- El voltaje de entrada es el voltaje diferencial entre las terminales $-IN$ y $+IN$

- La ganancia AV está dada por la ecuación 1.9

$$AV = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (1.9)$$

1.5.3. Electrodo

Los electrodos son transductores (dispositivos capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida) encargados de llevar a cabo 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. Existen principalmente dos tipos de electrodos con los que se detectan las señales EMG, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos. Los electrodos de superficie son colocados en la piel y son capaces de tomar registros poblacionales 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 [18, 19].

Los electrodos superficiales pueden ser secos o encontrarse humedecidos por un gel conductor. Los nombrados inicialmente hacen que la impedancia entre la piel y el electrodo sea elevada, por lo que es indispensable que una etapa preamplificadora se sitúe cerca de los electrodos. Los electrodos húmedos poseen un gel que mejora la conductividad y el flujo de corriente, minimizan el ruido intrínseco generado en el contacto de la piel y el metal, son fabricados de distintos materiales como oro, plata y de cloruro de plata-plata (Ag-AgCl) con pasta de cloruro (figura 1.19). Los más empleados en la adquisición de señales EMG son los de Ag-Ag Cl debido a que no tienen polaridad, de forma que la impedancia entre el electrodo y la piel es resistiva y no capacitiva. Además presentan propiedades de estabilidad y reducción de ruido. El diámetro de dichos electrodos oscila entre 2 y 10 mm para su parte activa. En el desarrollo de prótesis y órtesis mioeléctricas se emplean electrodos superficiales debido a la comodidad que brindan al paciente y a las características técnicas apropiadas que poseen.



Figura 1.19 Electrodo superficial de Ag-AgCl [20]

1.6. Consideraciones generales

Existen ciertos factores que deben considerarse para una adecuada detección y registro de la señal EMG, en este apartado se analizarán aspectos que resultan indispensables para obtener una señal adecuada.

La amplitud de una señal electromiográfica no presenta una amplitud constante, al contrario esta señal es bastante aleatoria y su energía útil se limita a las frecuencias entre 0 Hz y 500 Hz, existiendo mayor energía en las frecuencias entre 50 Hz y 500 Hz [5].

1.6.1. Ruido eléctrico

El ruido que se sobrepone a la señal, puede surgir de diversas fuentes:

1.6.1.1. Ruido de componentes electrónicos

Producido por la presencia de condensadores y bobinas, son ruidos pequeños casi imperceptibles. Los dispositivos que mayor propensión al ruido presentan son los que mayor cantidad de capacitancias e inductancias poseen. Estos elementos forman parte de las circuiterías de alimentación de los ordenadores, por esta razón uno de los aspectos a considerar es la conexión del computador al cargador de batería. La frecuencia de la red, se sobrepone en la señal EMG y dificulta la adquisición de esta señal, y debido a que existe gran cantidad de información en 60 Hz, es inadecuada la utilización de un filtro notch que atenúe esta frecuencia [5].

1.6.1.2. Ruido ambiental

Todo dispositivo electromagnético genera ruido. Las superficies del cuerpo humano generalmente se encuentran con bastante radiación electromagnética y resulta prácticamente imposible evitar la exposición a este tipo de ruido.

1.6.1.3. Artefactos en movimiento

Principalmente este tipo de ruido se presenta en el contacto existente entre la piel y el electrodo, y aumenta debido a movimientos excesivos. Además se presenta entre el cable del electrodo y el equipo que procesará la señal. Estos tipos de ruido se presentan con mayor énfasis en las frecuencias existentes entre 0 Hz y 20 Hz.

1.6.1.4. Inestabilidad de la señal

Debido a que se considera a la señal EMG de tipo aleatorio, se evitará adquirir la señal entre 0 Hz y 20 Hz porque se consideran inestables debido a que son afectados por la naturaleza casi randómica de las unidades motoras [5].

1.6.2. Tejido subcutáneo

Se considera al cuerpo humano como un buen conductor eléctrico, la conductibilidad de la piel varía dependiendo del tipo de tejido subcutáneo. En la figura 1.20 se muestra la variación de la amplitud de la señal EMG en condiciones normales y cuando el tejido adiposo subcutáneo es de grandes dimensiones. Lo que dificulta la adquisición de la amplitud normal de la señal [5].

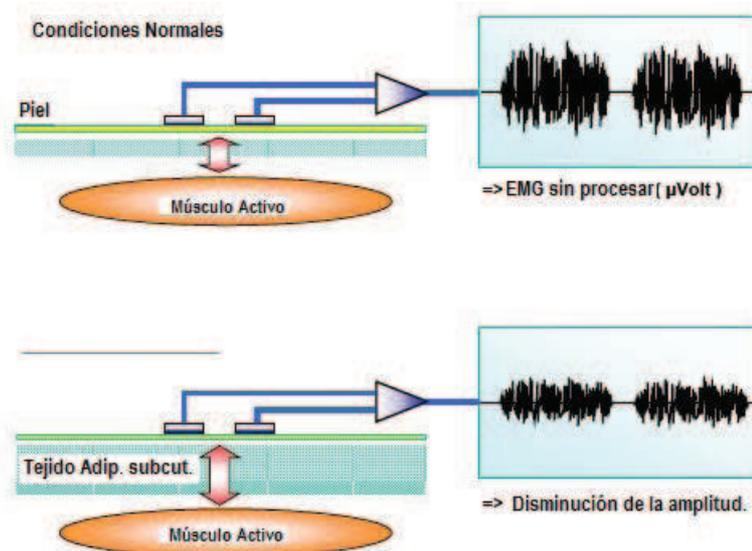


Figura 1.20 Influencia del tejido subcutáneo [5]

1.7. Terapias de Rehabilitación

Después de cualquier operación que involucre la sustitución de alguna sección de las extremidades inferiores, los músculos de la rodilla, al no haber sido usados por largos periodos de tiempo están débiles; se ha rehabilitado el sistema óseo pero no el muscular. El sistema muscular se encuentra débil y no es capaz de soportar el peso del cuerpo, menos aún lograr movimientos controlados. El único método que logra fortalecer la musculatura debilitada es una terapia de rehabilitación. Con este procedimiento se consigue además devolver el movimiento en la articulación de la rodilla. El médico fisioterapeuta se encarga de asignar el número de

repeticiones de cada ejercicio y la forma de realizarlos. Cuanto más ejercicios el paciente pueda hacer, más rápido se conseguirá la rehabilitación [21].

A continuación se detallan las posiciones a seguir así como también los ángulos que deberán conseguirse.

Para rehabilitación del cuádriceps, el paciente sentado en la cama o en una mesa, deberá realizar movimientos repetitivos (flexión-extensión de rodilla) de 0° a 60° , deberá mantener la posición inicial durante 5 segundos y luego dejar que el talón llegue a 60° nuevamente. Al inicio es recomendable que se repita este ejercicio únicamente 20 veces (figura 1.21).

Posterior a los 10 días, para la rehabilitación de los músculos aductores se aconseja realizar movimientos oscilatorios entre 90° y 0° . La posición de referencia deberá mantenerse estable durante 5 segundos.

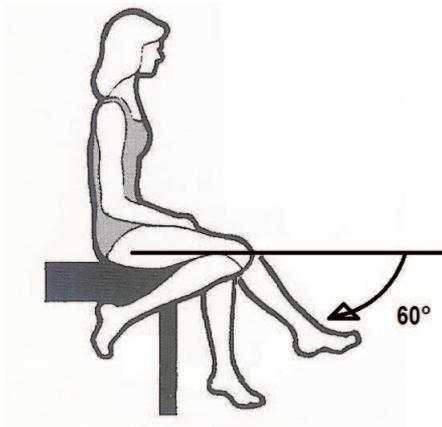


Figura 1.21 Rehabilitación cuádriceps [21]

Para rehabilitación de los músculos flexores, la terapia consiste en realizar movimientos entre 0° y 110° , manteniendo la flexión durante un lapso de 5 segundos.

La rehabilitación de la articulación requiere repeticiones durante las dos primeras semanas de 0° a 40° , se deberá mantener en la posición de referencia un periodo de 3 segundos.

1.8. Principios de Redes Neuronales

El funcionamiento de las redes neuronales se centra en la creación de un modelo artificial del cerebro humano, el cual sea capaz de llevar a cabo ciertas operaciones características como memorizar, asociar hechos, entre otras. Estos modelos constan de un componente principal denominado neurona artificial donde se concentran los diversos parámetros de funcionamiento como la función de activación

y los pesos sinápticos que le permiten aprender y dar la respuesta requerida a las diferentes entradas. Existen ocasiones en las cuales la complejidad del problema es tal que no puede ser resuelto usando una sola neurona, es por ello que se plantea la utilización de redes multicapa en las cuales interactúen varias neuronas [22, 23].

Una capa de una red artificial no es más que el conjunto de neuronas agrupadas de forma paralela una con respecto a la otra, de esta manera se puede considerar que en la topología multicapa puede existir más de una salida [23].

1.8.1. Redes neuronales multicapa

Las redes neuronales multicapa son formadas por tres partes principalmente (figura 1.22):

- Capa de entrada: Constituida por las neuronas que introducen los patrones de entrenamiento en la red
- Capas ocultas: En estas capas se encuentran las neuronas encargadas del procesamiento, las salidas de la capa de entrada son los ingresos de éstas capas y sus salidas son a la vez los ingresos de la capa de salida
- Capa de salida: Está formada por neuronas que definen la salida de toda red

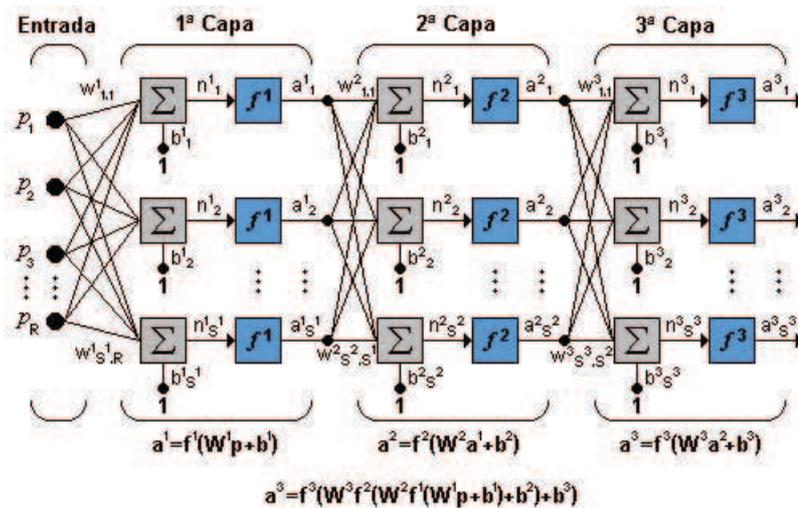


Figura 1.22 Estructura de una red neuronal multicapa

De acuerdo a cómo se conecten las entradas y salidas de las neuronas de una red multicapa se pueden considerar dos tipos de redes.

1.8.1.1. Redes unidireccionales (redes con conexiones hacia adelante)

Las neuronas poseen entradas provenientes de las neuronas de la capa anterior más cercana y a su vez sus salidas se convierten en las entradas de la capa posterior, todas las salidas son compartidas como entradas de la siguiente capa y las neuronas no están interconectadas dentro una capa de la red. Las redes que poseen estas características son: perceptrón, adaline, madaline, linear adaptative memory, drive reinforcement, retropropagación. Son empleadas en procesos de reconocimiento y clasificación de patrones (figura 1.23) [23].

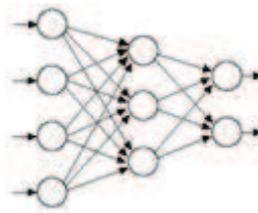


Figura 1.23 Topología de una red con conexiones hacia adelante [23]

1.8.1.2. Redes bidireccionales (redes con conexiones hacia adelante y atrás)

La información es bidireccional tanto hacia adelante como hacia atrás de manera que la salida de una neurona repercute en la salida de toda la red si está en función de su propia salida o la de otra neurona es decir se forma un lazo cerrado para la neurona. Las redes con este tipo de conexiones son la red ART (Adapter resonance theory) y la red BAM (bidirectional associative memory). En este tipo de redes pueden existir conexiones laterales entre neuronas de la misma capa, pueden ser conexiones excitadoras con pesos positivos o inhibidores con pesos negativos dándose lugar a una competencia entre neuronas correspondientes (figura 1.24).

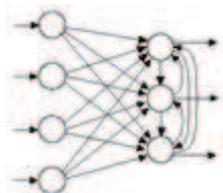


Figura 1.24 Topología de una red con conexiones hacia adelante y hacia atrás [23]

1.8.1.3. Retro propagación del error

El algoritmo de aprendizaje que se utiliza en las redes multicapa de manera general es el conocido como el de retro propagación del error ya que se basa en un

algoritmo de aprendizaje asistido que minimiza el error por medio de descenso de gradiente, por lo que la parte esencial del algoritmo es el cálculo de las derivadas parciales de dicho error con respecto a los parámetros de la red neuronal, y que compara el error de salida de una capa con respecto a la anterior que como se vio independientemente de su topología la salida de esta capa se considera como entrada de la capa en la que se está procesando el algoritmo, de este precepto surge el nombre de retro propagación [22].

La salida de una red de tres capas con conexiones hacia adelante como la indicada en la figura 1.22 puede ser definida mediante la ecuación 1.10.

$$a^3 = f^3 \left(w^3 f^2 \left(w^2 f^1 \left(w^1 p + b^1 \right) + b^2 \right) + b^3 \right) \quad (1.10)$$

Donde:

$a^n =$ salida de la $n - \text{ésima}$ capa

$f^n =$ función de activación de la $n - \text{ésima}$ capa

$w^n =$ vector de pesos sinápticos de la $n - \text{ésima}$ capa

$p =$ vector de señales de ingreso o patrones de entrenamiento

$b^n =$ bias correspondiente a la $n - \text{ésima}$ capa

La nomenclatura antes utilizada define un precepto en el cual todas las capas tienen parámetros similares, esto normalmente se cumple sobre todo con la función de activación que comúnmente debe ser la misma para toda la capa y que como se puede observar ésta debe ser necesariamente derivable, otros parámetros como el bias o el vector de pesos sinápticos son diferentes dependiendo de la neurona en la que se trabaja, por esto se puede definir una nomenclatura más completa de la siguiente manera:

$$a_m^n = \text{salida}(a) \text{ de la } m \text{ neurona de la } n - \text{ésima} \text{ capa} \quad (1.11)$$

Capítulo 2

Descripción del hardware

2.1. Procesamiento de la señal

Para el procesamiento analógico de la señal electromiográfica, se diseñan seis etapas básicas que logran proporcionar una señal adecuada para ser analizada en el software que se utiliza posteriormente. Estas etapas son:

- Adquisición
- Pre amplificación
- Amplificación inicial
- Filtrado
- Amplificación final
- Circuito de pierna derecha

2.1.1. Etapa de adquisición

La adquisición se realiza con electrodos de Ag-AgCl en el capítulo anterior se detallaron estrategias de ubicación y normativas aplicadas para la determinación del lugar más adecuado para la obtención de la señal EMG. De la fidelidad de la señal EMG detectada por un electrodo depende todo el posterior tratamiento de la señal. Esta etapa además contiene el acoplamiento de las señales, únicamente se utilizan amplificadores operacionales TL084CN por su bajo consumo y costo, en configuración de seguidor de tensión.

Utilizamos este acople para adaptar la impedancia de la señal EMG (adquirida) con la del circuito pre-amplificador, se consigue con esto lograr percibir la señal

EMG cuya impedancia es elevada y su adquisición compleja. Con el acople, las señales se obtienen con mayor exactitud.

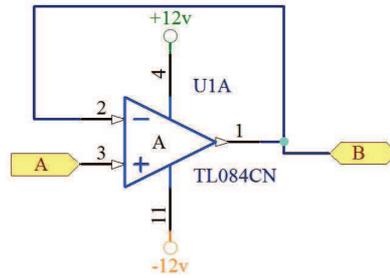


Figura 2.1 Acople de impedancias

En la figura 2.1 se presenta el esquema de la etapa de acople, en el terminal A se conecta el electrodo inversor y el no inversor (un circuito para cada electrodo), el terminal B se conecta a la siguiente etapa (etapa de preamplificación).

2.1.2. Etapa de pre amplificación

Debido a que las señales adquiridas en la etapa anterior son de valores muy bajos, se realiza una etapa de preamplificación. Se consigue con esta etapa que el sistema sea sensible a las casi imperceptibles magnitudes bioeléctricas, consiguiendo una amplificación de 498 veces. La señal resultante de esta etapa se encuentra entre -1V y -800 mV.

Para el tratamiento de bioseñales se hace indispensable el uso de un amplificador de instrumentación con alto rechazo en modo común (CMRR) debido a que éste consigue amplificar la diferencia de tensiones entre sus entradas respecto a la referencia únicamente, en caso de no considerar este factor se obtendrá a la salida del amplificador la suma ponderada entre la bioseñal y la señal de ruido.

De acuerdo a las consideraciones mencionadas en el capítulo anterior, se ha hecho uso de este amplificador en la configuración mostrada en la figura 2.2.

Se obtiene con esta configuración, el filtrado de señales de interferencia en las entradas del amplificador operacional, se filtran en esta etapa ondas de alta frecuencia. La respuesta de este filtro, se presenta en los reportes (Anexo 1).

Para el control de la ganancia de este amplificador basta con conectar entre los terminales 1 y 8 del AD620, la resistencia calculada (según la ecuación 1.9), de modo que para la ganancia deseada de 498, la resistencia resulta ser 99.4Ω (ecuación 2.1). Los terminales B y D se conectan a las entradas acopladas previamente. El terminal E es la salida del amplificador de instrumentación y

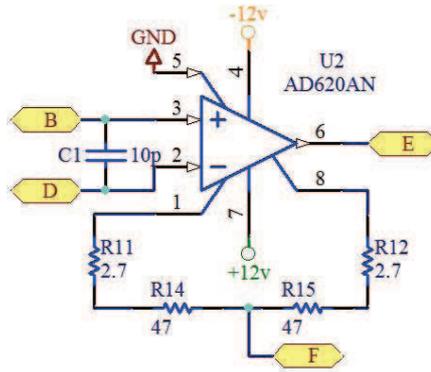


Figura 2.2 Etapa de preamplificación

se conecta a la etapa siguiente (amplificación inicial), el terminal F proviene del circuito de pierna derecha.

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{498 - 1} = 99,4\Omega \quad (2.1)$$

2.1.3. Etapa de amplificación inicial

En esta etapa se realiza una amplificación de 3.2 veces, posterior a la etapa preamplificadora, lo que proporciona una ganancia total de 1593.6 veces. Resultando a la salida una señal con variación de 640 mV oscilante entre -1.84 V y -1.2 V. El terminal E, proviene de la etapa de amplificación diferencial, el terminal G se conecta a la etapa de filtrado (figura 2.3).

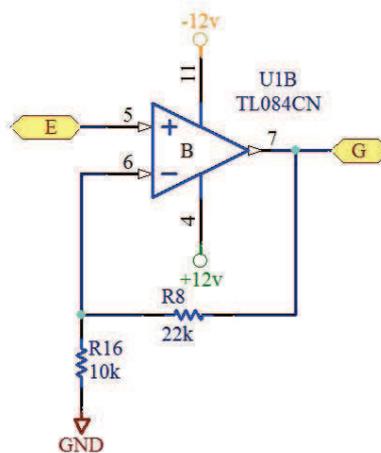


Figura 2.3 Etapa de amplificación

2.1.4. Filtrado

La forma de onda de los potenciales de acción de unidades motoras constituye una representación del voltaje versus tiempo. Para el filtrado de una señal de este tipo, es recomendable eliminar las frecuencias inferiores a 20 Hz y superiores a 500 Hz. Se diseña un filtro pasa bandas Butterworth de orden 1, con lo que se consigue limitar las frecuencias en este rango. Este filtro estará compuesto por un pasa altas conectado en cascada con un pasabajas.

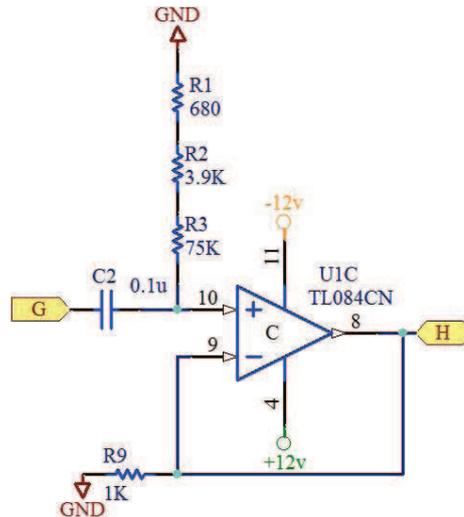


Figura 2.4 Etapa de filtrado (pasa alto)

En la figura 2.4 se presenta el esquema del filtro pasa altas de 20 Hz, el terminal G proviene de la etapa anterior (amplificación inicial), el terminal H se conecta a la entrada del filtro pasa bajo. Este filtro es necesario para eliminar el ruido provocado por artefactos en movimiento (interfaz piel-electrodo) y el movimiento del cable. El diseño del filtro se realizó mediante el cálculo de la ecuación 2.2.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.2)$$

La ecuación 2.3, permite obtener el valor de resistencia para la frecuencia deseada, mediante la imposición de un capacitor de 0.1uF.

$$R = \frac{1}{2\pi \times C \times f} = \frac{1}{2\pi \times 20Hz \times 0,1uF} = 79,57 k\Omega \quad (2.3)$$

La figura 2.5 muestra la configuración del filtro pasa bajo de 500 Hz. El terminal H es la salida del amplificador pasa altos, el terminal I es el resultado de la etapa de filtrado. El cálculo en la ecuación 2.4, determina el valor de la resistencia para el diseño del filtro pasa bajo.

$$R = \frac{1}{2\pi \times C \times f} = \frac{1}{2\pi \times 500\text{Hz} \times 0,1\mu\text{F}} = 3,18\text{ k}\Omega \quad (2.4)$$

La respuesta de los filtros en fase y frecuencia se presentan en el Anexo 1.

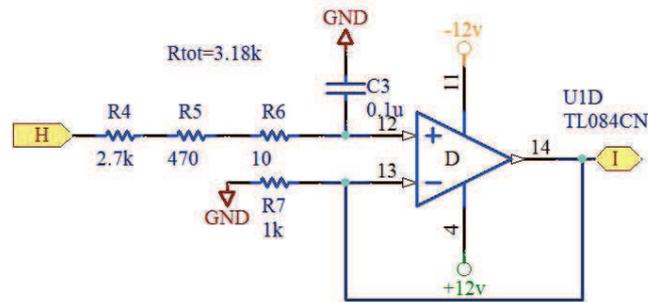


Figura 2.5 Etapa de filtrado (pasa bajo)

2.1.5. Circuito de pierna derecha

Al circuito de pierna derecha mostrado en el capítulo 1 (figura 1.16) se le han realizado algunas modificaciones, debido a que la aplicación de ese circuito es en electrocardiografía. En el esquema de la figura 2.6, el electrodo de referencia (terminal K) se conecta a la resistencia 19 y la salida del circuito de pierna derecha se conecta entre las resistencias que determinan la ganancia del amplificador AD620 (terminal F). Con este circuito se consigue disminuir los voltajes en modo común, realimentando el circuito a través de la referencia del paciente.

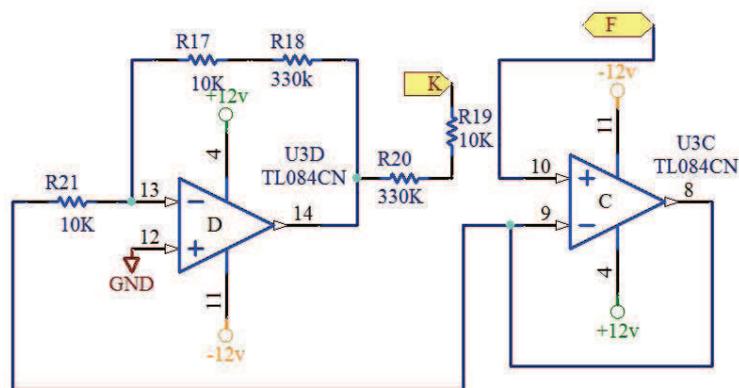


Figura 2.6 Circuito de pierna derecha

2.1.6. Etapa de amplificación final

Esta etapa permite amplificar la señal libre de ruidos, únicamente la señal EMG presente entre las frecuencias 20 Hz y 500 Hz. Esta amplificación necesariamente

deberá ser variable debido a la diferencia existente en el grosor del tejido bajo la piel donde se colocan los electrodos, para este caso de estudio se realizó una calibración del trimmer a 115 K Ω . Consiguiendo una ganancia de 12.5 veces respecto a la etapa anterior. En el esquema de la figura 2.7, el terminal I es la salida de la etapa de filtrado, el terminal J es la salida de todo el circuito que se conectará a la tarjeta de adquisición de datos.

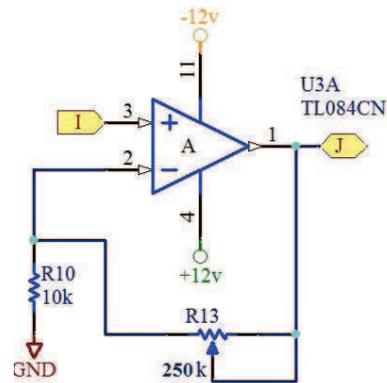


Figura 2.7 Etapa de amplificación final

Se ha construido el circuito para adquirir señales de tres canales, en el Anexo 2 se presenta el esquema total del circuito. El diseño de la tarjeta de circuito impreso (PCB) se realizó en Altium Designer Winter 09, se presenta en el Anexo 3.

2.1.7. Adquisición de la señal

Los datos que se han obtenido con el hardware expuesto previamente, son procesados en el computador mediante el programa LabVIEW 2011. La comunicación se ha efectuado mediante la tarjeta de adquisición de datos DAQ USB-6009 de National Instruments, las características de esta tarjeta se encuentran en el Anexo 4.

El Teorema del muestreo de Nyquist-Shannon afirma que para digitalizar una señal sin perder información y por tanto poder reproducirla perfectamente partiendo de la señal continua, se debe muestrear a una frecuencia de al menos el doble de la frecuencia fundamental de la señal analógica.

Para la digitalización de la señal se ha escogido un muestreo mínimo aceptable de al menos dos veces la frecuencia más alta de corte del filtro pasa bajo (500 Hz) [24], por lo que la frecuencia de muestreo seleccionada es de 1 KHz. Según recomendaciones realizadas por el Doctor Pablo Peñaherrera (Neurólogo Clínico) es recomendable adquirir una cantidad máxima de 100 muestras para cada análisis.

2.2. Implementación del hardware

El equipo médico construido, constituye un instrumento para el análisis electromiográfico con el que se pueden adquirir señales provenientes de tres distintos músculos. Un procesamiento posterior permite censar el ángulo de flexión en la articulación tibiofemoral y femororotuliana, lo que aporta al control electromiográfico de una órtesis para rehabilitación de rodilla. Este dispositivo está provisto de 3 canales para toma de señales electromiográficas, es liviano, de pequeñas dimensiones (en relación a los demás equipos existentes en el mercado).

En la figura 2.8, se muestra el panel frontal del equipo: (1) Botones de encendido, (2) Conector al ordenador.



Figura 2.8 Panel frontal

En el panel posterior (figura 2.9) se encuentran los cables que permiten el ingreso de las señales: (3) Canal 1, (4) Canal 2, (5) Referencia, (6) Canal 3.



Figura 2.9 Panel posterior

Para la detección del ángulo de flexión en la articulación de la rodilla deben conectarse: la señal del Bíceps Femoral en el Canal 1, la señal del Vasto Lateral en el Canal 2 y la señal del Gastrocnemio Lateral en el Canal 3.

Las características técnicas del equipo se presentan en la tabla 2.1.

Voltaje de alimentación	± 12 VDC (2.6 A) (baterías)
CMRR	> 100 dB
Ganancia de los canales	19920
Ancho de Banda de los canales	20 - 500 Hz
Impedancia de entrada	> 10 MOhm
Dimensiones	90 (alto) (mm) 245 (ancho) (mm) 185 (profundidad) (mm)
Peso	2.3 Kg

Tabla 2.1 Características técnicas del equipo

2.3. Normas de seguridad

El instrumento médico desarrollado está destinado a ser utilizado por seres humanos, por lo que se hace indispensable el cumplimiento de ciertas normas establecidas por instituciones cuyo objetivo es que los equipos médicos electrónicos realicen con éxito su función sin causar daño alguno al paciente. La Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) ha promulgado normas para el diseño, presenta una serie de estándares para el etiquetado, colores, seguridad y el rendimiento que el instrumento médico debe cumplir. El diseño electrónico de este proyecto ha tenido en consideración ciertos parámetros recomendados por la institución antes mencionada, éstos son detallados a continuación [25].

2.3.1. Consideraciones de diseño de la AAMI

Para conseguir un funcionamiento satisfactorio de un equipo de adquisición de bioseñales es necesario cumplir con las siguientes recomendaciones:

2.3.1.1. Ancho de banda

Debido a las frecuencias en las que se encuentran las señales electromiográficas el equipo construido presenta un ancho de banda de funcionamiento de 20 a 500 Hz. La banda considerada es plana y como se indica en el Anexo 1, la banda de rechazo la atenuación es de 80 dB por década.

2.3.1.2. Impedancia de ingreso

La AAMI establece que para garantizar la adquisición de una señal sin distorsión, la impedancia presentada entre cualquier electrodo y tierra debe mayor a $5\text{ M}\Omega$, considerando también que la impedancia entre la piel y el electrodo sea menor a 30Ω . El circuito electrónico diseñado posee amplificadores operacionales FET que permiten cumplir con este requerimiento. Por la disponibilidad existente en el mercado y su bajo costo se emplean TL084. En el Anexo 4 se detalla que la impedancia de ingreso de este dispositivo electrónico es de $10^{12}\Omega$, garantizando de esta manera una impedancia de entrada ubicada dentro de los parámetros exigidos.

2.3.1.3. Detalle de ganancias del equipo

El equipo de adquisición de señales electromiográficas del miembro inferior tiene una ganancia total de 19920. En la tabla 2.2, se indica la amplificación obtenida en cada uno de las etapas del circuito electrónico implementado.

Etapa	Amplificación
Preamplificación	498
Amplificación inicial	3.2
Amplificación regulable	12.5 (calibrada)

Tabla 2.2 Ganancias de las etapas del circuito

2.3.1.4. Factor de rechazo a modo común

La AAMI indica que el rechazo en modo común mínimo aceptado debe ser de 100 dB. El amplificador operacional de instrumentación AD620 ampliamente utilizado en la adquisición de bioseñales, garantiza como mínimo un factor de 100 dB de CMRR.

2.3.1.5. Detalle del rango dinámico de adquisición

El instrumento médico desarrollado capta señales cuya amplitud diferencial varía de 20 a 500 μV , rangos de voltaje en equipos médicos profesionales de electro-miografía.

2.3.1.6. Protección del paciente

El paciente u operador del equipo debe ser protegido de corrientes mayores a 20 μA de cualquier electrodo a tierra física. Para cumplir con lo establecido es

necesaria la implementación de un circuito de aislamiento o el uso de baterías. La alimentación del equipo se realiza con baterías de 12 VDC recargables. Las corrientes de retorno que pueden fluir hacia el paciente son evitadas con la presencia de diodos en anti paralelo en los terminales provenientes de cables que se conectan a los electrodos.

Capítulo 3

Diseño del Software

3.1. Calibración de la señal

Una primera etapa consiste en calibrar la señal de modo que la amplitud provocada por los PAUMs en la máxima contracción muscular sea 10 voltios. De la etapa anterior se obtuvo una señal máxima de 4 voltios con el fin de evitar el consumo innecesario de la carga. Se multiplica en el software el valor adquirido por un factor de 2.5. De aquí se obtiene una señal EMG cuyos rangos de amplitud son -10 V y 10 V (figura 3.1)

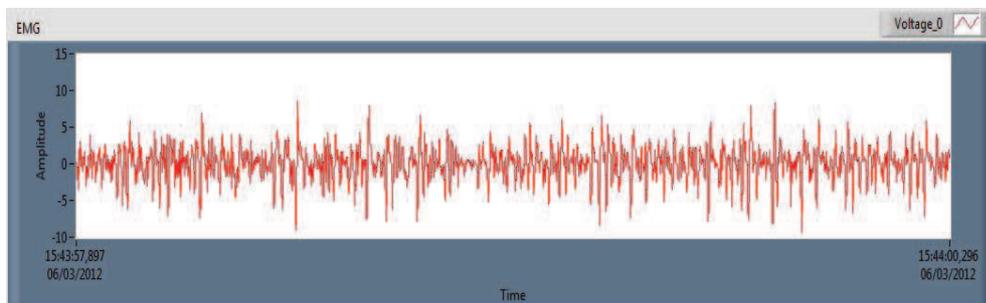


Figura 3.1 Señal EMG, valores entre -10 y 10 voltios

Posterior a esto, la señal EMG se procesa en el software LabVIEW de dos modos dependiendo del objetivo del electromiógrafo:

- Electromiografía para determinación del estado muscular
- Electromiografía aplicada a la determinación del ángulo de giro de la articulación tibiofemoral y femororotuliana

3.2. Electromiografía para determinación del estado muscular

El instrumento médico construido puede ser considerado una herramienta para realizar un examen de electromiografía que permitirá detectar si el nervio motor o el músculo presenta alguna patología. La señal para esta etapa requiere una atenuación de 200 veces realizada en el software LabVIEW donde la señal oscilará ahora entre -500 uV y 500 uV , valores de visualización utilizados por el especialista.

El estudio electromiográfico realizado por el médico inicia con el análisis de la actividad muscular en reposo, en este se puede detectar si ocurre actividad espontánea de las fibras musculares. La ausencia de señal durante este período de tiempo es indicador de que el músculo se encuentra funcionando en condiciones normales. La escala de la gráfica presentada en la interfaz debe ser manipulada por el médico con el objetivo de observar pequeños picos de señales indicadoras de anomalías en la fisiología muscular, los valores recomendados por el especialista y que el equipo puede adoptar son de $100 \mu\text{V}$ y 100 ms . La presencia de escasas señales de baja amplitud (fibrilaciones, ondas agudas positivas) puede ser indicadora de patologías como denervación del músculo, lesiones primarias del músculo, trastornos irritativos del nervio o de la motoneurona (fasciculación, miokinia), o del músculo (miotonía, distrofia muscular, miopatías inflamatorias).

A continuación se estudia la señal muscular durante una contracción voluntaria débil del músculo, se analizan las características como el reclutamiento de los potenciales de unidad motora (PAUM) y la morfología de los PAUM, luego se examina el músculo en la Máxima Contracción Voluntaria (MVC).

El reclutamiento hace referencia al número de unidades motoras que se activan, el análisis se realiza en un período de varios segundos con un barrido de 100 ms . Con estas especificaciones no debe reclutarse la misma unidad motora en un lapso de un segundo, ya que si esto ocurre significa que el reclutamiento es reducido y es un signo neuropático. Debido al evidente cambio en el tamaño de las señales obtenidas, para una mejor visualización de las señales es indispensable calibrar la escala de amplitud a $500 \mu\text{V}$. En la figura 3.2 se presenta una señal EMG del músculo vasto lateral producida por una contracción voluntaria débil, adquirida mediante el equipo construido. El médico puede analizar la onda y determinar algunos parámetros de su morfología y reclutamiento.

El análisis de la morfología de los PAUM es un aspecto relevante para el diagnóstico emitido. La amplitud pico-pico de la señal es un parámetro captado mediante el software LabVIEW. El tiempo que permanece activo un PAUM es útil para el

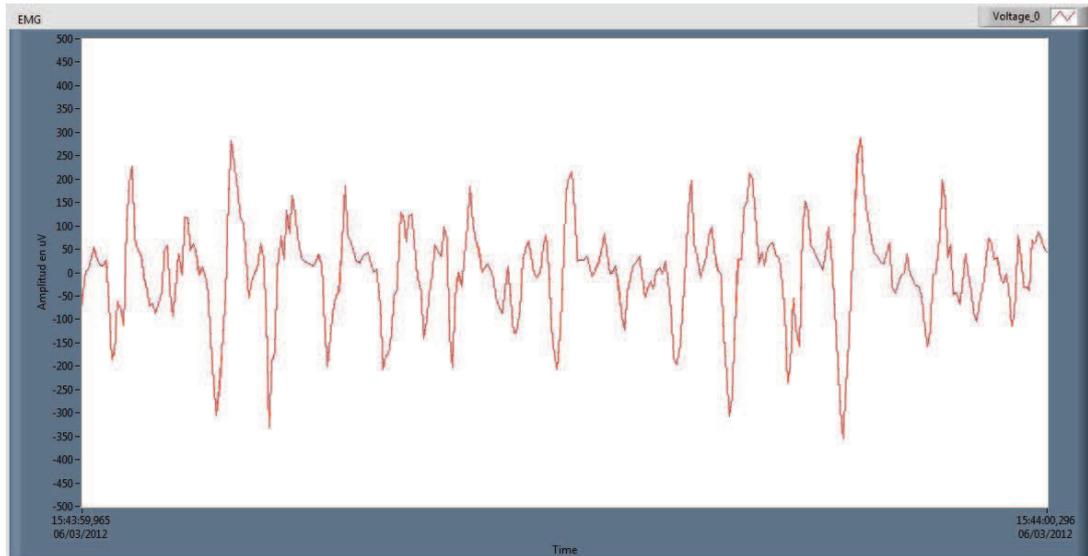


Figura 3.2 Señal electromiográfica obtenida en una contracción débil del músculo vasto lateral

análisis debido a su relación con el número de fibras musculares de una unidad motora. La morfología de la señal permite definir si es de tipo bifásica, trifásica o polifásica; de acuerdo a la experiencia del Dr. Pablo Peñaherrera una señal EMG de un músculo cuyo comportamiento es normal en raras ocasiones posee una configuración netamente polifásica, sin embargo se considera dentro de los parámetros de normalidad un cierto porcentaje variable de este tipo de morfología en las señales según el músculo evaluado.

La actividad electromiográfica máxima es verificada cuando el paciente realiza la máxima contracción, permite observar casi todo el conjunto de unidades motoras en funcionamiento. Puede generarse el caso en el que las PAUMs accionadas sean repetidas y pocas en comparación a la fuerza ejercida, en estos casos se considera que se ha producido un problema neuropático. Las miopatías se caracterizan por un reclutamiento acelerado y prematuro de todas las PAUMs con niveles de contracción bajos.

El equipo electromiográfico desarrollado consta además de una señal de audio reproducida a partir de la variación de voltaje ocasionada por la señal EMG, este sonido ayuda al médico a detectar la morfología y reclutamiento de la señal y la condición del músculo en reposo.

Según criterios del Especialista en Neurología entrevistado, la electromiografía superficial llevada a cabo con el instrumento desarrollado así como la realizada con un equipo médico profesional no hace posible una diferenciación precisa del problema muscular.

3.3. Electromiografía aplicada a la determinación del ángulo de giro de la articulación tibiofemoral y femorrotuliana en rehabilitación

3.3.1. Rectificación de onda completa

El objetivo de una rectificación de este tipo, es conseguir que todas las amplitudes negativas se reflejen con respecto a la línea base (obtener el valor absoluto de la señal), lo que facilitará la determinación de parámetros que contribuyan a la estimación del ángulo de flexión-extensión en la articulación tibiofemoral y femorrotuliana [5]. En la figura 3.3 se presenta la señal electromiográfica rectificada. El valor promedio de una señal EMG sin procesar es cero debido a su componente positiva y negativa.

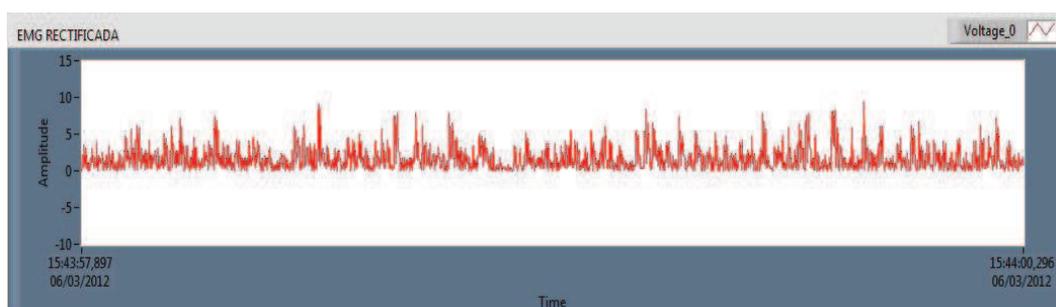


Figura 3.3 Señal EMG rectificada

3.3.2. Suavizado de la señal

Una señal electromiográfica es de tipo rándomica, debido a que la activación de potencial de acción de unidades motoras varía constantemente dependiendo del número de unidades reclutadas, la amplitud del potencial de cada una, su diámetro, la arbitraria superposición de unas con otras, etc., lo que indica claramente que resulta en la mayoría de los casos imposible obtener la misma señal dos veces. Mediante el proceso de suavizado se busca obtener una señal con menores rangos de variación en amplitud, por este motivo se exponen 2 métodos que se han utilizado para procesar la señal rectificada previamente.

3.3.2.1. Promedio móvil

Se extraen 100 muestras cada vez, a una velocidad de 1 KHz, por lo que el promedio móvil saca la media de la señal cada una de las veces. Se trabaja con una ventana deslizante (0.1 segundos). Al utilizarse este método en la señal rectificada previamente, se consigue una estimación de la amplitud de las muestras (figura 3.4).

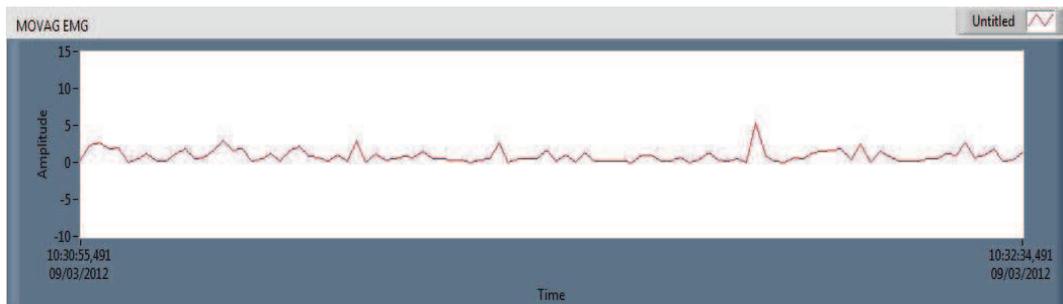


Figura 3.4 Señal EMG rectificada y aplicada el promedio móvil

3.3.2.2. Valor cuadrático medio

Otro método de procesamiento consiste en obtener el valor cuadrático medio (RMS) de la señal rectificada, que mediante estadística proporciona la magnitud aproximada de una cantidad variable (señal EMG en este caso). Obtiene la raíz cuadrada de la media aritmética de los cuadrados de las muestras tomadas (figura 3.5).

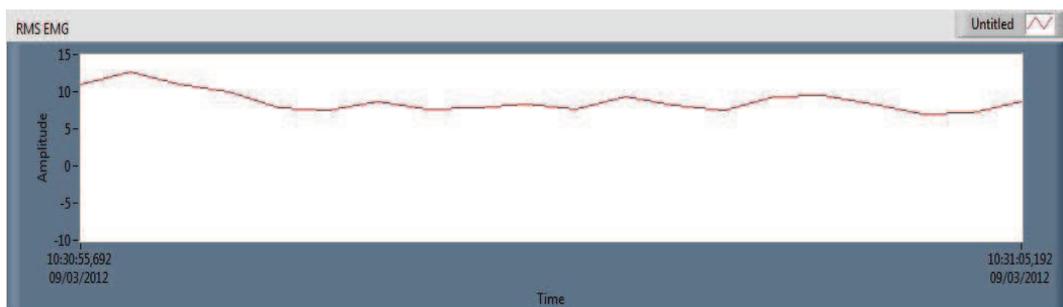


Figura 3.5 Señal EMG rectificada y aplicada el RMS

El método de suavizado seleccionado es el segundo debido a que presenta menor variabilidad en amplitud respecto al promedio móvil, facilitando de esta forma la clasificación de los datos para el entrenamiento de la red neuronal.

3.3.3. Frecuencia de la potencia media

“Se denomina frecuencia de potencia media (MNF) a la frecuencia a la cual:

$$|H_V| = 0,707 |H_V|_{max}$$

Siendo $H_V = \frac{V^2}{V_1}$. De manera muy general, cualquier función de red no constante $H(w)$ alcanzará su valor absoluto más grande en alguna frecuencia única w_x . En muchos casos, existirán dos frecuencias de potencia media que verifiquen la expresión anterior: una posterior y otra anterior a la frecuencia de pico” [18].

Para la extracción de esta característica en el software LabVIEW, se ha implementado el bloque “MNF” de la librería Biomedical Startup Kit, utilizado para tratamiento de señales electromiográficas [26].

3.4. Protocolo de adquisición de señales

La amplitud de señal muscular adquirida varía en función de factores que se deben tener en consideración al momento de obtener una señal EMG. El tipo de electrodo con el que se adquiere la señal, el lugar donde son colocados, su orientación y la distancia a la que se encuentren en caso de utilizar electrodos bipolares son aspectos a analizar. Antes de la colocación de los electrodos, con el objeto de disminuir el nivel de ruido en la obtención de la señal electromiográfica, se lleva a cabo un proceso de adecuación de la piel donde se realizará la adquisición.

3.4.1. Consideraciones para la colocación de electrodos

La limpieza de la piel es indispensable realizar antes de la adquisición de una señal EMG ya que reduce el nivel de ruido en la señal adquirida. El procedimiento de preparación de la zona donde se trabajará es el siguiente:

- Retirar las vellosidades de la piel en donde se colocarán los electrodos
- Limpiar la piel para descartar la presencia de aceites o capas de células muertas, dejar evaporar completamente el líquido que se utilice antes de colocar los electrodos. Al llevar a cabo esta acción se obtiene la disminución de impedancia en la interfaz electrodo-gel-piel. Se suele utilizar alcohol, acetona o éter. Bottin y Rebecchi dan a conocer que una solución abrasiva muestra un mejor resultado que el alcohol tanto en la reducción de impedancias como en la disminución de respuestas alérgicas [27]. Algunos investigadores trabajan en el mejoramiento del contacto entre la piel y el

electrodo, se ha presentado que humedecer la piel limpia con agua ayuda a cumplir con este objetivo [28].

- Colocar al paciente en una posición de inicio que permita reconocer adecuadamente donde se encuentra el músculo a estudiar. La posición antes mencionada es una descripción de la postura de la persona (sentado, acostado de cúbito ventral o cúbito dorsal), así como la orientación y posición del segmento corporal en donde se han de colocar los electrodos [29].

3.4.2. Posicionamiento de los electrodos en los músculos de la extremidad inferior

La sensibilidad que presentan los electrodos superficiales a la ubicación espacial de los mismos en la adquisición de la señal EMG genera que la amplitud de la señal varíe a medida que se desplazan en dirección longitudinal sobre los músculos [30].

Se han dado a conocer tres estrategias para la ubicación de los electrodos: la primera señala que el lugar adecuado es el vientre del músculo entre el punto de origen y el de inserción del músculo, la segunda entre la zona de inervación y el tendón distal, una tercera opción señala como adecuado el punto motor. La primera estrategia puede resultar imprecisa ya que varía en función de quien mide como de la cantidad de masa muscular existente. La segunda requiere conocer las zonas de inervación de los músculos y la tercera alternativa tiene la desventaja que al colocar los electrodos en las zonas de inervación puede confundirse la señal por ser un punto de gran densidad neural.

La determinación del lugar adecuado donde colocar los electrodos en los músculos superficiales del cuádriceps (vasto lateral, vasto medio y recto femoral) que se dará a conocer, tiene en consideración la segunda estrategia.

Inicialmente es necesario trazar las Líneas de Referencia LR (líneas de acción) de cada músculo. La LR del vasto lateral se traza desde el trocánter mayor hasta el ápice lateral de la rótula, para el vasto medio la referencia inicia en la espina ilíaca antero-superior hasta el ápice interno de la rótula, mientras que para el Recto Femoral (RF) el punto inicial se ubica en el mismo sitio que el Vasto Medio (VM) extendiéndose hasta la parte central del ápice de la rodilla (figura 3.6) [20].

La posición longitudinal de los electrodos es el primer aspecto a considerar, está determinada por la distancia “d” (figura 3.7), entre el ápice de la rótula y el punto donde se coloca el electrodo. El ángulo Φ se forma entre la línea de referencia del recto femoral y la ubicación de cualquiera de los tres músculos.

La mencionada posición se halla por palpación considerando que los electrodos queden situados sobre el vientre del músculo entre los puntos de inervación y la conjugación miotendinosa (zona de unión entre un músculo y un tendón), fuera de zona de inervación [20].

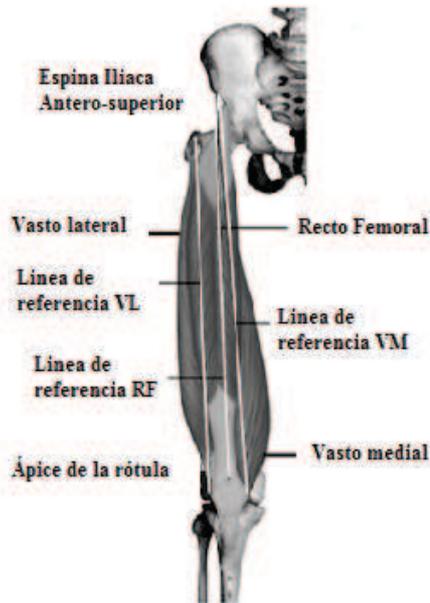


Figura 3.6 Líneas de referencia para músculos del cuádriceps [20]

En el estudio “Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (SEMG)” [20], fueron analizados cinco pacientes sanos de 25 a 36 años con una estatura de $167,54 \pm 7,12$ cm y un peso de $60,4 \pm 6,51$ Kg y se determinó que la mejor orientación del primer electrodo es de 35° para el VL, 30° para el VM y 0° respecto a la línea de referencia del recto femoral, la distancia con la que se obtuvieron los mejores resultados es de $22,59 \pm 2,84\%$ para el VL, $29,44 \pm 1,88\%$ para el VM y $66,28 \pm 0,38\%$ para el RF, distancias medidas en porcentaje con referencia al tamaño del recto femoral.

Un segundo aspecto a considerar es la orientación del segundo electrodo, considerada como el ángulo a colocarse de forma que se siga la orientación de las fibras musculares, se mide a partir de la línea de referencia de cada músculo indicada inicialmente (figura 3.8) [20]. En la tabla 3.1 se observan rangos de valores angulares de penetración de los estudios de Yamaguchi gracias a los cuales se han orientado a los electrodos [31].

Los mejores ángulos de orientación para los electrodos son: 0° para el vasto lateral, 70° para el vasto medio y -20° para el recto femoral [20].

La SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) indica que si se utilizan electrodos bipolares la distancia entre estos

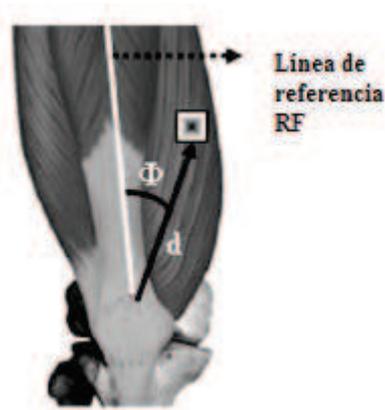


Figura 3.7 Posición longitudinal del electrodo del músculo vasto medio [20]

Músculo	Orientación $X^\circ \pm 1$			
Vasto Lateral	α_i	0°	10°	26°
Vasto Medio	β_i	0°	20°	70°
Recto Femoral	γ_i	0°	20°	-20°

Tabla 3.1 Orientación de electrodos[20]

debe ser de 2 cm, cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.

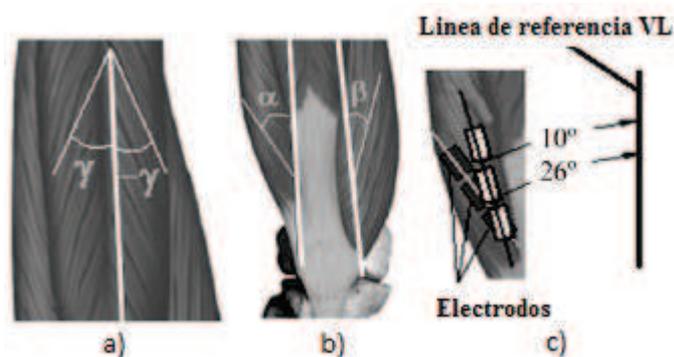


Figura 3.8 Ángulos que definen la orientación de los electrodos: a) γ para el recto femoral b) α para el vasto lateral y β para el vasto medio c) Ejemplo para el VL [20]

El posicionamiento de los electrodos para el bíceps femoral de cabeza larga hace necesario que se genere una línea de referencia desde la tuberosidad isquiática hacia el epicóndilo lateral de la tibia, (figura 3.9), la distancia a la que se deben colocar dichos electrodos es del 50% sobre la recta antes mencionada. La orientación de los electrodos debe ser de 0° con respecto a la recta de referencia [32].

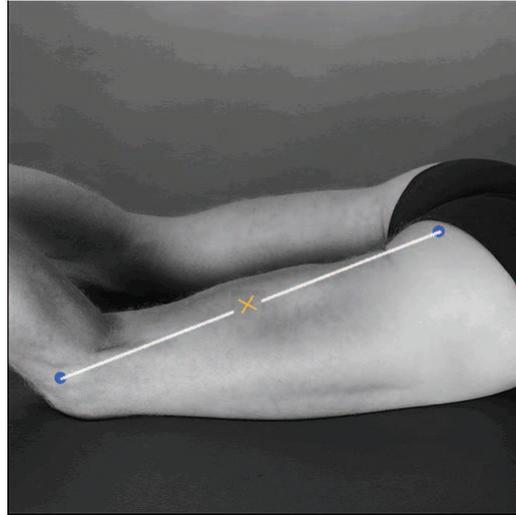


Figura 3.9 Posición de los electrodos para adquisición de la señal EMG del bíceps femoral [32]

La ubicación de los electrodos para adquirir la señal electromiográfica del gastrocnemio lateral, situado en la pierna, inicia con el trazo de la recta de referencia tomada desde la cabeza del peroné hacia el tobillo. El primer electrodo es colocado sobre una recta trazada a 30° respecto a la recta antes mencionada, y a una distancia del 30% de la misma (figura 3.10). La orientación del segundo electrodo está determinada por la dirección de la línea de referencia.

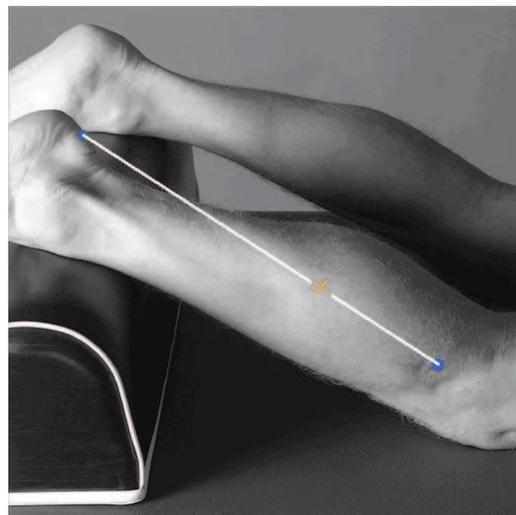


Figura 3.10 Ubicación de electrodos para adquisición de la señal EMG del gastrocnemio lateral [32]

3.4.3. Protocolo de adquisición de datos para entrenar la red neuronal

La adquisición de los datos para el entrenamiento de la red, requiere una posición fija del paciente (detalles en la sección 3.4.3.1) y supone un total de 273 muestras, dos por cada canal (3 canales). Se diseñó un programa con el que se adquirieron valores por un lapso de 7 segundos en cada posición, debido a que la presencia de fatiga en el músculo empieza a manifestarse a partir del octavo segundo según las pruebas realizadas [33]. Las posiciones se tomaron cada 10° , empezando en la posición de referencia (0°). Para los registros, se tomó un tiempo de espera entre cada medición de 20 segundos. La medición del ángulo de flexión se realizó con un goniómetro analógico (figura 3.11), en la sección 3.4.3.2 se detallan consideraciones para la ubicación.



Figura 3.11 Goniómetro analógico [34]

En la figura 3.12, se encuentra el diagrama de bloques básico para la adquisición de las muestras. El formato del archivo donde se guardan los datos, es binario (TDMS). Para adecuar las señales al formato exigido para un archivo de datos en el programa realizado en MATLAB, se copiaron las columnas 2, 3, 4, 5, 6 y 7 del archivo con extensión “.tdms” correspondiente a los valores RMS y el promedio del espectro de las señales electromiográficas del vasto lateral, gastrocnemio lateral y cuádriceps femoral; a un archivo cuya extensión sea “.txt”.

3.4.3.1. Posición del paciente

El paciente deberá estar sentado en una camilla acolchonada, y la ubicación respecto a ésta se determina a través de la Línea de Referencia del Vasto Lateral (trazada desde espina ilíaca antero-superior hasta el ápice lateral de la rótula). Se dibuja una línea desde el ápice lateral de la rótula, que sea aproximadamente el 20.65% de la Línea de Referencia, a un ángulo de 40° . Esta posición deberá

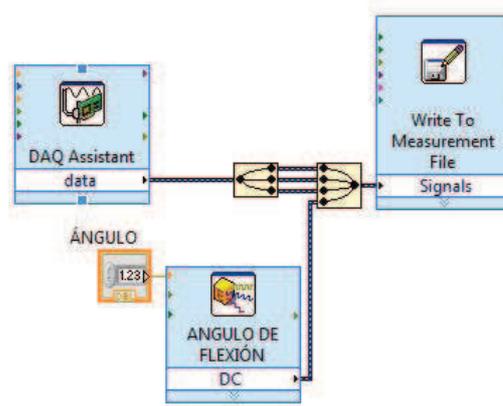


Figura 3.12 Captura de Datos - Diagrama de bloques

coincidir con el extremo de la camilla. La posición de la cadera deberá ser de 90° respecto a la horizontal [21].

3.4.3.2. Posición del goniómetro

Se centra lateralmente al nivel de la articulación de la rodilla (epicóndilo lateral del fémur), un brazo del goniómetro se coloca paralelo al eje longitudinal del fémur sobre la superficie medial del muslo, manteniéndolo firme y fijándolo a la pierna con cinta adhesiva, el otro brazo del goniómetro se posicionará paralelamente al eje longitudinal de la tibia (en dirección al maléolo interno). Será necesario ubicar un bloque adjunto a la pierna para compensar la dimensión del muslo y de este modo evitar deformaciones del goniómetro.

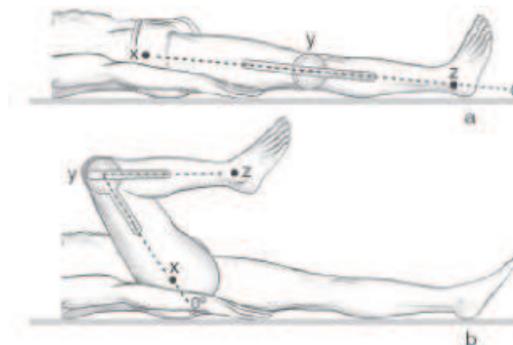


Figura 3.13 Ubicación del goniómetro en la extremidad inferior [34]

3.4.3.3. Determinación de los músculos a examinarse

Los músculos que aportaron mayor información de la flexión y extensión en la articulación tibiofemoral y femororotuliana se determinaron teniendo en consideración la cantidad de señal visualizada y la comodidad del paciente en el análisis,

concluyendo que los músculos más aptos son: bíceps femoral (músculo flexor), vasto lateral (músculo extensor), gastrocnemio lateral (músculo flexor accesorio).

3.5. Programación del algoritmo con redes neuronales

La estimación el ángulo de flexión o extensión en la que se encuentra el miembro inferior se desarrolla mediante una red neuronal multicapa. Los patrones de entrada son los valores RMS y la potencia promedio de las señales de los músculos: bíceps femoral de cabeza larga, gastrocnemio lateral y vasto lateral. La salida es la posición angular a la que se encuentra la pierna. El número de muestras se detalló en la sección 3.4.3. Para cargar los datos para el entrenamiento de la red se utilizó en MATLAB el comando:

```
a=load('nombredelarchivo.txt')
```

La creación de la red neuronal en el software es realizada mediante el comando “newff”, se obtiene una red multicapa con conexiones hacia adelante y método de aprendizaje de retropropagación del error. Inicialmente se ingresa el rango en el que varían las entradas, el número de neuronas de cada capa, la función de activación de cada una y el tipo de entrenamiento que se desea para la red.

La elección de la función de activación para cada una de las capas de la red neuronal se ha realizado mediante un proceso de prueba y error, concluyendo que los mejores resultados son los mostrados en la tabla 3.2.

En esta ocasión se utilizó un entrenamiento tipo “trainrp”, su comportamiento es lento en comparación con las otras alternativas que presenta el software pero tiene mejor respuesta con respecto a la memoria.

```
RED=newff([0 30; 0 20; 0 30; 0 300; 0 250; 0 300],[200 200 100 100 100 150 1],{'logsig','logsig',  
'logsig','logsig','logsig','logsig','purelin'},'trainrp')
```

El comando “train” permite iniciar el proceso de entrenamiento, es necesario especificar el nombre de la red con la que se desea trabajar, la matriz de patrones de ingreso y los valores a la salida.

```
RED=train(RED,Patrones,Salida)
```

El software realiza un entrenamiento por defecto durante 1000 iteraciones, para conseguir un entrenamiento con el menor error posible se escogió un lapso de 5000 épocas.

`RED.trainparam.epochs=5000`

El funcionamiento de la red es simulado mediante el comando “sim” ingresando conjuntamente las entradas con las que se desea que la red estime la salida.

`resp=sim(RED,Patrones)`

La red entrenada está formada por siete capas con su respectivo número de neuronas y función de activación, los parámetros antes mencionados fueron designados luego de hacer varias pruebas considerando el error obtenido a través de la diferencia entre los valores obtenidos y los deseados a la salida.



Figura 3.14 Arquitectura de la red multicapa implementada

La estructura se ha detallado en la figura 3.14, los parámetros de cada capa se determinaron luego de varios entrenamientos, cambiando tanto el número de neuronas de cada capa como su función de transferencia. Se concluye que los valores de salida con menor variación respecto a los valores reales (error de 0.0438), se adquieren con una red con las características detalladas en la tabla 3.2.

CAPA	FUNCIÓN DE ACTIVACIÓN	NUMERO DE NEURONAS
1	LOGSIG	200
2	LOGSIG	200
3	LOGSIG	100
4	LOGSIG	100
5	LOGSIG	100
6	LOGSIG	150
7	PURELIN	1

Tabla 3.2 Estructura de la red neuronal multicapa

La grafica comparativa de los resultados deseados y los obtenidos se presenta en la figura 3.15.

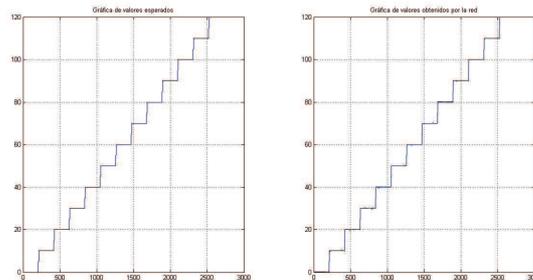


Figura 3.15 Gráfica de valores: (a) esperados (b) obtenidos

La red neuronal proporciona un error menor a 0.05, lo que garantiza la similitud entre los resultados deseados y los estimados por la red. Al cumplirse la condición de error máximo se guarda la red mediante el comando “save” acompañado de su nombre.

La interfaz Matlab-Labview se ejecuta con el bloque MATLAB Script ubicado en la paleta Mathematics en Labview, y se utiliza la red previamente guardada para simular la respuesta del sistema. En la figura 3.16 se muestra el diagrama de bloques para esta etapa.

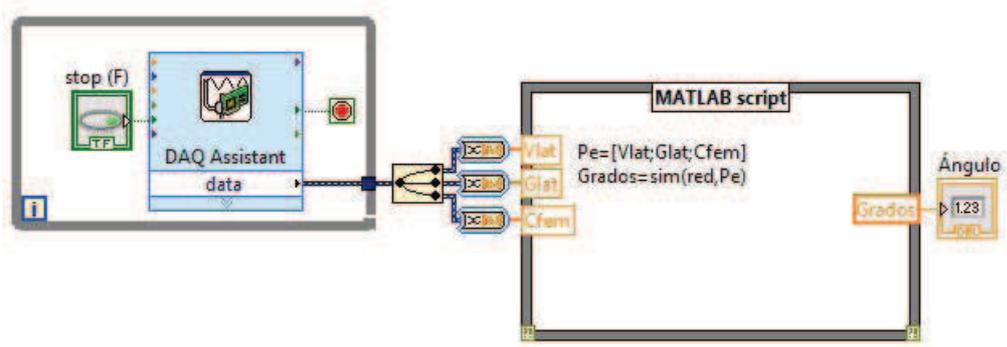


Figura 3.16 Diagrama de bloques para cargar la red

El Anexo 6, es una captura del diagrama de bloques completo realizado en LabVIEW.

Capítulo 4

Resultados y Análisis

La investigación sobre el origen del voltaje producido por la contracción de fibras musculares resulta ser indispensable para el procesamiento de la señal y la extracción de características. Inicialmente se optó por revisar diversas fuentes bibliográficas y reforzar este estudio con la consulta a un médico especialista. En la entrevista realizada al Dr. Pablo Peñaherrera, Neurólogo Clínico, los conocimientos pudieron ser reforzados de manera altamente efectiva.

Uno de los aspectos que se vieron beneficiados por el proceso anterior, es la localización de los electrodos superficiales en los músculos a analizarse, ventajosamente este asunto se ha constituido en un tema de investigación que ha provocado múltiples discusiones y la consecuente creación de protocolos de colocación así como también normativas referidas a la preparación de la piel. La SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) constituye una rápida guía para la ubicación de los mismos. Además de la información que suministra la SENIAM en su página web, el Dr. Pablo Peñaherrera recomienda la colocación de los mismos según un análisis empírico para la localización del vientre muscular dependiendo de la máxima contracción voluntaria (MVC) ejecutada por el paciente.

Otro tema relevante de esta etapa fue la elección de los electrodos, en un principio se escogieron electrodos de copa de oro, aunque el oro es un metal aún más conductor que el cloruro de plata, la superficie de contacto con la piel es mínima, lo que impide la captación del potencial de acción de varias unidades motoras. Estos electrodos además de tener poca superficie de contacto no están diseñados para adaptarse a la movilidad que puedan requerir las diversas estructuras corporales.

En la etapa de procesamiento, se logró disminuir la impedancia de entrada con el acople realizado a las entradas inversora y no inversora. La diferencia existente entre la amplitud de las señales adquiridas en los músculos que se han analizado

requiere la implementación de una etapa de amplificación diferencial, por lo que se utilizó el amplificador AD620, debido a que presenta un alto CMRR lo que contribuye favorablemente a la disminución del ruido común en las dos entradas.

Los filtros diseñados según la bibliografía consultada debían ser de 0 Hz a 500 Hz, debido a la escasa importancia que presenta la señal a bajas frecuencias y la presencia de ruido (principalmente por el movimiento) en dichas frecuencias, se diseñó un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 20 Hz, lo que permitió la disminución significativa de señales indeseadas.

Posterior a la primera amplificación se efectuó una segunda, con la intención de diseñar una ganancia mucho mayor, resultante del producto de las dos amplificaciones. Una parte fundamental del procesamiento consiste en considerar el efecto del circuito de pierna derecha que disminuye los voltajes en modo común que ingresan al momento de adquirir la señal, este circuito logra censar el voltaje en modo común, lo invierte y amplifica para realimentarlo a través de la referencia del paciente.

La adquisición de datos, se realizó con la tarjeta DAQ 6009 de National Instruments, con una frecuencia de muestreo de 1 KHz y una visualización de 100 muestras para el análisis. El diseño de la placa se realizó con el software Altium Designer Winter 09.

El diseño del software considera dos partes, la primera consiste en la elaboración de un instrumento (electromiógrafo de superficie) para evaluar el desempeño del sistema muscular en el que son fácilmente diferenciables patrones como el número de fases y amplitud de la señal, además se consideró en esta etapa la reproducción de sonido ya que permite al médico especialista un diagnóstico basándose en la representación auditiva de la morfología de la señal electromiográfica. La interfaz presentada al usuario (figura 4.1) permite generar un reporte donde se visualiza de modo claro la configuración de la señal detectada, en el Anexo 7 se presenta un manual completo del programa.



Figura 4.1 Interfaz presentada al usuario

La certificación de esta sección fue dada por el Dr. Pablo Peñaherrera (Anexo 5).

En una segunda parte con el software LabVIEW, se creó un algoritmo de procesamiento de la señal electromiográfica que permite la determinación del ángulo de flexión o extensión en la articulación tibiofemoral y femororotuliana, mediante la detección de señales electromiográficas de los músculos: bíceps femoral de cabeza larga, gastrocnemio lateral y vasto lateral.

Debido a la aleatoriedad de la señal, para evitar que los valores medios se aproximen a cero se aplicó una rectificación de onda completa, posteriormente se inició la selección del método adecuado de extracción de las características de la señal electromiográfica que proporcione información sobre el ángulo en el que se encuentra la pierna ya sea de flexión o extensión.

Inicialmente se utilizó el promedio móvil de la señal con un ventaneo de 0.1 segundos, pero al ser ésta una magnitud excesivamente variante en amplitud no permitía obtener información útil para diferenciar las distintas posiciones, se decidió procesar la señal mediante otros métodos.

Se analiza que la diferencia entre máximos y mínimos de la señal EMG proporciona valores menos variables en amplitud respecto al método anterior, el entrenamiento de una red neuronal en MATLAB con estos patrones de entrada se realizó con 690 muestras, y las características mostradas en la tabla 3.2, escogidas luego de varios entrenamientos. Los patrones de entrenamiento se obtuvieron al variar el rango de medición 5° con lo que se obtuvo un error cuadrático medio (ECM)

de 0.1096, los resultados al momento de probar el funcionamiento del sistema no fueron los esperados, el sistema logró censar únicamente los valores en 0° .

Posterior a la primera prueba se realizó una segunda con un mayor número de datos (1091), esta vez tomados cada 30° , el error disminuyó en un 87.14%, pero en este caso al momento de probar el sistema las mediciones fueron completamente erróneas. Se pudo concluir que los valores máximos y mínimos de una señal EMG no aportan suficiente información para la predicción del ángulo debido a que en las distintas contracciones musculares aunque sean de la misma intensidad y duración, no se activan el mismo número de unidades motoras y por ende el potencial generado no es el mismo.

La obtención de la media cuadrática (RMS) de la señal proporciona valores más estables que los dos procesos anteriores, lo que pudo corroborarse con la bibliografía consultada, donde se indica que para la determinación del ángulo de flexión mediante el registro de señales electromiográficas resulta más adecuado este procesamiento.

El análisis del valor medio cuadrático se desarrolló utilizando un total de 2520 muestras, tomadas en posiciones angulares variantes entre 0° y 110° , con rangos de variación de 10° , los datos para cada posicionamiento se tomaron en tres repeticiones con un lapso de descanso de 20 segundos entre cada medición. Para el entrenamiento de la red neuronal se ingresaron tres patrones (valores RMS de la señal EMG obtenida por cada canal). Los resultados obtenidos determinaron un error cuadrático medio de aproximadamente 1.16 que representa un alto porcentaje de error comparado con el propuesto (0.01).

Se pudo observar que a medida que la fuerza muscular variaba en las distintas posiciones, el espectro de la señal también mostraba cambios significativos y distintos en cada posición, es por este motivo que en un cuarto entrenamiento se incrementa el análisis en frecuencia de la señal mediante la potencia de frecuencia media (MNF). En este entrenamiento se aumentó el número de patrones a seis, dos características de cada señal (RMS y MNF) con lo que el error disminuyó significativamente a 0.4154, los datos fueron tomados cada 5° . Debido a que el error continuaba siendo elevado, se entrenó la red con valores tomados en un rango de 10° , el error disminuyó en un 50.55%. En el periodo de pruebas, se constató que el sistema logra censar el valor angular medido con el goniómetro, dando errores en la detección del ángulo de 60° . Los datos tomados con variaciones angulares de 15° constituyen un conjunto de 1890 muestras tomadas en dos días distintos distanciados un lapso de 24 horas, se procedió a entrenar la red neuronal, el error obtenido disminuyó ahora un 84.47% respecto al anterior. En el proceso de pruebas solo se reconocía correctamente los valores de 0° y 120° por lo que se descartó

utilizar este procedimiento.

Las muestras adquiridas (RMS y MNF) con un lapso de 20° corresponden a datos obtenidos de dos días consecutivos, en este caso se toma una muestra de 70 datos para cada posición, dando un total de 890 muestras. Cuando se entrenó la red se obtuvo un error de 0,0129 (disminución en un 59.56%), este valor se encuentra dentro del rango de error aceptado por lo que se decidió realizar pruebas. Se concluyó que la posición de 60° no era censada correctamente y que el 52% de los valores que la red predecía en 40° no se encontraban dentro del rango de tolerancia permitido de $\pm 5^\circ$.

Un entrenamiento posterior utilizó una mayor cantidad de datos, este conjunto de patrones corresponden a valores de la RMS y MNF de la señal EMG tomada en un rango de 0° a 110° en intervalos de 30°. Se obtuvieron 140 muestras para cada ángulo (dos muestreos de 70 datos) por día, se agrupó como en las muestras anteriores valores de dos días para tener un total de 1497 valores con los que la red fue entrenada. El error obtenido en el entrenamiento disminuyó esta ocasión un 30.23% lo que representa un valor considerablemente bajo, pero en el periodo de censado se adquirieron datos totalmente erróneos en las distintas posiciones, esto sucede porque la señal EMG varía en cada posición y la red al no tener suficiente información de las posiciones angulares no puede predecir ángulos de flexo-extensión, por este motivo se descartó este proceso.

El análisis de los resultados obtenidos permitió concluir que el entrenamiento con los valores RMS y MNF tomados en rangos de 10°, es el que da mejores resultados en la predicción del ángulo, con el objeto de verificar los resultados obtenidos, se probó nuevamente la red neuronal anteriormente descrita, esta vez se obtuvieron resultados distintos (imprecisión en las mediciones), lo que requiere un nuevo entrenamiento.

Se decidió tomar una nueva muestra y adicionar estos datos a los anteriores generando un total de 5460 muestras. Las pruebas dan como resultado una disminución del error del 46.67%. Se realizan las pruebas pertinentes para verificar el funcionamiento de la red obteniendo como resultado que los valores dados por el sensor electromiográfico coincidían con los indicados por el goniómetro.

En la tabla 4.1 se muestra la variación en el error al cambiar la cantidad de patrones de entrada, la cantidad de muestras tomadas para el análisis, el procesamiento de la señal y los rangos para toma de muestras.

N° de Patrones	N° de Muestras	Características	Rango	ECM
690	1	MAX-MIN	5	0.1096
1091	1	MAX-MIN	30	0.0141
2520	1	RMS	10	1.16
4830	1	RMS y MNF	5	0.4154
2730	1	RMS y MNF	10	0.2054
1890	2	RMS y MNF	15	0.0319
890	2	RMS y MNF	20	0.0129
1497	2	RMS y MNF	30	0.009
5460	3	RMS y MNF	10	0.0048

Tabla 4.1 Variaciones en el entrenamiento de la red neuronal

4.1. Protocolo de pruebas para verificación del funcionamiento del sensor electromiográfico

Para verificar que el sistema funciona de modo adecuado, se han realizado cincuenta pruebas en los ángulos más utilizados para rehabilitación de rodilla [21]: 0°, 40°, 60°, 90° y 110°, utilizando el protocolo siguiente:

El paciente deberá estar sentado en una mesa sin que sus pies tengan contacto con el piso y de acuerdo a las consideraciones mencionadas en la sección 3.4.3.1, el ángulo de flexo-extensión se mide con un goniómetro colocado bajo las indicaciones de la sección 3.4.3.2. Se le solicita al paciente elevar la pierna a analizar a una extensión máxima sin mover ni el muslo ni la rodilla, hasta conseguir una extensión completa (0°) deberá mantener esta posición por un lapso de 7 segundos y regresar a la posición de reposo. Este procedimiento es realizado para cada uno de los ángulos indicados.

4.2. Análisis de los resultados obtenidos

El análisis de las mediciones efectuadas en cada posición se realizará mediante la distribución de frecuencias, precisión en las mediciones, confiabilidad mediante coeficiente y cálculo de validez.

4.2.1. Distribución de frecuencias

La tolerancia de error en los datos proporcionados por el sensor para la posición de 0° es +10° debido a la aleatoriedad de las señales electromiográficas. En las

pruebas realizadas para la posición 0° se obtuvieron los resultados mostrados en la figura 4.2, donde el 90% de las muestras tomadas se encuentran entre 0° y 10° , el 6% toma valores entre 11° y 15° y apenas un 4% oscila entre 16° y 20° .

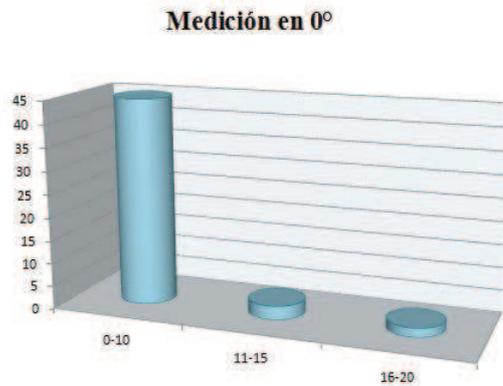


Figura 4.2 Distribución de frecuencias para 0°

El error máximo tolerado para la medición en 40° es $\pm 5^\circ$. Para las pruebas realizadas en esta posición se obtuvieron los resultados mostrados en la figura 4.3, donde el 84% de las muestras tomadas oscilan entre 35° y 45° , el 14% toma valores en rangos de 30° a 34° y 46° a 50° , el 2% corresponde a lecturas alejadas del valor real hasta $\pm 15^\circ$.

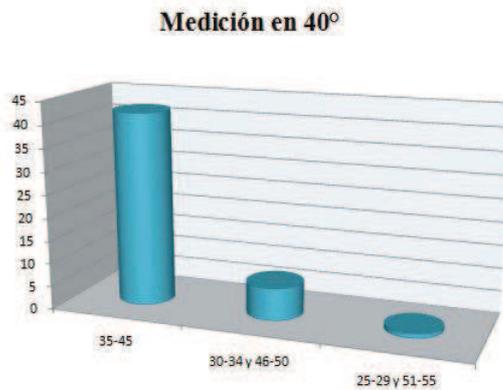


Figura 4.3 Distribución de frecuencias para 40°

La tolerancia de error en las mediciones realizadas en 60° es $\pm 5^\circ$. En las pruebas realizadas para esta posición se obtuvieron resultados no tan positivos como en las otras posiciones de rehabilitación. En la figura 4.4 se observa la distribución de frecuencias, el 60% de las muestras se encuentran entre 55° y 65° , el 22% se distancia 10° de la posición real, y un 18% corresponde a medidas erróneas.

Las mediciones tomadas en el ángulo de 90° presentan un 78% de valores ubicados dentro del rango de tolerancia ($\pm 5^\circ$), los valores alejados 10° de la medición real constituyen un 22%. Ventajosamente en esta medición las lecturas totalmente erróneas han sido inexistentes para la muestra tomada (figura 4.5).

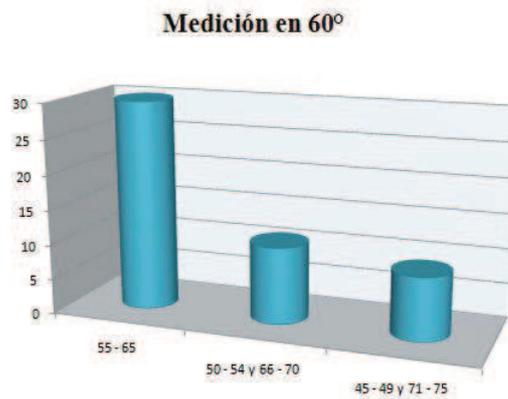


Figura 4.4 Distribución de frecuencias para 60°

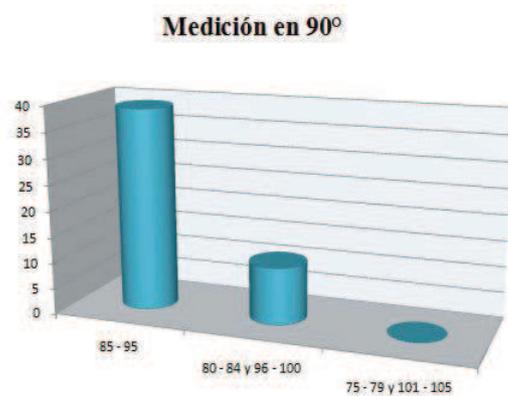


Figura 4.5 Distribución de frecuencias para 90°

El límite de variación aceptable para las mediciones en 110° es -10°, los valores tomados en este rango representan un 98% del total de la muestra, datos entre 90° y 94° constituyen un 2%, mientras que no existen muestras oscilantes entre 95° y 99° (figura 4.6).

4.2.2. Precisión en las mediciones

La precisión hace referencia a la cercanía de coincidencia (grado de dispersión) entre una serie de mediciones obtenidas de múltiples muestreos de una misma muestra bajo condiciones establecidas. La precisión puede ser determinada a partir del coeficiente de variación que a su vez determina los límites permisibles de error de una muestra. El cálculo del coeficiente de variación se realiza de acuerdo a la fórmula 4.1 [35].

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \times 100 \quad (4.1)$$

La desviación estándar (σ) se calcula según la ecuación 4.2.

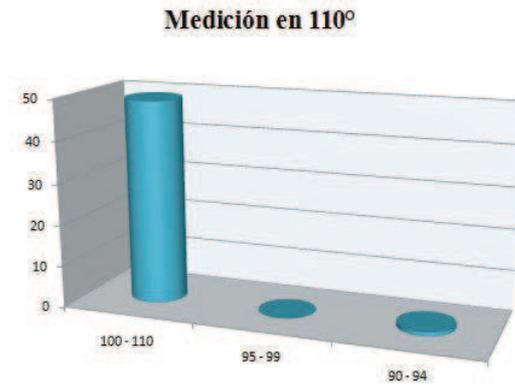


Figura 4.6 Distribución de frecuencias para 110°

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (4.2)$$

Donde:

$x_i = i - \text{ésima muestra}$

$\bar{x} = \text{promedio de las muestras}$

$n = \text{número de muestras}$

En la tabla 4.2, se presentan la desviación estándar y los coeficientes de variación para cada medición.

Ángulo	Desviación Estándar	Coefficiente de variación
0°	4.99	9.98 %
40°	3.16	6 %
60°	9.64	19.29 %
90°	4.37	8.55 %
110°	5.28	10 %

Tabla 4.2 Desviación estándar y coeficientes de variación

4.2.3. Cálculo de confiabilidad mediante coeficiente

La medida de la estabilidad del equipo permite determinar la confiabilidad del mismo mediante el coeficiente de correlación entre mediciones, el sensor se ha

probado luego de un periodo considerable (1 semana). La correlación entre las muestras tomadas de los dos periodos se ha calculado según la ecuación 4.3.

$$r = \frac{\frac{1}{n} \times \sum (x_i - \bar{x}) \times (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\left(\frac{1}{n} \times \sum (x_i - \bar{x})^2\right) \times \left(\frac{1}{n} \times \sum (y_i - \bar{y})^2\right)}} \quad (4.3)$$

La correlación que presenta el sensor electromiográfico es igual a 0.62 lo que indica una correlación lineal altamente positiva. Se considera por tanto, que este dispositivo es confiable.

4.2.4. Cálculo de la validez

La validez del sensor electromiográfico se determina mediante la ecuación 4.4.

$$validez = \frac{\text{número de mediciones correctas}}{\text{número total de unidades de análisis}} \quad (4.4)$$

Para la muestra obtenida, existen 176 mediciones consideradas correctas de un total de 200 muestras, el rango de oscilación de cada medición para considerarla precisa se ha realizado según bibliografía consultada y debido a la imprecisión angular que presentan los movimientos de la pierna, ya que existen en esta sección demasiadas fibras musculares comandadas por una sola neurona lo que provoca poco control de la posición angular. La validez del equipo es por tanto 0.88, según teoría estadística no se considera conveniente un instrumento cuya validez sea menor a 0.85, la validez recomendable es 0.89 lo que representa a la vez una alta confiabilidad en las mediciones [36].

El análisis estadístico realizado permite determinar que el instrumento construido presenta en los ángulos 0°, 40°, 90° y 110° resultados positivos en la distribución de frecuencias, para el ángulo 60° el error aumenta debido a que en esta posición no existe activación de potenciales de acción de unidades motoras, considerado este estado como el de reposo. De igual manera, en el análisis de precisión se corroboran los resultados obtenidos con el método de distribución de frecuencias, las mediciones logran ser precisas para 0°, 40°, 90° y 110° (coeficiente de variación menor a 10%), el 19.29% es un coeficiente que refleja la alta variación entre las mediciones realizadas en 60°.

Los dos últimos análisis hacen referencia a la confiabilidad y validez del equipo, ventajosamente luego del análisis se concluye que los datos obtenidos por el sensor

electromiográfico presentan un alto porcentaje de correlación entre las muestras y poca dispersión entre las mismas lo que garantiza la confiabilidad del equipo. La validez del equipo es también elevada, existe un alto grado de coincidencia en las muestras reflejado en el número de mediciones consideradas correctas.

4.3. Aplicación al control de una órtesis de rodilla activa

El sensor electromiográfico construido con el objetivo de predecir el ángulo que forma la pierna con el muslo, puede ser utilizado como retroalimentación en el sistema de control de una órtesis de rehabilitación de rodilla. El programa de rehabilitación de la rodilla busca evitar que se genere rigidez y limitaciones articulares debido a la ausencia de movimiento, también permite que se actúe sobre los músculos para que no se presente debilidad y mantenga la estabilidad para facilitar el movimiento en la articulación. Los movimientos de rehabilitación realizados ya sea para devolver el movimiento de la articulación de la rodilla o para trabajar sobre los músculos flexores y extensores, requieren que la pierna forme ciertos ángulos específicos sobre los que se ha trabajado en el desarrollo de esta tesis. El algoritmo programado a partir de las señales electromiográficas obtenidas de dos músculos del muslo y uno de la pierna hace posible detectar la posición del miembro inferior cuando se encuentra formando ángulos de 0° , 40° , 60° , 90° y 110° entre el muslo y la pierna, cumpliendo de esta forma con las posiciones requeridas en el funcionamiento de la órtesis de rehabilitación de rodilla.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Los músculos que hacen posible el movimiento de la articulación tibiofemoral y femororotuliana se encuentran divididos según su función en extensores, flexores, y rotadores. Específicamente se han analizado músculos flexores y extensores, porque son los que intervienen en el movimiento flexo-extensor de la articulación de la rodilla. En la parte anterior del muslo se tiene el grupo muscular del cuádriceps crural que interviene en la extensión de la rodilla, se encuentra formado por: el crural, vasto lateral, vasto interno y el recto anterior. Los músculos flexores están localizados en la parte posterior del muslo, estos son: bíceps femoral, semi-membranoso, semitendinoso, recto interno, sartorio, poplíteo; además se tiene el gastronemio lateral y medial considerados como flexores accesorios ubicados en la pierna.

La obtención de señales electromiográficas requiere la correcta selección de músculos que proporcionen información adecuada de los movimientos en la articulación de la rodilla, es indispensable respetar los protocolos de adquisición de datos. La posición y orientación de los electrodos representa un aspecto de sumo cuidado debido a la variación de la señal electromiográfica obtenida al colocar los electrodos en zonas de innervación o lugares próximos a otros músculos. Para la toma de la señal el diseño del circuito electrónico deberá respetar los rangos de variación determinados tanto en frecuencia como en amplitud y la consecuente eliminación de ruido.

La señal electromiográfica obtenida en cada uno de los canales fue procesada utilizando el valor cuadrático medio en el análisis en tiempo y la frecuencia de potencia media con el fin de desarrollar un algoritmo en el software LabVIEW que posteriormente permitió detectar el ángulo que se encuentra formando la pierna con respecto al muslo. Las características (RMS y MNF) de la señal adquirida en

cada una de las posiciones se convirtieron en los patrones de entrenamiento de una red neuronal programada en Matlab.

La interfaz gráfica con el usuario consta de dos partes. Un examen electromiográfico superficial que permite al médico especialista establecer un diagnóstico sobre el estado del músculo tanto con la visualización como con la interpretación del sonido generado por la señal EMG, el software hace posible generar un reporte con los datos del paciente y las señales adquiridas de los músculos del miembro inferior. El sensor electromiográfico hace posible la detección y visualización del ángulo de flexo-extensión de la pierna, en valores de 0° , 40° , 60° , 90° y 110° con un índice de error de $\pm 5^\circ$.

Recomendaciones

El proceso de investigación inicial debe realizarse acudiendo a fuentes confiables, repositorios de universidades, páginas de entidades gubernamentales y organizaciones, papers, revistas y libros electrónicos. El IEEE proporciona gran cantidad de artículos con información sobre bioingeniería; National Instruments ofrece tool-kits para procesamiento de bioseñales en LabVIEW.

El diseño del hardware, debe realizarse en base a las especificaciones de las fuentes previamente mencionadas, lamentablemente en muchas de ellas no existe información sobre el circuito de pierna derecha, factor que se considera únicamente en aplicaciones de electrocardiografía, sin embargo resulta de trascendental importancia considerar los efectos que produce en el circuito de adquisición de señales y reducción de ruido. Para amplificación de bioseñales es recomendable utilizar amplificadores de instrumentación puesto que reducen significativamente la presencia de señales indeseadas en modo común.

La constatación de que la persona a la que se realizará la electromiografía es un paciente que no presenta patologías musculares, es importante antes de la comprobación del circuito, esto podrá realizarse con ayuda de un Neurólogo, y un equipo electromiográfico certificado; de este modo se evitará detectar supuestos errores en el diseño del circuito.

La comprobación del hardware construido, deberá realizarse etapa por etapa, de este modo se evitará la presencia de voltajes de saturación, filtros mal diseñados, etc. Con el objeto de evitar consumo innecesario de las baterías del equipo se amplificará la señal a un voltaje máximo de 4 voltios en la máxima contracción. La presencia de señal electromiográfica en 60 Hz, impide la colocación de un filtro notch en esta frecuencia, por este motivo es recomendable utilizar baterías

y mantener el computador desconectado durante el análisis.

La implementación del equipo es mejor efectuarla en una caja de plástico puesto que evita la falla con carcasas, lo que impide el contacto directo con la tierra de referencia del electromiógrafo superficial. Los cables para adquisición de bioseñales de preferencia deberán tener blindaje y conectarlo a tierra, de esta manera se evitan interferencias.

Amplificaciones posteriores podrán realizarse en el software, así como también calibraciones de la señal para cada canal. La adición de un canal de audio, permite al especialista detectar la presencia de polifásicos en la señal electromiográfica y es recomendable pues facilita el análisis cualitativo de la señal.

Un equipo médico o cualquier dispositivo diseñado para manejo de bioseñales requiere una certificación que garantice el funcionamiento del equipo y su uso en seres humanos, así como también la correspondiente comprobación de las señales visualizadas; para cumplir este objetivo se puede solicitar la colaboración de un médico.

La determinación del ángulo de flexión requiere extracción de características de la señal, según las pruebas realizadas en el desarrollo de esta tesis la diferenciación de máximos y mínimos no aporta un patrón estable para el entrenamiento de la red neuronal. Es recomendable determinar dos patrones por cada señal muscular, en el caso de la flexo-extensión se requerirá información en amplitud y frecuencia de un musculo flexor y un extensor básicamente, los músculos accesorios no aportan mayor cantidad de información pero reducen el error en el entrenamiento de la red.

La determinación del protocolo de adecuación de la piel, la posición del paciente y el goniómetro para la medición de ángulos permiten proporcionar una guía adecuada para el uso del equipo en futuras aplicaciones. El entrenamiento de la red neuronal requiere la selección adecuada de patrones, funciones de entrenamiento, número de capas, neuronas en cada capa, no es recomendable colocar excesivo número de capas ocultas ya que el entrenamiento se torna muy lento y no garantiza el correcto desempeño de la red. El error cuadrático medio que presenta la red no es indicativo de que la red predecirá correctamente el valor angular.

La programación en LabVIEW facilita el procesamiento de la señal de modo significativo, la interfaz entre los dos softwares permite cargar la red entrenada en MATLAB evitando la construcción de la red neuronal en LabVIEW. La sección de carga de la red deberá habilitarse únicamente cuando se requiera leer el ángulo, debido a que consume memoria del computador y provoca lentitud en el programa.

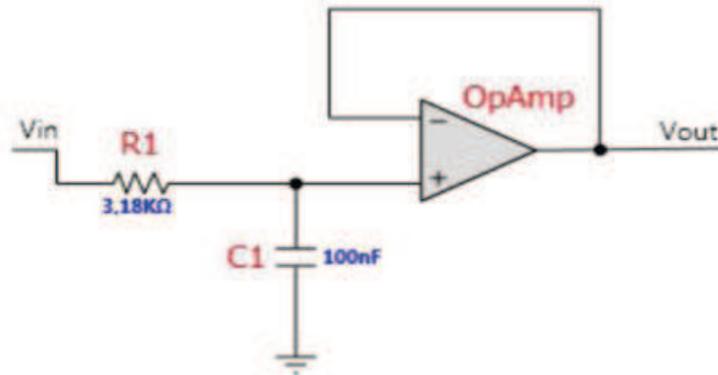
Trabajos futuros

El sensor desarrollado a lo largo de esta tesis detecta la posición de la pierna respecto al muslo cuando ésta se encuentra en 0° , 40° , 60° , 90° y 110° , debido a que está guiado a ser utilizado en procesos de rehabilitación de la rodilla. Sería importante que se continúe trabajando con el fin de extender su rango de detección para que pueda ser una herramienta en el control de dispositivos como prótesis mioeléctricas. Este sensor trabajado debería ampliarse para la aplicación de tratamientos de problemas de rehabilitación similares en las extremidades superiores, considerando que esta aplicación sería un verdadero éxito en diagnósticos de atrofia muscular producidos por fracturas, disloques, cirugías, etc.

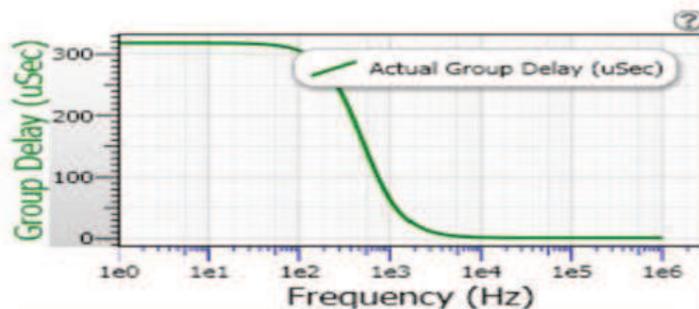
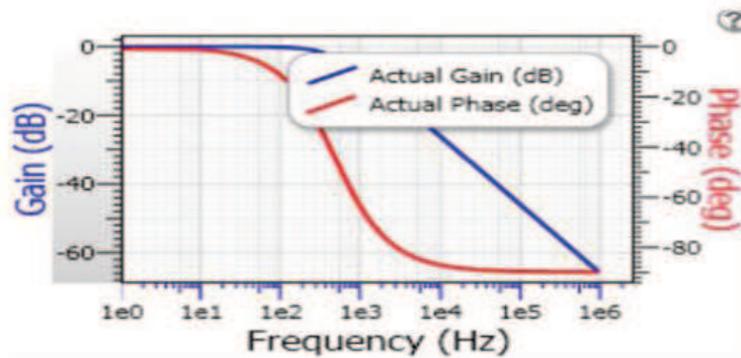
ANEXOS

1. Respuesta en fase y frecuencia de los filtros diseñados (FILTER PRO)

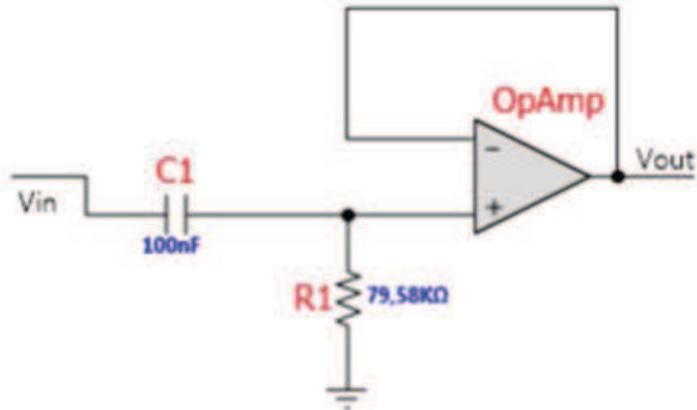
Filtro pasa bajo de 500 Hz



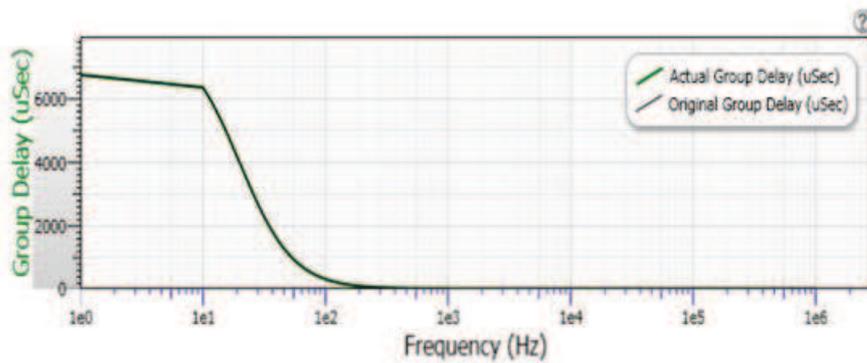
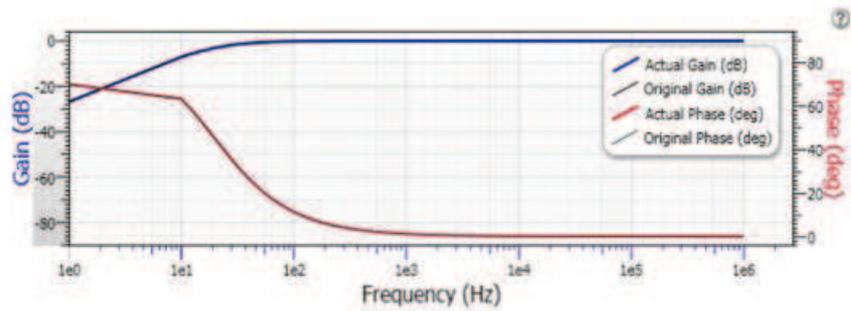
Filter Stage: 1
Passband Gain(Ao) : 1
Cutoff Frequency(fn): 500 Hz
QualityFactor (Q): 0,5
Filter Response: Butterworth
Circuit Topology: RealPole
Min GBW reqd.: 25 kHz



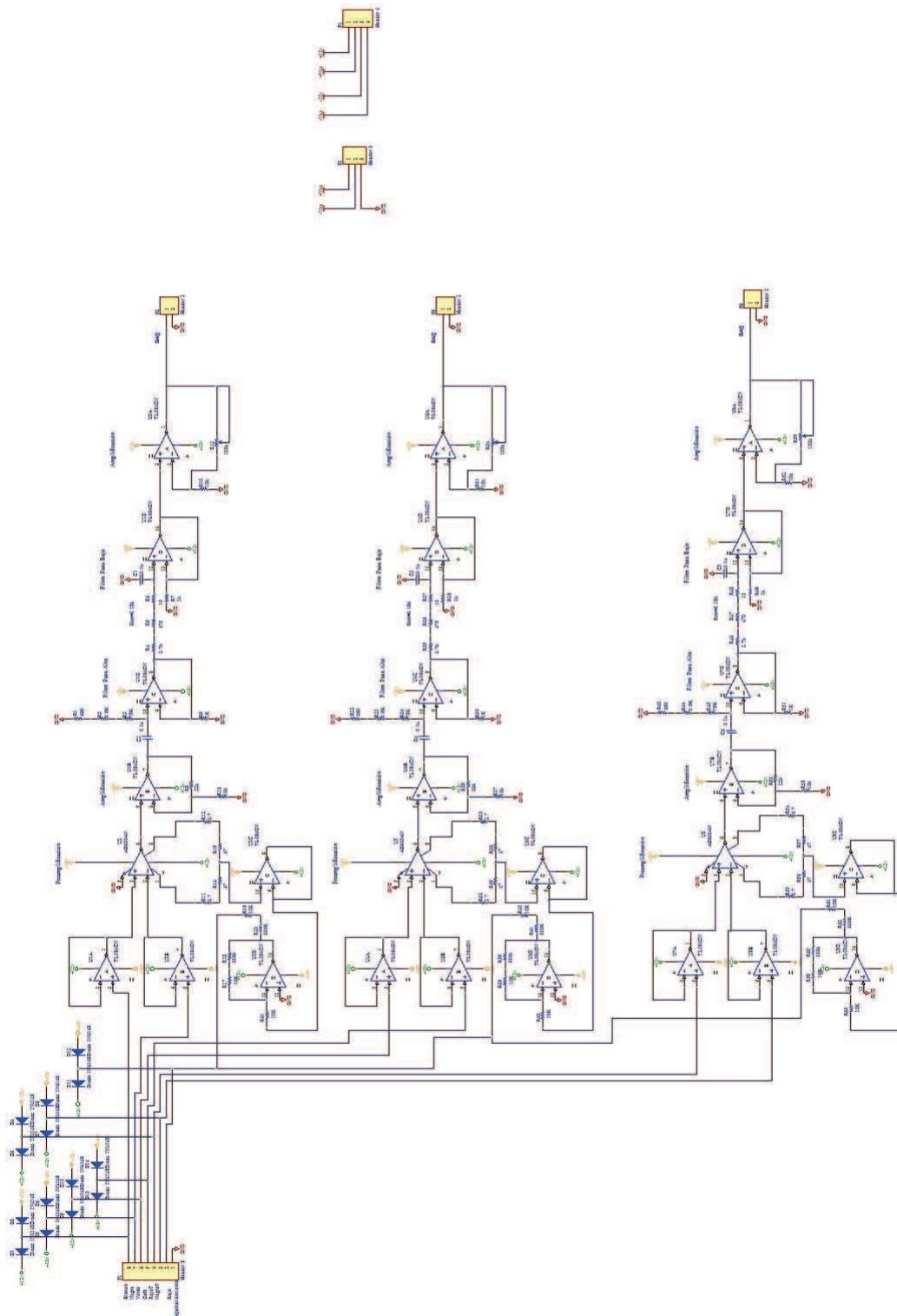
Filtro pasa alto de 20 Hz



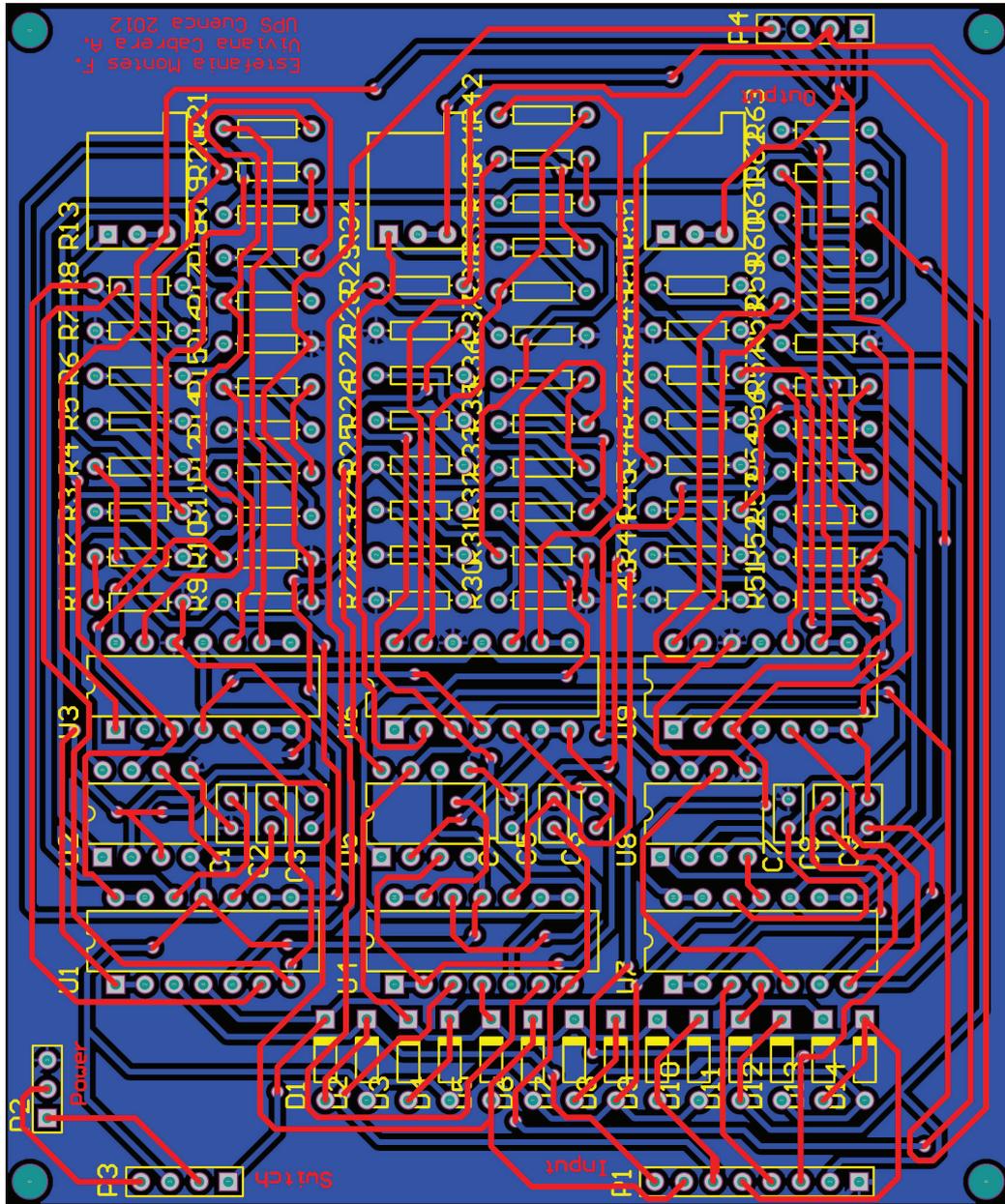
Filter Stage: 1
Passband Gain(Ao) : 1
Cutoff Frequency (fn): 20 Hz
QualityFactor (Q): 0,5
Filter Response: Butterworth
Circuit Topology: RealPole
Min GBW reqd.: 1 kHz



2. Esquema del circuito (Altium Designer)



3. PCB del circuito (Altium Designer)



4. Datasheets

- DAQ (National Instruments)

Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB

12- or 14-Bit, Up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs



- 8 analog inputs at 12 or 14 bits, up to 48 kS/s
- 2 analog outputs at 12 bits, software-timed
- 12 TTL/CMOS digital I/O lines
- One 32-bit, 5 MHz counter
- Digital triggering
- Bus-powered
- 1-year warranty

Detailed Specifications

[View Detailed Specifications Table of Contents](#)

The following specifications are typical at 25 °C, unless otherwise noted.

Analog Input	
Converter type	Successive approximation
Analog inputs	8 single-ended, 4 differential, software selectable
Input resolution	
NI USB-6008	12 bits differential, 11 bits single-ended
NI USB-6009	14 bits differential, 13 bits single-ended
Max sampling rate (aggregate) ¹	
NI USB-6008	10 kS/s
NI USB-6009	48 kS/s
AI FIFO	512 bytes
Timing resolution	41.67 ns (24 MHz timebase)
Timing accuracy	100 ppm of actual sample rate

Timing accuracy	100 ppm of actual sample rate
Input range	
Single-ended	±10 V
Differential	±20 V ² , ±10 V, ±5 V, ±4 V, ±2.5 V, ±2 V, ±1.25 V, ±1 V
Working voltage	±10 V
Input impedance	144 kΩ
Overvoltage protection	±35
Trigger source	Software or external digital trigger
System noise ³	
Single-ended	
±10 V range	5 mVrms
Differential	
± 20 V range	5 mVrms
±1 V range	0.5 mVrms

Power Requirements

[Back to Detailed Specs](#)

USB

4.10 to 5.25 VDC	80 mA typical, 500 mA max
USB suspend	300 μA typical, 500 μA max

Physical Characteristics

[Back to Detailed Specs](#)

Dimensions

Without connectors	
	6.35 cm × 8.51 cm × 2.31 cm (2.50 in. × 3.35 in. × 0.91 in.)
With connectors	
	8.18 cm × 8.51 cm × 2.31 cm (3.22 in. × 3.35 in. × 0.91 in.)
I/O connectors	USB series B receptacle, (2) 16 position terminal block plug headers

Weight

With connectors	84 g (3 oz)
Without connectors	54 g (1.9 oz)
Screw-terminal wiring	16 to 28 AWG
Torque for screw terminals	0.22–0.25 N · m (2.0–2.2 lb · in.)

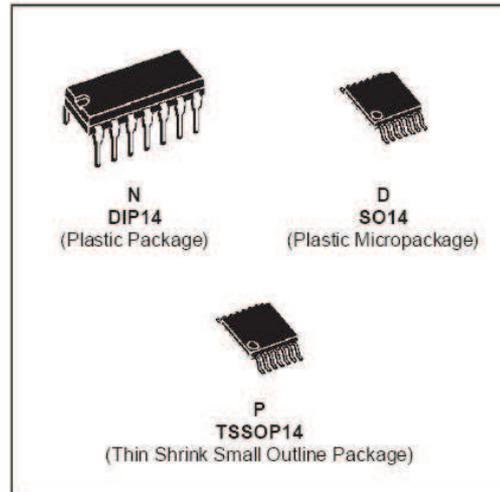
- TL084CN



TL084 TL084A - TL084B

GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $16V/\mu s$ (typ)



DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

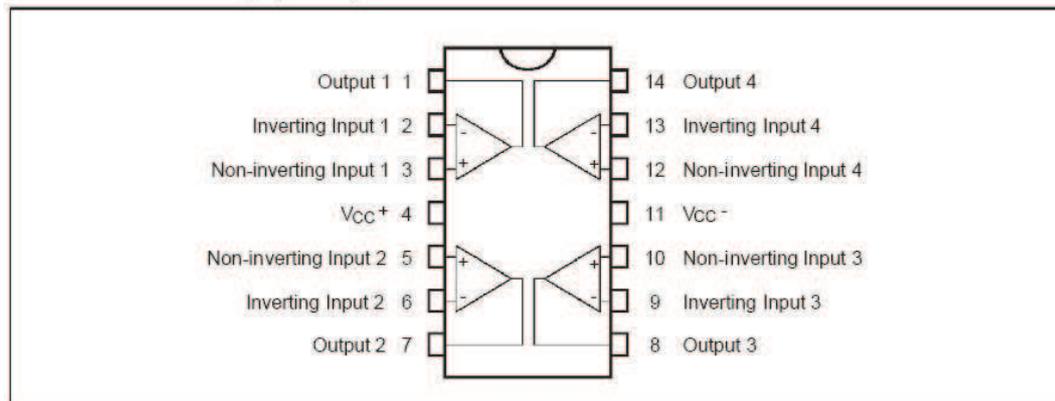
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Examples : TL084CN, TL084CD

PIN CONNECTIONS (top view)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit	
V _{CC}	Supply Voltage - (note 1)	±18	V	
V _I	Input Voltage - (note 3)	±15	V	
V _{id}	Differential Input Voltage - (note 2)	±30	V	
P _{tot}	Power Dissipation	680	mW	
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite		
T _{oper}	Operating Free Air Temperature Range	TL084C,AC,BC TL084I,AI,BI TL084M,AM,BM	0 to 70 -40 to 105 -55 to 125	°C
T _{stg}	Storage Temperature Range		-65 to 150	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = 25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI, AM,BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _S = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10 13	mV
DV _{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		5	100 4		5	100 4	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		20	200 20		30	400 20	pA nA
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 2kΩ, V _O = ±10V) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{CC}	Supply Current, per Amp, no Load T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		±11	+15 -12		V

- AD620



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

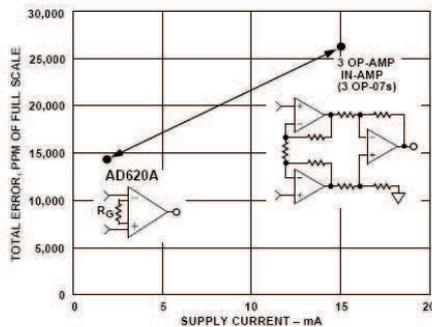


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

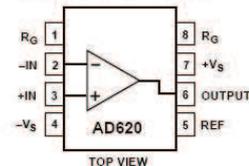
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Fur-

thermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

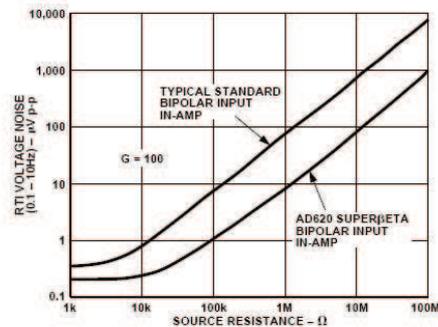


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

thermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

5. Certificación del funcionamiento del equipo

Cuenca, 27 de marzo de 2012.

Por medio de la presente, certifico que se ha realizado la prueba, el día martes 27 de marzo de 2012, del prototipo que se me ha presentado ELECTROMIÓGRAFO DE SUPERFICIE, resultado de la tesis intitulada: "OBTENCIÓN Y ANALISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LOS MÚSCULOS QUE MUEVEN LAS ARTICULACIONES TIBIOFEMORAL Y FEMOROROTULIANA APLICADA A LA DETECCIÓN Y REHABILITACION DE PROBLEMAS MUSCULARES EN EL MOVIMIENTO DE LA RODILLA." Desarrollado por las señoritas: Estefanía Isabel Montes Fernández y Viviana Elizabeth Cabrera Ávila. Certifico que funciona de manera adecuada. Cumpliendo con los parámetros requeridos para ser utilizado en exámenes de electromiografía de superficie.

Se firma en Cuenca, el día martes 27 de marzo de 2012.

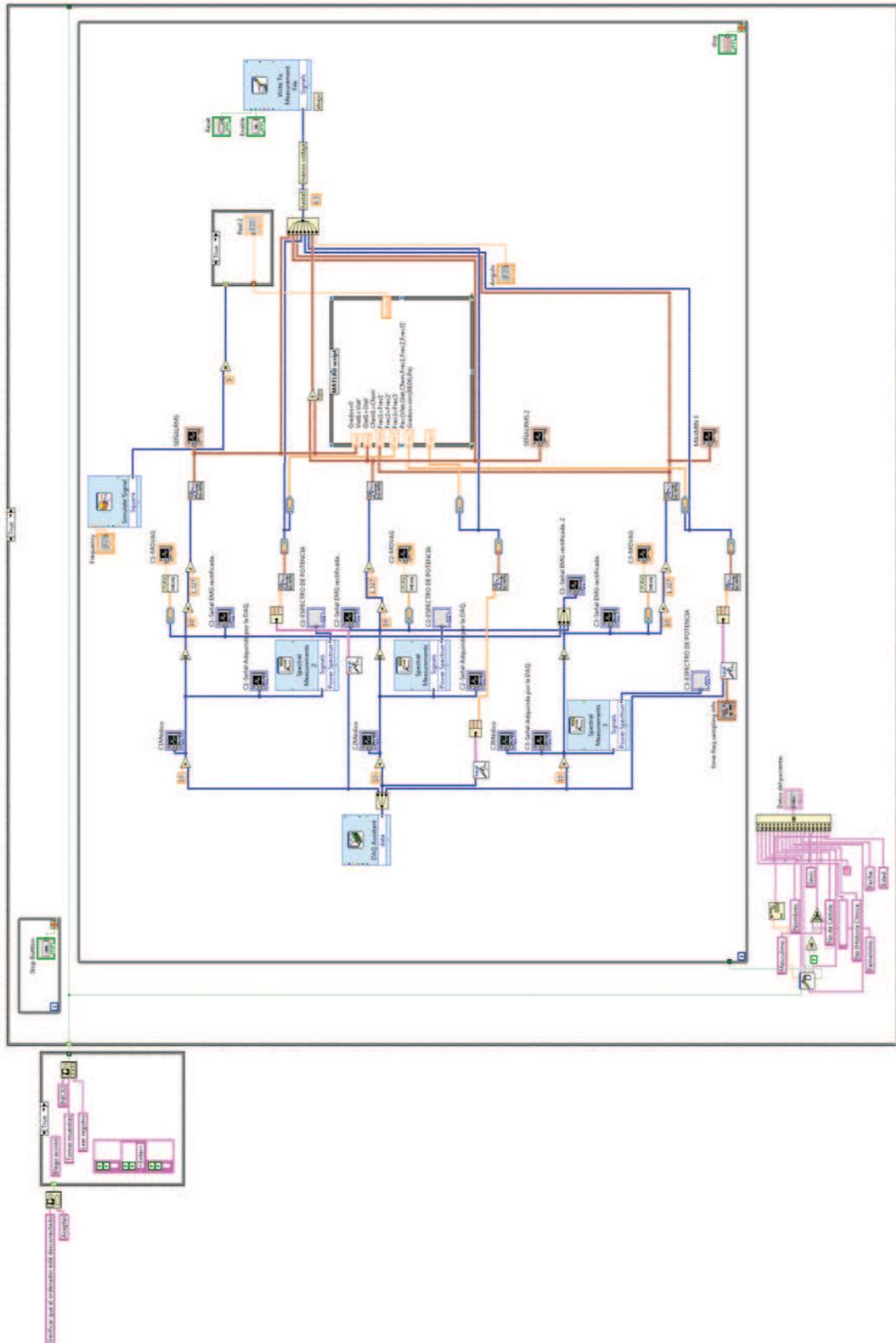


Atentamente.

Dr. Pablo Peñaherrera.

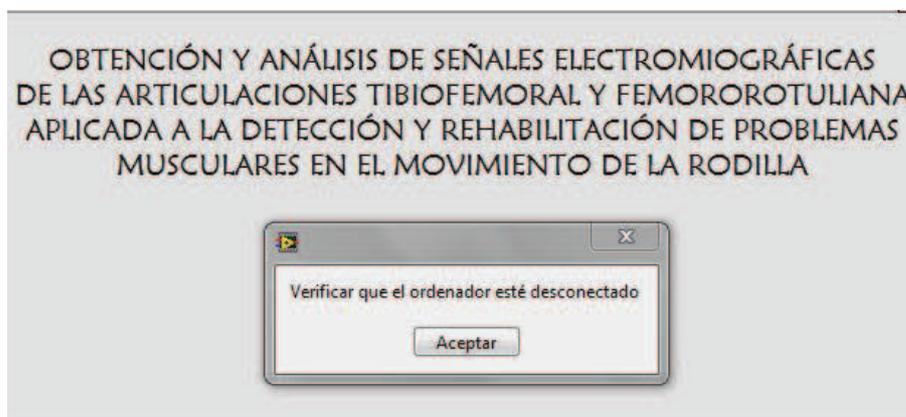
Neurólogo Clínico.

6. Captura del programa realizado en LabVIEW

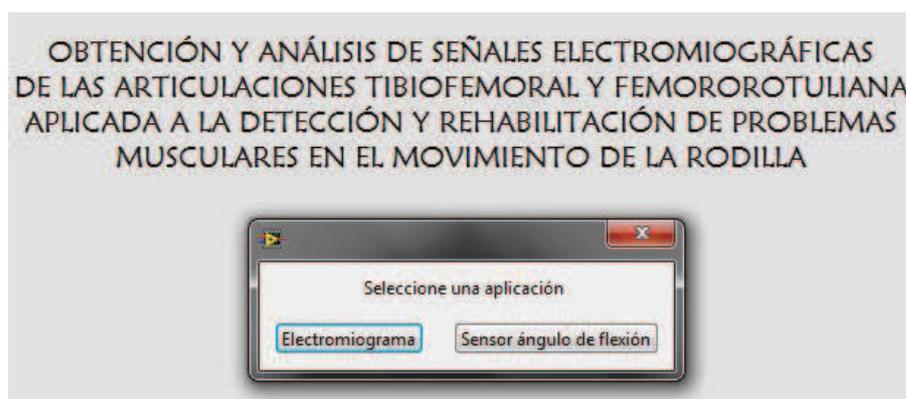


7. Manual del Programa

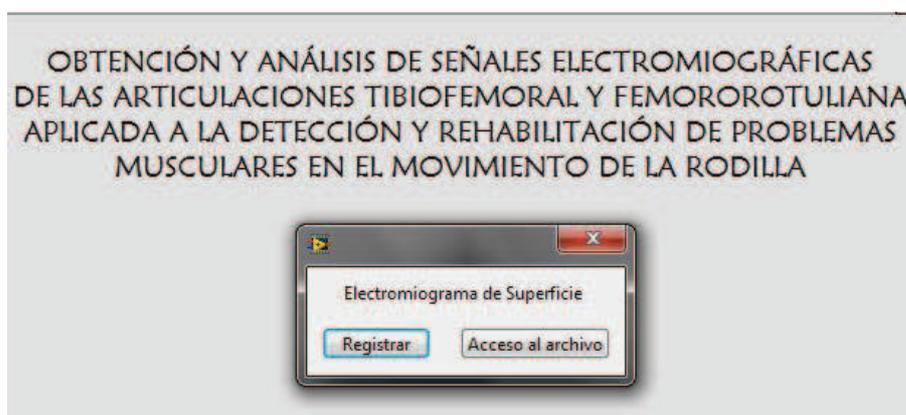
a. Una pantalla inicial advierte la desconexión del cargador de baterías del ordenador.



b. Posterior a la primera advertencia, se solicita seleccionar una aplicación para el instrumento presentado.



c. Al seleccionar la opción "Electromiograma" se indicarán dos opciones: registrar un nuevo análisis o acceder al archivo de señales electromiográficas.

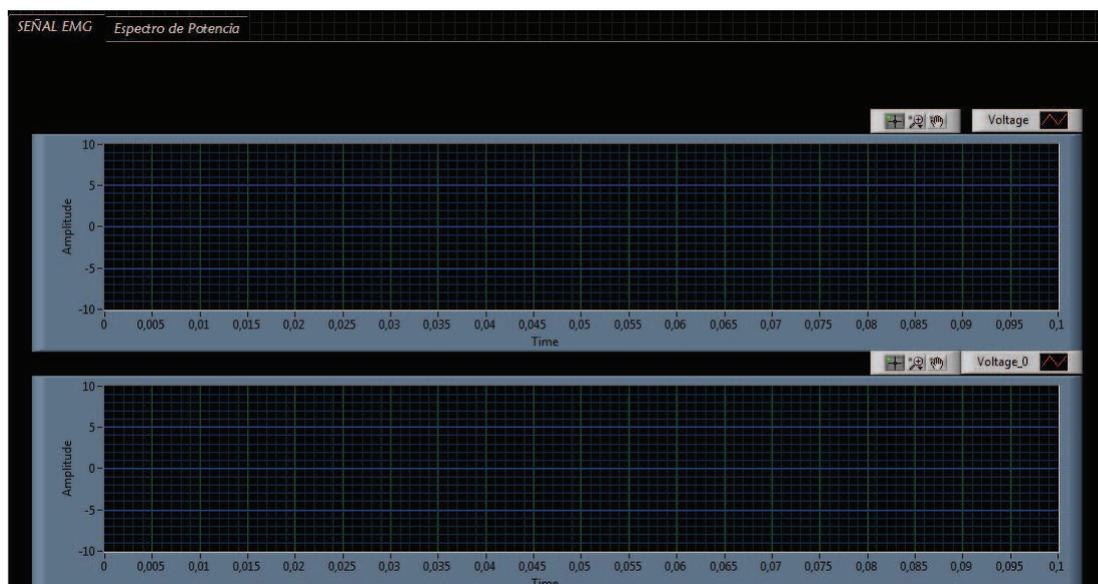


d. Al escoger la opción “Registrar” se abre una pantalla donde deberan ingresarse los datos informativos del paciente, finalmente se presiona “Aceptar”.

The screenshot shows a software window titled "ELECTROMIOGRAFIA" with a sub-window titled "REGISTRO DE DATOS DEL PACIENTE". The form contains the following fields and controls:

- Nombres:** A text input field.
- Número de Cédula:** A text input field.
- Número de Historia Clínica:** A text input field.
- Edad:** A numeric input field with a spinner, currently showing "0".
- Fecha:** A date selection control showing "00:00:00,000 DD/MM/YYYY".
- Sexo:** Two radio buttons labeled "Femenino" and "Masculino".
- Acceptar:** A button with a green checkmark icon and the text "Acceptar".
- Image:** An anatomical illustration of a male human figure in a running pose, showing muscle structure.

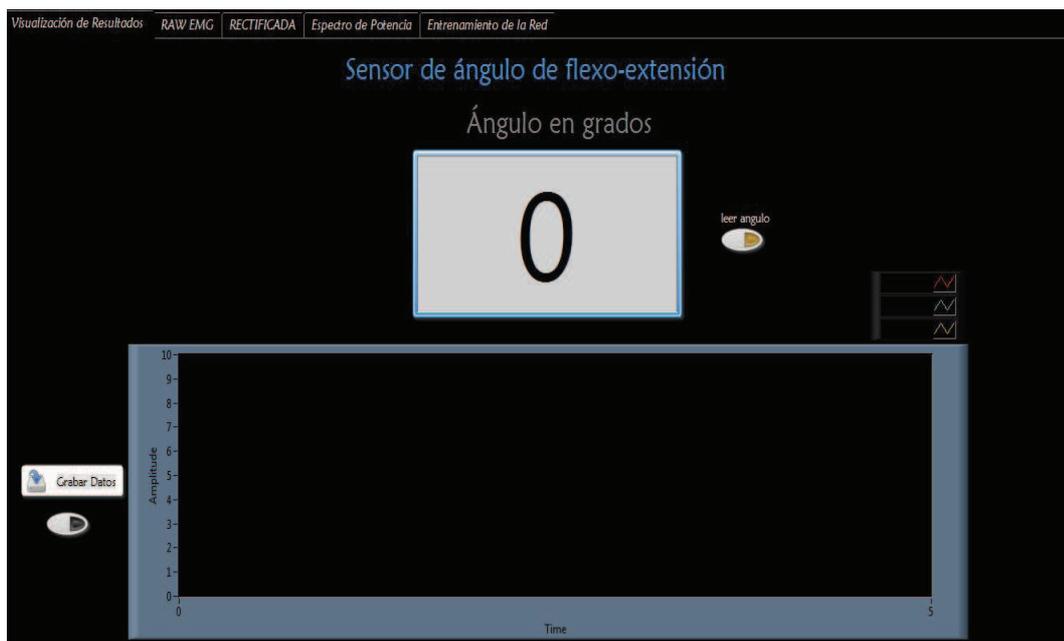
e. Una vez habilitado el registro, comienza la visualización de la señal electromiográfica correspondiente a tres músculos.



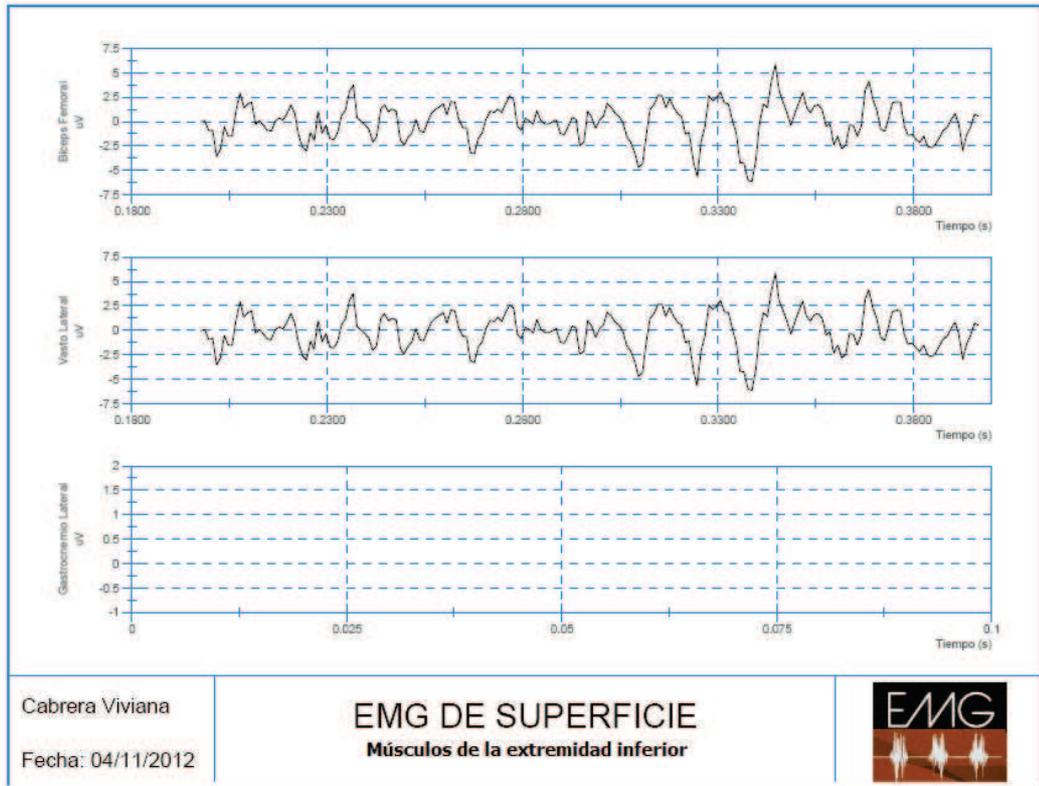
f. Si en el literal c, se escoge la opción “Acceso al archivo” podrá visualizarse una señal electromiográfica previamente grabada.



g. La otra aplicación disponible para escoger en el literal b, hace relación al sensor de ángulo de flexo-extensión, donde podrá visualizarse el ángulo en grados de la articulación tibiofemoral y femororotuliana. En esta pantalla existe además la posibilidad de guardar un registro de la señal electromiografica detectada, para la posterior obtención de reportes. Para la lectura del ángulo debera presionarse el botón “leer ángulo”



En la figura siguiente se presenta un ejemplo del reporte producido por este instrumento.



Bibliografía

- [1] Publicación de la Comisión médica del Comité Olímpico Internacional en colaboración con la federación internacional de medicina deportiva, 2003.
- [2] GANONG William y ANGUIANO Guillermo. Manual de fisiología médica, 1980.
- [3] GUYTON Arthur. *Anatomía y fisiología del sistema nervioso: Neurociencia básica*. Editorial médica panamericana, 1997.
- [4] DERY Bernard. *El Diccionario Visual*. 2005.
- [5] ANZORANDIA Carlos Santos. *El Abecé de la electroneuromiografía clínica*. Editorial Ciencias Médicas, 2003.
- [6] KONRAD Peter. The abc of emg, 2005.
- [7] BIGLAND Brenda y LIPPOLD C. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. 1954.
- [8] ITUARTE DE GHISOLFI Leonor. *Biofísica celular*. 2010.
- [9] MARROQUÍN CALLEJA Francisco. Anatomía y Fisiología humana, 2010.
- [10] BRAILOWSKY Simón. *La sinapsis: estructura y función*. 2003.
- [11] HOLLINSHEAD Henry. *Fisiología para la Rehabilitación*. 1983.
- [12] TELEEMG. Electronic EMG manual. 2011.
- [13] STMicroelectronics. TL084 datasheet, 1999.
- [14] Facultad de Ingeniería USAC. *Fundamentos de Amplificadores Operacionales*. 2000.
- [15] Texas Instruments. Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS INA129, 1996.
- [16] SANZ A. y ARTIGAS J. *Amplificador de Instrumentación.*, 2005.

- [17] Analog Devices. AD620, Instrumentation Amplifier datasheet., 1999.
- [18] KHANDPUR R. *Biomedical instrumentations. Technology and applications.* 2007.
- [19] NEUMAN M. R. *Biopotential Electrodes.* 2000.
- [20] RAMÍREZ Angélica y GARZÓN Diego Alexander. *Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie.* 2008.
- [21] MAHIQUES Arturo. *Rehabilitación de la rodilla.* 2003.
- [22] MICHIE Donald y otros. *Machine Learning, Neural and Statistical Classification.* 1994.
- [23] ROJAS R. *Neural Network. A systematic Introduction.* 1996.
- [24] MERLETTI Roberto. Normas para la notificación de los datos EMG (ISEK). 1999.
- [25] REINOSO M. ORTIZ J. *Diseño y construcción de un prototipo de encefalógrafo para la adquisición de señales cerebrales.* 2010.
- [26] ZHIJUN Gu. Software - Biomedical Startup Kit. Technical report, 2010.
- [27] BOTTIN A y REBECCHI P. P. Proceedings of XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. 2002.
- [28] MERLETTI Roberto y otros. *Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques.* 2010.
- [29] RODRÍGUEZ Lucía y otros. *Aplicaciones de la electromiografía en el Deporte.* 2010.
- [30] MATHIASSEN S. y HÄGG G. *Amplitude aspects and functional considerations on surface EMG electrode displacement with particular emphasis on the upper trapezius muscle.* 1997.
- [31] VAN DER HELM F. y YAMAGUCHI G. Morphological data for the development of musculoskeletal models: An update. 2000.
- [32] SENIAM. *Recommendations for sensor locations on individual muscles.* 2011.
- [33] DE VITO G y otros. Is the coactivation of biceps femoris during isometric knee extension affected by adiposity in healthy young humans? *Electromyography and Kinesiology*, 2003.

- [34] IMSS. Manual de goniometría, 2003.
- [35] CASTILLO Adriana. *Cálculo del error total*. 2004.
- [36] HERNANDEZ Roberto y otros. *Metodología de la investigación*. Editorial McGRAW-HILL, 2001.