



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR ELECTROMIOGRÁFICO
BASADO EN LA TECNOLOGÍA DE LOS MICRO-CONTROLADORES”**

TESINA DE SEMINARIO

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentada por:

ÁNGEL ANDRÉS RAMÍREZ GARCÍA

LUIS ALFONSO LOAYZA FEIJOO

GUAYAQUIL – ECUADOR

2013

AGRADECIMIENTO

Primeramente agradezco a mis Padres Celestiales, por permitirme ser parte de su obra aquí en la tierra, también agradezco a mis Padres Terrenales Piedad y Rigoberto por ser los pilares de mi vida durante toda lo que va de ella, por su gran sacrificio y amor durante todos estos años, agradezco a mi hermana Madeline por todo su apoyo y amor.

Agradezco a todos los maestros y amigos que he tenido durante todo mi periodo educativo, en especial a nuestro tutor el Ing. Miguel Yapur.

Andrés

AGRADECIMIENTO

Primeramente a Dios, por darme la vida y por haberme permitido llegar hasta este momento tan importante de mi formación académica. A mis padres Alfonso Loayza y Kelita Feijoo, por ser el pilar fundamental en mi vida, demostrándome su amor, comprensión y apoyo.

A mis hermanos por estar siempre presentes ayudándome en los momentos difíciles, y a mi novia que siempre me brindó su apoyo incondicional logrando esta magnífica meta. Al Ing. Miguel Yapur por brindarme sus conocimientos durante mi formación profesional.

Alfonso

DEDICATORIA

A Mi Padre Celestial por su infinito amor, a mis Padres Rigoberto Ramírez y Piedad García, a mi hermana Madeline Ramírez, a todos mis familiares los cuales me han apoyado durante todo mi nivel académico que he recibido, para ellos es esto, a mi prestigioso colegio Vicente Rocafuerte, cuna de líderes, a mi universidad ESPOL por ser mi segunda casa durante todos estos años.

A mis amigos con los cuales, hemos tenido tanto alegrías como tristezas durante todos estos años en la mejor universidad de este país.

Andrés

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres Alfonso Loayza y Kelita Feijoo, a mis hermanos Norelis, Marlon y Kevin Loayza, a mi novia Lisseth Lapo, que siempre me brindaron su apoyo incondicional logrando el objetivo propuesto en mi vida universitaria.

A mis amigos politécnicos que siempre compartimos momentos de alegría y tristeza, demostrando perseverancia y sacrificio en todos estos años en mi prestigiosa universidad ESPOLE.

Alfonso

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

Ing. Miguel Yapur, M.Sc.

PROFESOR DEL SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Ing. Efrén Herrera, M.Sc

PROFESOR DELEGADO POR LA UNIDAD ACADÉMICA

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de esta Tesina, nos corresponde exclusivamente a nosotros; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”

(Reglamento de Graduación de la ESPOL)

Ángel Andrés Ramírez García

Luis Alfonso Loayza Feijoo

ABREVIATURAS

Ach	Acetilcolina
A/D	Analógico a digital
CMRR	Rechazo de modo común
EEG	Electroencefalografía
EKG	Electrocardiografía
EMG	Electromiografía
IDETEC	Ideas y Tecnología
M.E. I&T 04	Módulo de entrenamiento y desarrollo Ideas y Tecnología
MUAP	Potencial motor de la acción de la unidad
PAUM	Potenciales de acción de las unidades motoras
PDA	Ordenador de bolsillo
SEMG	Electromiografía de superficie
SENIAM	Superficie de EMG para la evaluación no invasiva de los músculos
SNA	Sistema nervioso autónomo
SNC	Sistema nervioso central
T	Transversales
UM	Unidad motora

RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño, construcción y montaje de un sistema para la adquisición de señales electromiográficas provenientes de los músculos del cuerpo humano.

La electromiografía es el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular, que consiste en el registro, mediante electrodos, de los potenciales eléctricos que se producen en el músculo esquelético cuando éste se activa. Se la usa para evaluar el estado de los nervios que controlan la musculatura, y permite detectar con precisión, el grado de compresión o de sufrimiento de los nervios; además ayuda a medir la velocidad de desplazamiento de un estímulo eléctrico.

El objetivo de este proyecto es desarrollar un sistema que registre la señal electromiográfica, el cual incluye las etapas de amplificación y filtrado. Para la realización del electromiograma se colocan los electrodos de superficie, los cuales son conectados al amplificador que mide la diferencia de potencial eléctrico entre los electrodos; luego se filtra dicho potencial y por último la señal es visualizada en el computador.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO.....	II
DEDICATORIA.....	IV
TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN.....	VI
DECLARACIÓN EXPRESA.....	VII
ABREVIATURAS.....	VIII
RESUMEN.....	IX
ÍNDICE GENERAL.....	X
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIV
ÍNDICE DE TABLAS.....	XVIII
INTRODUCCIÓN.....	XIX
CAPÍTULO 1	
ASPECTOS GENERALES DEL ELECTROMIOGRAMA.....	1
1.1 Electromiografía.....	1
1.2 Reseña histórica.....	2
1.3 Bases fisiológicas.....	3
1.3.1 Organización estructural y funcional de la unidad motora.....	5
1.3.2 Potencial de acción en los nervios.....	7
1.3.3 Reobase y Cronaxia.....	9
1.4 Cualidades del valor diagnóstico del electromiograma.....	10
1.5 Razones por las que se realiza el electromiograma.....	10

1.6 Señal EMG y estudio de la unidad motora.....	11
1.6.1 Origen de la señal EMG.....	12
1.6.2 Descomposición de la señal EMG.....	13
1.6.3 Aplicaciones de la señal EMG.....	14
1.6.4 Aplicaciones médicas.....	14
CAPÍTULO II	
DISEÑO DEL ELECTROMIÓGRAFO.....	16
2.1 Principios de diseño del circuito.....	16
2.2 Características del equipo electromiógrafo.....	18
2.3 Componentes circuitales del electromiógrafo.....	18
2.3.1 Etapa de pre-amplificación.....	18
2.3.2 Etapa de filtrado.....	24
2.3.3 Etapa de amplificación final.....	31
2.3.4 Etapa de rectificación de media onda.....	31
2.4 Conversión analógica/digital.....	33
2.4.1 Elección de la tarjeta de adquisición.....	35
2.4.1.1 Especificaciones de M.E. I&T 04.....	35
2.4.1.2 Aplicaciones de M.E. I&T 04.....	36
2.4.1.3 Característica de M.E. I&T 04.....	37

2.4.1.3.1 Fuente de alimentación.....	37
2.4.1.3.2 Micro-controlador PIC 16F886.....	37
2.4.1.3.3 Reset (MCLR).....	38
2.4.1.3.4 ICSP (Programación serial en circuito).....	38
2.4.1.3.5 Entradas/Salidas en puertos A, B, C.....	38
2.4.1.3.6 Entradas analógicas.....	38
2.4.1.3.7 Led en PORTB.....	39
2.4.1.3.8 Potenciómetro en PORTA.....	39
2.4.1.3.9 Control de motor DC.....	39
2.4.1.3.10 Control de servomotor.....	39
2.4.1.3.11 Comunicación serial UART/USB/FSK.....	40
2.4.2 Elección del software donde se visualizarán las ondas.....	40
2.4.3 Adquisición y visualización de la señal EMG en el software.....	41
CAPÍTULO III	
IMPLEMENTACIÓN DEL ELECTROMIÓGRAFO.....	45
3.1 Instrumentación.....	45
3.2 Electrodo de superficie y sus características.....	47
3.3 Circuito impreso del electromiógrafo.....	55
3.4 Tarjeta electrónica del electromiógrafo y módulo M.E. I&T 04.....	56

3.5 Equipo completo del electromiógrafo.....	57
--	----

CAPÍTULO IV

GRÁFICAS Y RESULTADOS.....	58
----------------------------	----

4.1 Gráfica del comportamiento del músculo.....	58
---	----

4.1.1 Señal EMG en un osciloscopio.....	60
---	----

4.1.2 Señal EMG realizada con el software desarrollado.....	60
---	----

4.2 Gráfica de la señal EMG integrada.....	61
--	----

4.3 Resultados experimentales.....	62
------------------------------------	----

4.4 Análisis de resultados.....	63
---------------------------------	----

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

ANEXOS

ANEXO A: CIRCUITO EMG AMPLIADO

ANEXO B: DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW

ANEXO C: CÓDIGO DEL MICRO-CONTROLADOR

BIBLIOGRAFÍA

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Organización del músculo esquelético.....	5
Figura 1.2 Fibra del músculo cardíaco.....	6
Figura 1.3 Potencial de acción.....	8
Figura 1.4 Voltaje de Reobase y Cronaxia.....	9
Figura 1.5 Origen de la señal EMG.....	13
Figura 2.1 Diagrama de bloques del electromiógrafo.....	17
Figura 2.2 Diagrama del amplificador de instrumentación.....	20
Figura 2.3 Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de desbalance y ruido en modo común (circuito de pierna derecha) con modificación para EMG.....	22
Figura 2.4 Diagrama esquemático del circuito integrador de la etapa de pre-amplificación.....	23
Figura 2.5 Diagrama esquemático del circuito no inversor de la etapa de pre-amplificación.....	23
Figura 2.6 Diagrama esquemático de la etapa de pre-amplificación.....	24
Figura 2.7 Gráfica de magnitud vs frecuencia de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de 10 KHZ.....	26
Figura 2.8 Curvas de respuesta de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel de segundo orden.....	26

Figura 2.9 Variación de la respuesta en magnitud del filtro Butterworth según su orden.....	27
Figura 2.10 Diagrama esquemático del filtro pasa-altas de 20 Hz.....	30
Figura 2.11 Diagrama esquemático del filtro pasa-bajas de 500 Hz.....	30
Figura 2.12 Diagrama esquemático del filtro pasa-bandas 20-500 Hz.....	30
Figura 2.13 Diagrama esquemático del amplificador final en configuración no inversora.....	31
Figura 2.14 Diferentes potenciales provenientes de la UM.....	32
Figura 2.15 Diagrama esquemático del rectificador de media onda de precisión.....	32
Figura 2.16 Diagrama esquemático del sistema completo para la adquisición de señales electromiográficas.....	33
Figura 2.17 Módulo M.E. I&T 04.....	35
Figura 2.18 Puerto de configuración serial VISA.....	42
Figura 2.19 Bloque VISA Read.....	43
Figura 2.20 Convertidor de los niveles de voltaje.....	43
Figura 2.21 Bloque de parada.....	44
Figura 3.1 Diferentes tipos de electrodos de superficie: a) electrodos de metal, b) electrodos de succión para EKG.....	48
Figura 3.2 a) Localización de los electrodos húmedos y secos con cubierta protectora y b) electrodos sin cubierta protectora.....	50

Figura 3.3 Resultado de la impedancia de contacto entre la piel y el electrodo vs tiempo para los tipos de electrodos, la gráfica muestra un promedio de datos recabados a 5 sujetos.....	50
Figura 3.4 Electrodo superficial desechable.....	51
Figura 3.5 Resultados de un inventario de usos de sensores para electromiografía en laboratorios europeos obtenidos escaneando 6 volúmenes (1991-1997) de revistas con publicaciones acerca de SEMG. a) Histograma del diámetro del electrodo, b) Histograma de la distancia inter-electrodo.....	53
Figura 3.6 Señales del SEMG obtenidas de dos sujetos en el músculo de la tibia anterior, con electrodos de Ag/AgCl con diámetro de [3mm] y distancia de inter-electrodo de 12 [mm]. Los electrodos fueron posicionados en tres lugares diferentes, sobre la zona de inervación (IZ), cerca de la zona de inervación y sobre la localización donde se logra la máxima amplitud (entre la IZ y la región del tendón). Similares resultados fueron obtenidos entre los dos sujetos.....	54
Figura 3.7 Cara frontal del circuito electromiógrafo.....	55
Figura 3.8 Cara posterior del circuito electromiógrafo.....	56
Figura 3.9 Tarjeta del circuito electromiógrafo.....	56
Figura 3.10 Módulo M.E. I&T.....	57
Figura 3.11 Equipo completo	57
Figura 4.1 Gráfica del comportamiento del músculo.....	59

Figura 4.2 Señal EMG en el osciloscopio.....	60
Figura 4.3 Señal EMG que se obtuvo en el software.....	61
Figura 4.4 Señal EMG integrada.....	61
Figura 4.5 Gráfica del músculo bíceps sin tensión en el software.....	64
Figura 4.6 Gráfica del músculo bíceps con tensión en el software.....	65

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Fuente de señales bioeléctricas sensadas por electrodos.....	46
Tabla 2. Tabla comparativa del desempeño de bioelectrodos.....	49
Tabla 3. Valores obtenidos con el equipo electromiógrafo.....	62
Tabla 4. Características del filtro pasa-banda.....	63

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se describe el desarrollo, diseño y montaje de un electromiógrafo, cuya función es adquirir las señales eléctricas provenientes de los músculos y mostrarlas en una computadora. En términos médicos, este sistema es para diagnosticar anomalías o deficiencias motoras de las personas.

En el primer capítulo se estudia aspectos generales del electromiograma. El diseño del electromiógrafo se basa en cuatro etapas importantes como son: Pre-amplificación, filtrado, amplificación y rectificación de media onda que son descritos respectivamente en el capítulo dos. En el capítulo tres se describe la metodología que se debe seguir para la obtención de la señal electromiográfica, con resultados confiables y precisos, por último en el capítulo cuatro se muestra la obtención de resultados y análisis acerca de los mismos.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES DEL ELECTROMIOGRAMA

1.1. Electromiografía

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular, se conoce como electromiografía. Las señales electromiográficas son generadas por el intercambio de iones, a través de las membranas de las fibras musculares, producida por una contracción muscular; normalmente un músculo consta de miles de células individuales, envueltas en tejido conectivo. Las fibras musculares están organizadas en haces envueltos llamados fascículos, que se encuentran en tejido conectivo.

La electromiografía consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica; generada en nervios y músculos, a través de la utilización de electrodos. Las mediciones extraídas de la señal electromiográfica proporcionan una información muy valiosa acerca de los patrones de activación muscular.

1.2. Reseña histórica

Los antecedentes históricos del registro de actividad eléctrica se remontan a mediados del siglo XVII, cuando el médico y científico italiano Francesco Redi, demostró la existencia de un músculo especializado capaz de generar electricidad en el pez raya. También en el campo de la experimentación animal, John Walsh reportó la generación de electricidad por la musculatura de la anguila en 1773.

Posteriormente, Luigi Galvani en 1786 realizó sus famosos experimentos en una máquina electrostática acoplada a ranas, concluyendo la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos. En el siglo XIX Guillaume BA Duchenne realizó el primer trabajo sobre la dinámica y función del músculo, construyó un equipo de estimulación neuromuscular, en sus comienzos con fines terapéuticos e investigativos.

De esta etapa inicial el trabajo más importante fue el de Erlanger J. y Spencer Gasser, que amplificaron señales eléctricas, estimulando una fibra nerviosa en un osciloscopio de rayos catódicos y recibieron el premio Nóbel de medicina y fisiología en 1944 [1].

Ha mediado de la década de los 80, las técnicas de integración en electrodos habían avanzado lo suficiente, permitiendo la producción de lotes de la instrumentación y amplificadores pequeños. En la actualidad, un número de amplificadores adecuados están disponibles comercialmente; a principios de la década de los 80, los cables que manejan señales en el rango deseado de los microvoltios también estuvieron disponibles; la reciente investigación ha sido una mejor comprensión de las propiedades de registro de la señal electromiográfica.

1.3. Bases fisiológicas

El ser humano está constituido por un 40% de músculo esquelético, 10% de músculo liso y cardíaco. Las tres funciones de los músculos son [2]:

1. Postura muscular.
2. Movimiento.
3. Generación de calor.

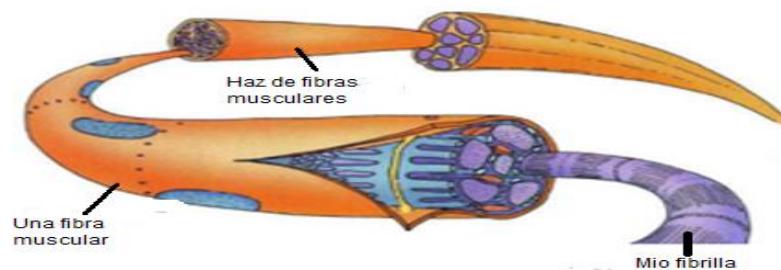
Las características del tejido muscular se detallan a continuación:

1. **Irritabilidad:** El músculo puede ser excitado por estímulos, donde el músculo presenta las siguientes características que son: acortamiento, aumento de su tonicidad, aparición de un potencial eléctrico o de acción.
2. **Contractilidad:** Consiste en la respuesta que da el músculo ante un estímulo determinado, un músculo puede responder a un estímulo único con una contracción aislada o fugaz, y el tono muscular permanece casi inalterado.
3. **Distensibilidad:** Es la capacidad de recobrar la longitud inicial del músculo.
4. **Elasticidad:** Es la capacidad que posee un músculo para distenderse, con lo que protege al músculo de los desgarres y desprendimiento de los tendones ante tracciones repentinas y de gran intensidad [3].

El músculo esquelético está constituido por fascículos musculares, y por un conjunto de fibras musculares. Por eso, cada músculo se inserta en el hueso a través de los tendones, que están formados principalmente por tejido fibroso, elástico y solido; estos músculos reaccionan de manera voluntaria a estímulos nerviosos.

1.3.1. Organización estructural y funcional de la unidad motora.

La constitución del musculo esquelético se presenta en la figura 1.1, la cual está formada por muchas fibras cuyo diámetro está entre 10 y 80 [μm]. Cada una de las fibras está constituida por subunidades muy pequeñas. Las fibras en los músculos esqueléticos se extienden a lo largo de toda la longitud del músculo, excepto el 2% de las fibras.



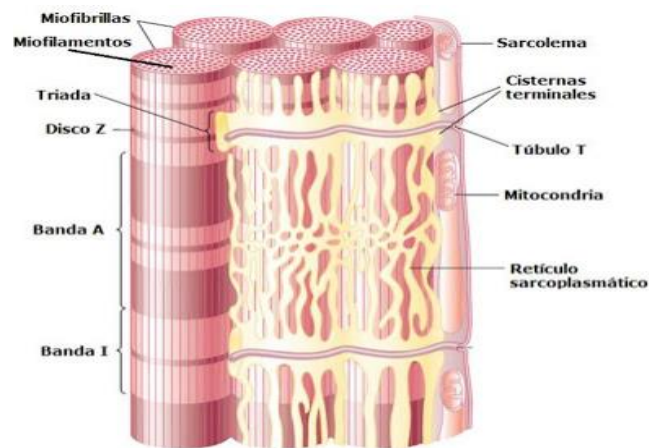
Fuente: Gartner P. Leslie, Hiart L. James, Texto Atlas de Histología.

Figura 1.1 Organización del músculo esquelético [4].

La fibra muscular tiene una membrana celular llamada sarcolema, la cual está formada por membrana una plasmática y una cubierta externa, también está compuesta por una capa delgada de material polisacárido que contiene bastantes fibrillas delgadas de colágeno.

La figura 1.2 nos muestra el sistema de túbulos T, el cual rodea las miofibrillas, estos túbulos se comunican a través del exterior de la membrana celular.

El sistema de túbulos T está relacionado con el retículo sarcoplásmico, el cual almacena calcio intercelular y crea una red alrededor de cada miofibrilla. El retículo sarcoplásmico permite regular la contracción muscular por medio del secuestro (que conduce a la relajación) y la liberación (que causa contracción), estos son controlados por iones de calcio (Ca^{2+}) dentro del sarcoplasma.



Fuente: Guyton, Arthur y Hall, John E., *Tratado de fisiología médica*.

Figura 1.2 Fibra del músculo cardíaco [5].

La liberación del ion calcio se da por medio de la onda de despolarización que es transmitida por túbulos T, dando como resultado la liberación resultante de iones de calcio al citoplasma que están cerca de las miofibrillas. El “pulso” de liberación de iones de calcio se da cuando hay una contracción del músculo, el cual dura en la fibra muscular esquelética un aproximado de 1/20 de segundo [5].

En las fibras musculares inactivas, por ejemplo, en las neuronas existe una polarización en su membrana, que tiene una diferencia de potencial de -80 a -90 [mV], esto es llamado potencial de reposo, el cual se debe a la concentración iónica a ambos lados de la membrana; por eso en el medio intracelular es esencialmente abundante el K^+ , por el contrario, el exterior es el Na^+ y Cl^- .

1.3.2. Potencial de acción en los nervios.

Las señales nerviosas son transmitidas mediante potenciales de acción, los cuales son cambios rápidos del potencial en la membrana, que se extienden rápidamente a lo largo de la membrana de la fibra nerviosa. Las fases del potencial de acción se muestran en la figura 1.3 y se presentan a continuación:

- **Fase de reposo.** Es el potencial de la membrana en reposo, que está antes del comienzo del potencial de acción.
- **Fase de despolarización.** Es el cambio de potencial negativo a positivo, por lo que la membrana se hace muy permeable a los iones de sodio.
- **Fase de repolarización.** Es la restauración del potencial de la membrana en reposo [5].



Fuente: Guyton, Arthur y Hall, John E., *Tratado de fisiología médica*.

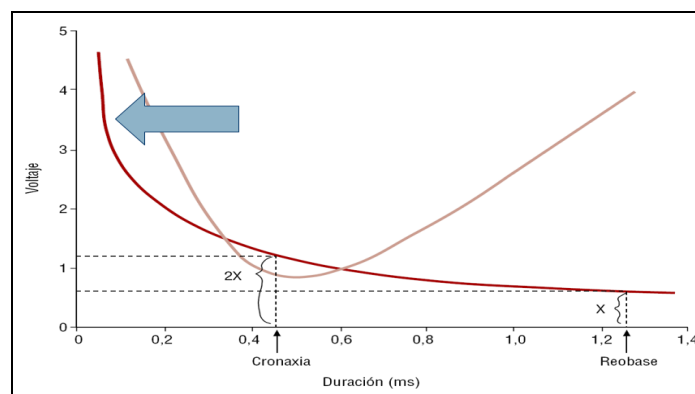
Figura 1.3 Potencial de acción [5].

La figura 1.3 presenta todas las etapas del potencial de acción; la célula en reposo tiene un potencial negativo de -70 [mV], es decir, la célula cuando recibe un estímulo los canales de Na^+ se abren, lo cual permite la entrada al interior de la célula, (1) tratar de hacerla más positiva y alcanzando los 30 [mV], la célula se despolariza por sí misma hasta alrededor de los 50 [mV]. Por consiguiente, este cambio de potencial provoca que los canales de K^+ se abran (2), dando lugar a un pulso de iones de K^+ que van al exterior de la célula, y así mismo, un flujo de iones de Na^+ , lo que provoca que el potencial dentro de la célula esté por debajo de su valor original (3), lográndose estabilizar después en su nivel de potencial en reposo.

1.3.3. Reobase y Cronaxia

Cronaxia es el intervalo de tiempo requerido para una corriente eléctrica doble de la fuerza de la reobase, la cual sirve para dar una estimulación a un músculo o una neurona. Reobase es la corriente mínima con duración del impulso indefinido, la cual sólo estimula los músculos o los nervios.

En medicina la cronaxia y los valores de excitabilidad son de gran aporte a la electromiografía, ya que es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica transmitida por el músculo esquelético. La reobase necesariamente no puede ser la corriente eléctrica de elección. La electromiografía se utiliza para el diagnóstico de las neuropatías, miopatías y enfermedades de unión neuromuscular.



Fuente: Wikipedia, Cronaxia.

Figura 1.4 Voltaje de Reobase y Cronaxia [6].

1.4. Cualidades del valor diagnóstico del electromiograma

El electromiograma y los análisis de conducción nerviosa forman parte de los métodos de electrodiagnóstico más utilizados en el estudio de la función motriz. El valor diagnóstico detalla una serie de cualidades:

- **Objetividad elevada**, se manifiesta con el uso de las técnicas electromiográficas de carácter cuantitativo.
- **Precocidad en el diagnóstico**, se presenta en el diagnóstico anatómo-patológico, indicando la magnitud de la lesión como en el diagnóstico topográfico, y también concretando el lugar de la afección de la médula, plexos y troncos nerviosos, etc.
- **Rapidez en el pronóstico**, se manifiesta con los primeros signos de regeneración nerviosa antes de cualquier afirmación clínica.

1.5. Razones por las que se realiza el electromiograma

La electromiografía es una prueba ampliamente conocida y utilizada en el campo de la Neurofisiología y la Neurología, ya que la prueba puede resultar molesta para el paciente, por eso esta se la realiza en casos seleccionados.

La electromiografía tiene muchas aplicaciones, ya que da una información objetiva del estado de los músculos y de los nervios.

A nivel de diagnóstico podemos determinar si hay daño muscular o neurológico en pacientes, teniendo los siguientes síntomas como pérdida de fuerza, dolor muscular, calambres, etc. También nos permite confirmar o descartar enfermedades musculares o neurológicas de tipo degenerativo como distrofias, miastenia o esclerosis, etc.

A nivel médico nos ayuda determinar, de forma objetiva, si el paciente tiene una determinada lesión muscular o nerviosa.

1.6. Señal EMG y estudio de la unidad motora

En patología neuromuscular se parte siempre de un concepto fisiológico fundamental; la unidad motora (UM) es el conjunto formado por una motoneurona alfa, axón y las fibras musculares. El número de fibras musculares de una UM varía entre 25 o menos. Un potencial de unidad motora (PUM) es el resultado de la sumatoria temporoespacial de los potenciales de acción de las fibras musculares pertenecientes a una unidad motora.

La mayoría de las enfermedades neuromusculares se deben a la alteración de algún componente de la unidad motora. Esto provoca la distinción entre, radiculopatías, neuropatías, alteraciones de la placa motriz y miopatías.

1.6.1. Origen de la señal EMG

A diferencia del miocardio, los músculos esqueléticos no contienen células marcapasos de las cuales surja la excitación y se propague. La excitación eléctrica del músculo esquelético se inicia en el sistema nervioso central y periférico. Las neuronas motoras llevan los impulsos nerviosos de las células del asta anterior de la médula espinal a las terminaciones nerviosas, donde los potenciales bioeléctricos producen la liberación. En el momento en que el neurotransmisor acetilcolina (Ach) se une al sarcolema los canales de sodio, se abren, produciendo potenciales miniatura de placa terminal. Si se libera suficiente Ach, la suma de los potenciales miniatura alcanza el umbral de excitación y el potencial se propaga hacia los tendones [6].

La excitación se propaga por las fibras y a través de una red transversal muy ramificada de los túbulos, llamada sistema T, la velocidad de conducción radial es de 4 [cm/s]. Este hecho se debe a que la mayor parte de la capacitancia total de la membrana que está localizada en el sistema T, como se muestra en la figura 1.4.



Fuente: Adel S. Sedra y C. Smith., *Circuitos microelectrónicos*.

Figura 1.5 Origen de la señal EMG [7].

1.6.2. Descomposición de la señal EMG

La señal EMG está esencialmente formada por superposición de la unidad motora de potenciales de acción de varias unidades motoras. La señal EMG se descompone en sus MUAPs constituyentes. MUAPs de distintas unidades de motor pueden tener diferentes formas características, por el contrario, los MUAPs registrados del mismo electrodo y de la misma unidad de motor son muy similares. El tamaño y forma particular PAUM pueden depender del lugar que se encuentra el electrodo con respecto a las fibras, por lo tanto, pueden ser diferentes si el electrodo se mueve de posición; la descomposición de la señal EMG no es trivial, aunque hay muchos métodos propuestos.

1.6.3. Aplicaciones de la señal EMG

Las señales electromiográficas se utilizan en muchas aplicaciones clínicas y biomédicas. La electromiografía se utiliza como una herramienta de diagnóstico para la identificación de las enfermedades neuromusculares, como la evaluación de dolor lumbar, la kinesiología, y los trastornos de control de motores. Las señales electromiográficas también se utilizan como una señal de control para los dispositivos protésicos, tales como las prótesis de mano, los brazos, extremidades inferiores; también como una señal de control de un dispositivo electrónico, como el teléfono móvil o PDA.

1.6.4. Aplicaciones médicas

La electromiografía es una disciplina especializada que permite la evaluación clínica y neurofisiológica de la patología neuromuscular. También es una profundización del diagnóstico clínico neurológico y maneja los mismos principios de localización topográfica.

La electromiografía clínica es una prueba activa, por lo que el paciente solicita una estrategia de estudio individualizada, de acuerdo a su función de cuadro clínico concreto. Por eso, se debe iniciar siempre de una adecuada revisión clínica del paciente.

El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas que se realizan en un laboratorio de electromiografía permite:

- 1) En patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión.
- 2) Una serie de técnicas, varias de ellas incorporadas al software de los electromiógrafos contemporáneos, exploran la función del sistema nervioso autónomo (SNA) y sus trastornos.

CAPÍTULO 2

DISEÑO DEL ELECTROMIÓGRAFO

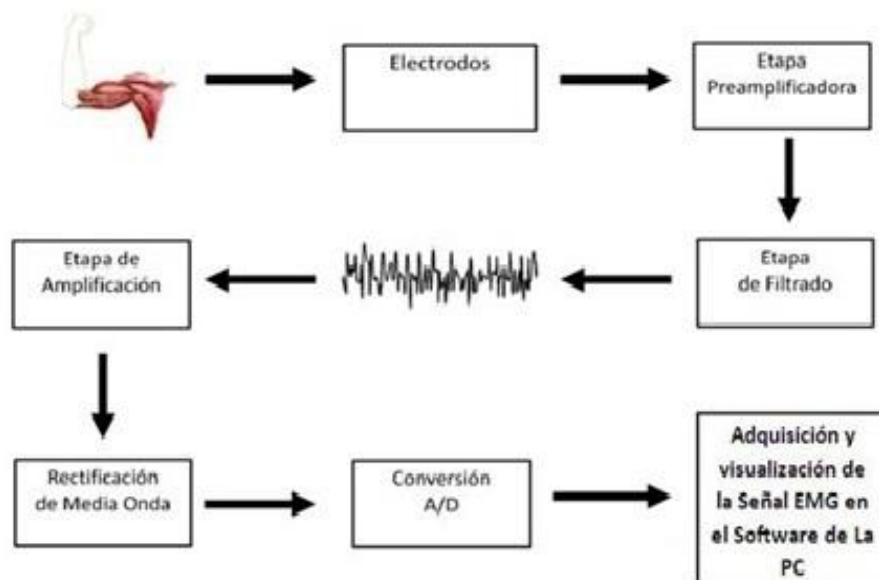
2.1. Principios del diseño del circuito

Como se describió en la sección anterior, al cambio de potencial de acción cuando se activan las fibras del musculo se las conoce como señales EMG. Es de gran importancia considerar la activación de solo una fibra muscular, cuando se va a dar un movimiento específico en la prueba, para así disminuir la interferencia de distintas fibras musculares. El proyecto que se va a presentar, se enfoca específicamente en el músculo bíceps del brazo, en el cual se colocan dos electrodos para la medición de la señal y el punto de

referencia puede estar ubicado a cualquier sitio del mismo brazo e incluso del otro.

A continuación se consideran varios aspectos para diseñar un electromiógrafo, uno de estos es el valor relativamente bajo que da la lectura de los electrodos, por lo que se empieza colocando la etapa de pre-amplificación, la etapa de filtrado, luego un amplificador para la ganancia que junto a un rectificador de media onda, permitirá ver la señal EMG.

A continuación se muestra el diagrama de bloques del circuito del electromiógrafo que se implementará en este proyecto (Figura 2.1).



Fuente: Neuman, M.R, Biopotential Electrodes 2000.

Figura 2.1 Diagrama de bloques del electromiógrafo [14]

2.2. Características del equipo electromiógrafo

El equipo electromiógrafo como se dijo anteriormente consta de varias etapas, las cuales han sido diseñadas de acuerdo a los lineamientos requeridos.

Estas etapas están divididas en dos fases, la primera es una fase analógica, la cual se ocupa de la medición, el filtrado y la amplificación de la señal. La segunda fase es la digital, esta se encarga de la conversión analógica a digital de la señal resultante que me da el electromiógrafo, para así poder visualizarla en el osciloscopio virtual de la PC.

2.3. Componentes circuitales del electromiógrafo

A continuación se detallan cada una de las etapas consideradas en el diseño del circuito electromiógrafo con sus respectivos propósitos y especificaciones.

2.3.1. Etapa de pre-amplificación

La amplitud de las señales EMG depende de varios factores; la posición, el tipo y material de los electrodos usados; una típica señal EMG tiene rangos de amplitud que van desde 0.1 a 0.5 [mV]. Esta señal puede contener componentes de frecuencia que se extienden hasta los 10kHz [12]. El pre-amplificador usado para el electromiógrafo es generalmente del tipo diferencial y su impedancia de entrada debe ser de $10^9 - 10^{12}[\Omega]$ en

paralelo con un capacitor de 2 – 10[pF]; también es recomendable ubicar el pre-amplificador bastante cerca de los electrodos y del sujeto, de esta forma se evitan capacitancias parásitas y problemas producidos por el movimiento de los cables. Otra de las características importantes es el rechazo de modo común o CMRR por sus siglas en inglés (Common Mode Rejection Ratio) [7], este término se define para los amplificadores diferenciales como:

$$CMRR = 20\log_{10}(Ad/Ac) \quad (2.1)$$

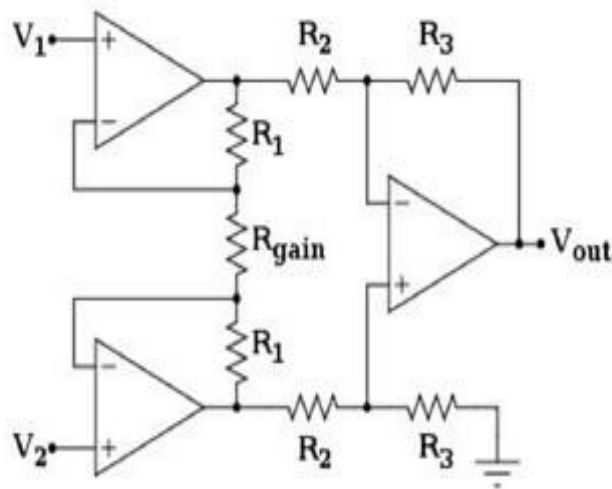
$$Ad = \frac{V_0}{V_2 - V_1}, \text{ ganancia de modo diferencial} \quad (2.2)$$

$$Ac = \text{ganancia de modo común} \quad (2.3)$$

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

Uno de los arreglos con amplificadores operacionales más utilizados como pre-amplificador es el amplificador de instrumentación [7]; este circuito consta de tres amplificadores y tiene la función de amplificar la diferencia de los voltajes presentes en sus entradas (V_1 y V_2). El amplificador de

instrumentación tiene la característica de tener impedancias de entrada bastante elevadas y un alto CMRR. Son utilizados frecuentemente para amplificar señales muy pequeñas, por ejemplo las señales del cuerpo humano (Figura 2.2).



Fuente: Wikipedia, Amplificador de instrumentación.

Figura 2.2 Diagrama del amplificador de instrumentación [17]

Tomando en cuenta estas características, se eligió usar el amplificador de instrumentación AD620 ya que está especialmente construido para propósitos de instrumentación médica; su CMRR es mayor que 100[db] a casi 1[KHz] de frecuencia; su compensación máxima de voltaje es de 50[uV], lo que lo hace un amplificador de instrumentación de gran exactitud, con un rendimiento único en comparación con otros de su clase.

La ganancia de la etapa de pre-amplificación se divide en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia de un amplificador operacional en configuración no inversora. A continuación se muestra el cálculo de la resistencia para fijar la ganancia del AD620, teniendo en cuenta que la ganancia deseada es de 10; se hace uso de la fórmula que proporciona el fabricante [11]:

$$G_{AD620} = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G} \quad (2.4)$$

$$10 = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G} \quad (2.5)$$

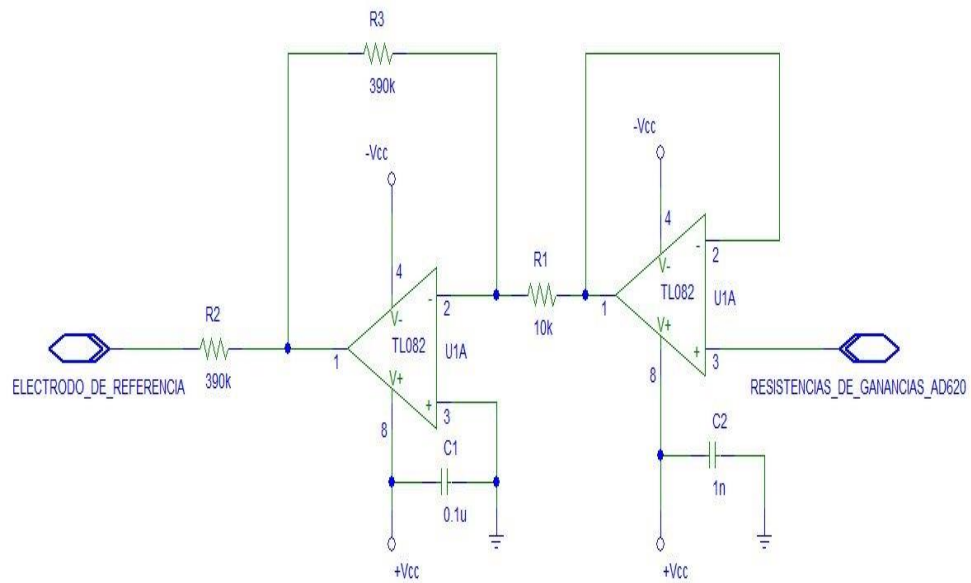
$$\frac{9}{49.4K\Omega} = \frac{1}{R_G} \quad (2.6)$$

$$R_G = 5.48K\Omega \approx 5.6K\Omega \quad (2.7)$$

Adicionalmente se integró un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesto por el fabricante [11] utilizado para registrar señales de electrocardiografía o EKG. En caso de EMG se modificó la posición de los electrodos de RA y LA colocándolos alrededor del músculo y el electrodo de RL como el electrodo de referencia el cual se coloca en cualquier parte del cuerpo. Este circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes de

desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

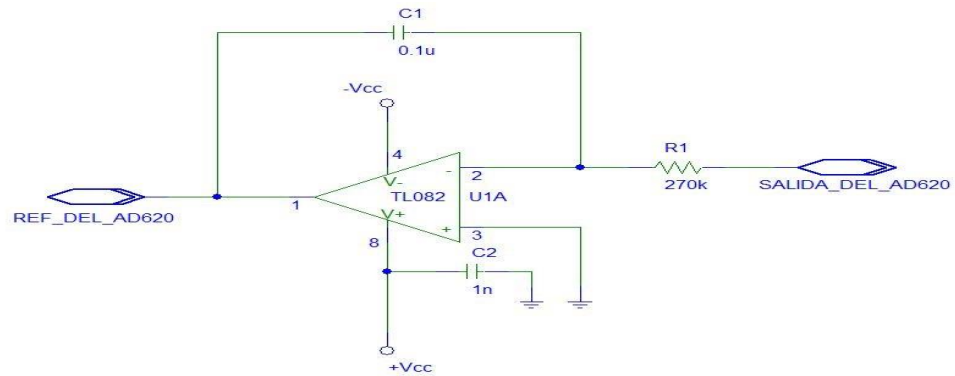
Las modificaciones hechas al circuito de pierna derecha de EKG se muestran en el diagrama esquemático de la Figura 2.3.



Fuente: Propio.

Figura 2.3 Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de desbalance y ruido en modo común (circuito de pierna derecha) con modificación para EMG

De igual forma se usó un circuito integrador (Figura 2.4) para disminuir el voltaje de offset a la salida del amplificador de instrumentación para evitar que el dispositivo entre en saturación. Este circuito se diseñó tomando en cuenta la frecuencia más alta esperada, es decir, 500[Hz] [7].

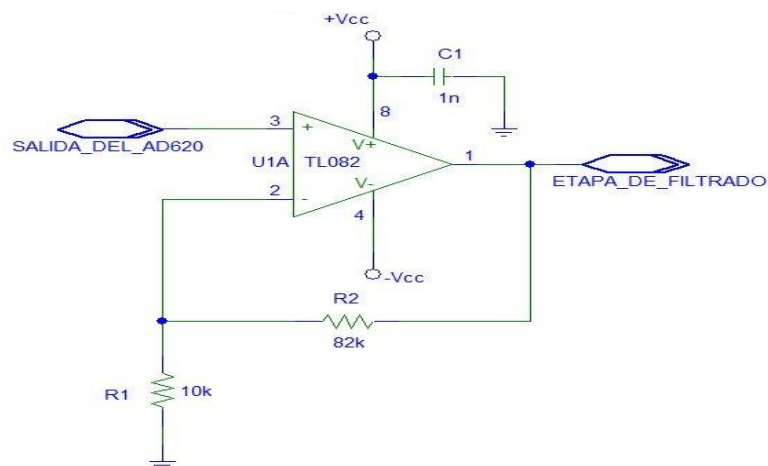


Fuente: Propio.

Figura 2.4 Diagrama esquemático del circuito integrador

La última amplificación de la etapa de pre amplificación es proporcionada por un amplificador operacional TL082 en configuración no inversora (Figura 2.5), a continuación se muestran los cálculos de las resistencias para obtener la ganancia deseada de 9.2 [7]

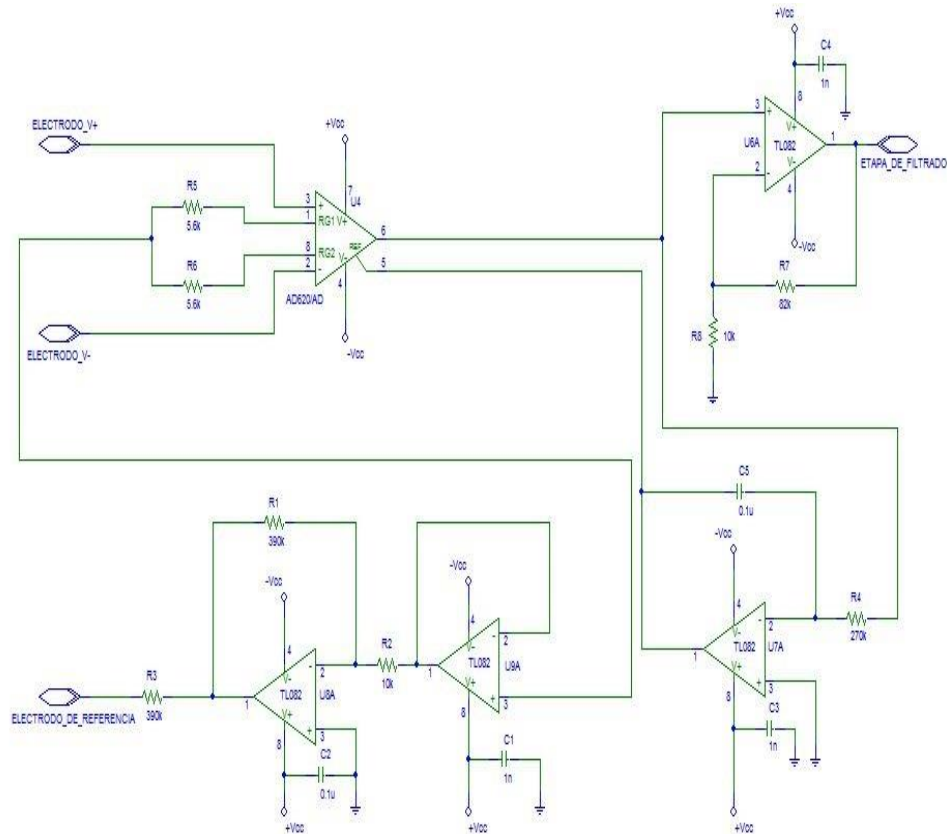
$$G = \frac{R6}{R5} + 1 = \frac{82k}{10k} + 1 = 9.2 \quad (2.8)$$



Fuente: Propio.

Figura 2.5 Diagrama esquemático del circuito no inversor

La Figura 2.6 muestra el diagrama esquemático de la etapa de pre amplificación, cuya salida está conectada directamente a la etapa de filtrado.



Fuente: Propio.

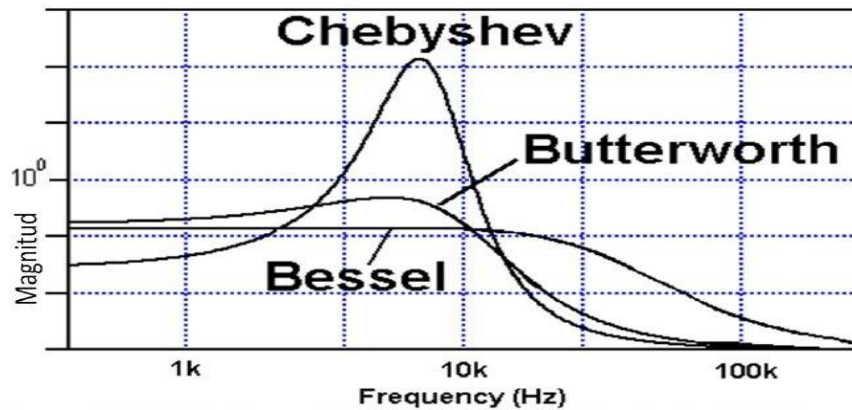
Figura 2.6 Diagrama esquemático de la etapa de pre-amplificación

2.3.2. Etapa de filtrado

En la etapa de pre-amplificación, la señal proveniente de los electrodos es obtenida de manera diferencial por el amplificador de instrumentación, el cual le da una ganancia de 10; posteriormente se aplica una ganancia de 9.2 por el amplificador operacional TL082. Desde este punto la señal proveniente de los electrodos ya está lista para ser filtrada. Para la etapa de filtrado se

usaron amplificadores operaciones en configuración de filtros Sallen Key, por su rendimiento y facilidad, sin embargo existen 3 configuraciones bastante usadas de filtros Sallen Key, estas son la configuración Butterworth, Chebyshev y Bessel [8] (Figura 2.7), cada uno de los cuales tiene ciertas características:

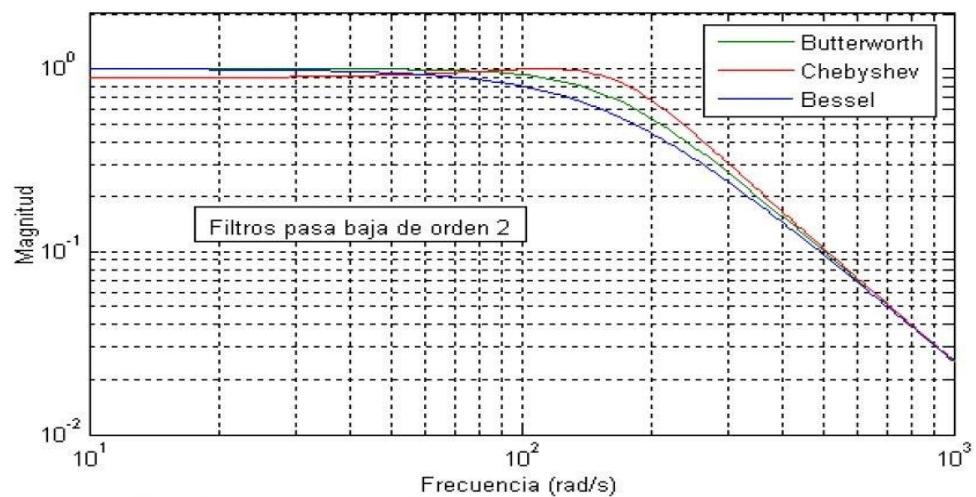
- Filtro de Butterworth, este tipo de filtro tiene una banda de paso suave y un corte agudo. Además este filtro presenta la respuesta más plana mientras más cerca está a la frecuencia de corte, y por esto se la conoce como respuesta máximamente plana.
- Filtro de Chebyshev, este filtro tiene una respuesta más aguda, además se generan algunas ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, estas ondulaciones se reducen a medida que aumenta el orden del filtro.
- Filtro de Bessel, tiene una constante variación de fase.



Fuente: Cameron John R, Medical physics.

Figura 2.7 Gráfica de magnitud vs frecuencia de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de 10[KHz] [8]

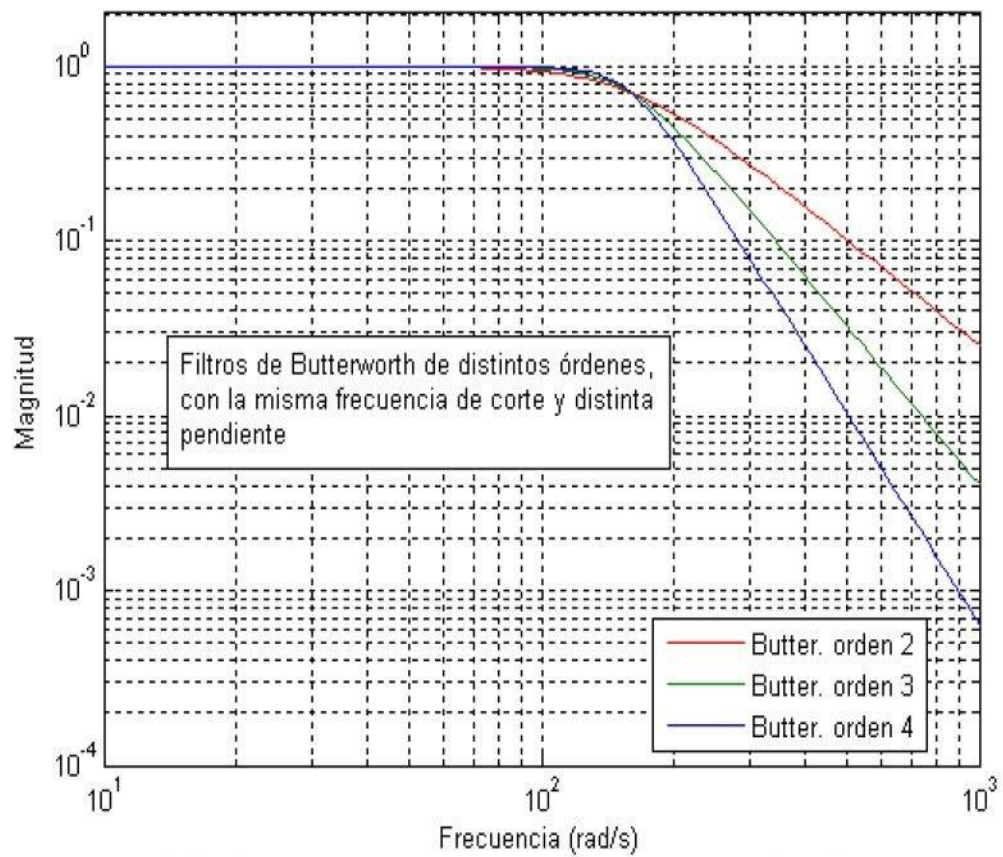
La Figura 2.8 muestra la respuesta en magnitud de los filtros, se puede observar cómo se reducen las ondulaciones del filtro Chebyshev y como se hace más plana la respuesta del filtro Butterworth.



Fuente: Franco Sergio, Diseño con amplificadores operacionales

Figura 2.8 Curvas de respuesta de filtros de segundo orden [9]

Teniendo en cuenta las características que presentan los diferentes tipos de filtro, se eligió usar la configuración de Butterworth debido a que presenta una respuesta en magnitud muy plana y su pendiente desciende rápido al acercarse a la frecuencia de corte. En la Figura 2.9 se muestra la respuesta en magnitud de un filtro Butterworth variando su orden [9].



Fuente: Franco Sergio, *Diseño con amplificadores operacionales*

Figura 2.9 Variación de la respuesta en magnitud del filtro Butterworth según su orden [9]

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

Para el diseño del filtro pasa-altas con frecuencia de corte (f_c) a 20Hz de Sallen Key se usó la siguiente fórmula [9]:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{usando } C=0.1\mu\text{f} \text{ y } f_c=20 \quad (2.9)$$

$$(20)2\pi C = \frac{1}{R} \quad (2.10)$$

$$R \approx 82k\Omega \quad (2.11)$$

Como se desea una configuración Butterworth de segundo orden, el filtro debe tener una ganancia de aproximadamente 1.58 [9], donde R_2 es la resistencia a tierra y R_1 es la que une la salida no inversora con la salida del amplificador.

$$G = \frac{R2}{R1} + 1 \quad (2.12)$$

Tomando los siguientes valores de R, tenemos:

$$R2=33k \quad R1=56k \quad G = \frac{R2}{R1} + 1 = 1.589 \quad (2.13)$$

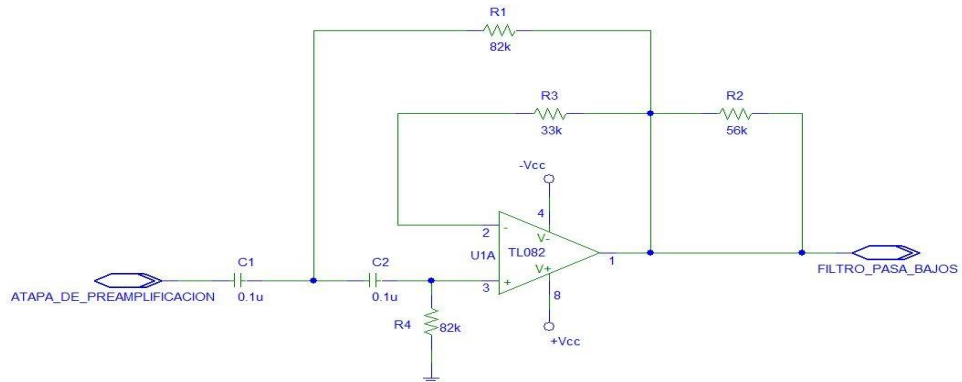
El diseño del filtro pasa-bajo se realizó de la siguiente manera:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{usando } C=0.1\mu\text{f} \text{ y } f_c=500 \quad (2.14)$$

$$(500)2\pi(0.1\mu\text{f}) = \frac{1}{R} \quad (2.15)$$

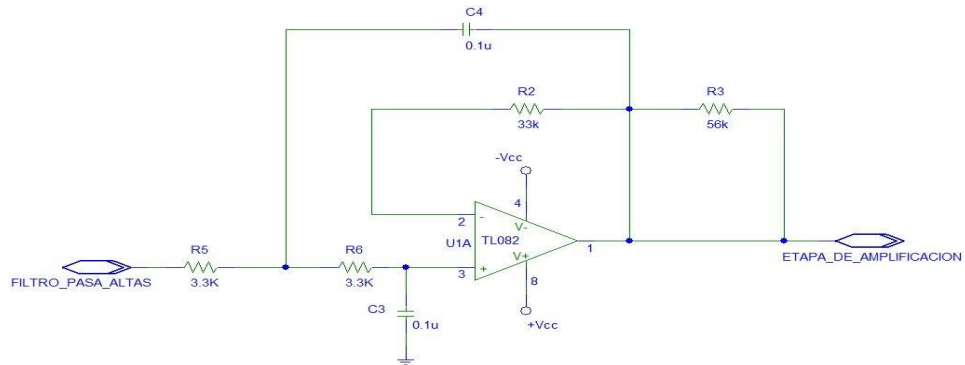
$$R \approx 3.3k\Omega \quad (2.16)$$

De igual manera que en el filtro pasa-altas(Figura 2.10), el filtro pasa-bajas (Figura 2.11) tiene configuración Butterworth por lo que los valores de la ganancia son similares [9]. La Figura 2.12 muestra el filtro completo.



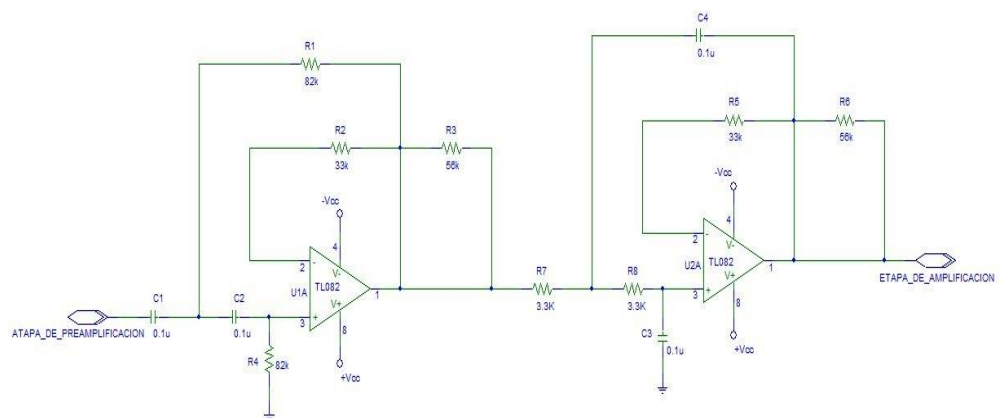
Fuente: Propio.

Figura 2.10 Diagrama esquemático del filtro pasa-altas de 20 [Hz]



Fuente: Propio.

Figura 2.11 Diagrama esquemático del filtro pasa-bajas de 500 [Hz]



Fuente: Propio.

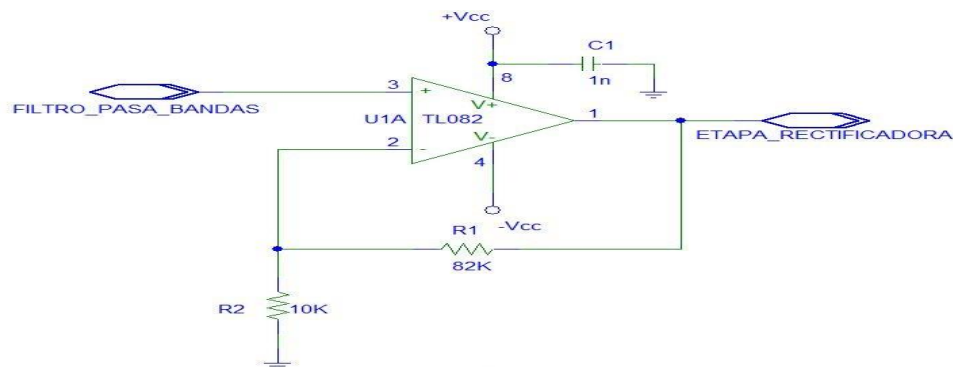
Figura 2.12 Diagrama esquemático del filtro pasa-bandas de 20-500 [Hz]

2.3.3. Etapa de amplificación final

Esta etapa tiene como finalidad estabilizar la señal filtrada y amplificarla por un factor de 9.2 (Figura 2.13). El cálculo de los valores de las resistencias se muestra a continuación [7]:

$$G = \frac{R6}{R7} + 1 \quad R6=82k, R7=10k \quad (2.17)$$

$$G = \frac{R6}{R7} + 1 = 9.2 \quad (2.18)$$

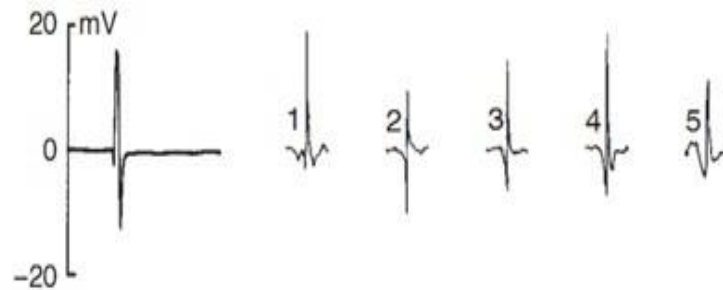


Fuente: Propio.

Figura 2.13 Diagrama esquemático del amplificador final

2.3.4. Etapa de rectificación de media onda

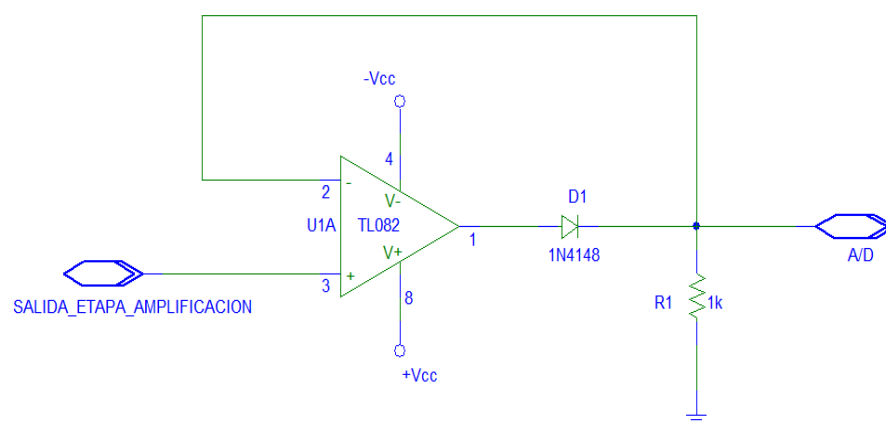
Un solo potencial de acción (Figura 2.14) está compuesto, por una señal con un componente positivo y uno negativo, es por esta razón que se eligió el método de rectificación de media onda, así evitamos tomar los componentes negativos y solo tomamos los positivos por cada potencial de acción [13].



Fuente: Merletti, Roberto, *Electromyography-Physiology* 2004.

Figura 2.14 Diferentes potenciales provenientes de la UM [13]

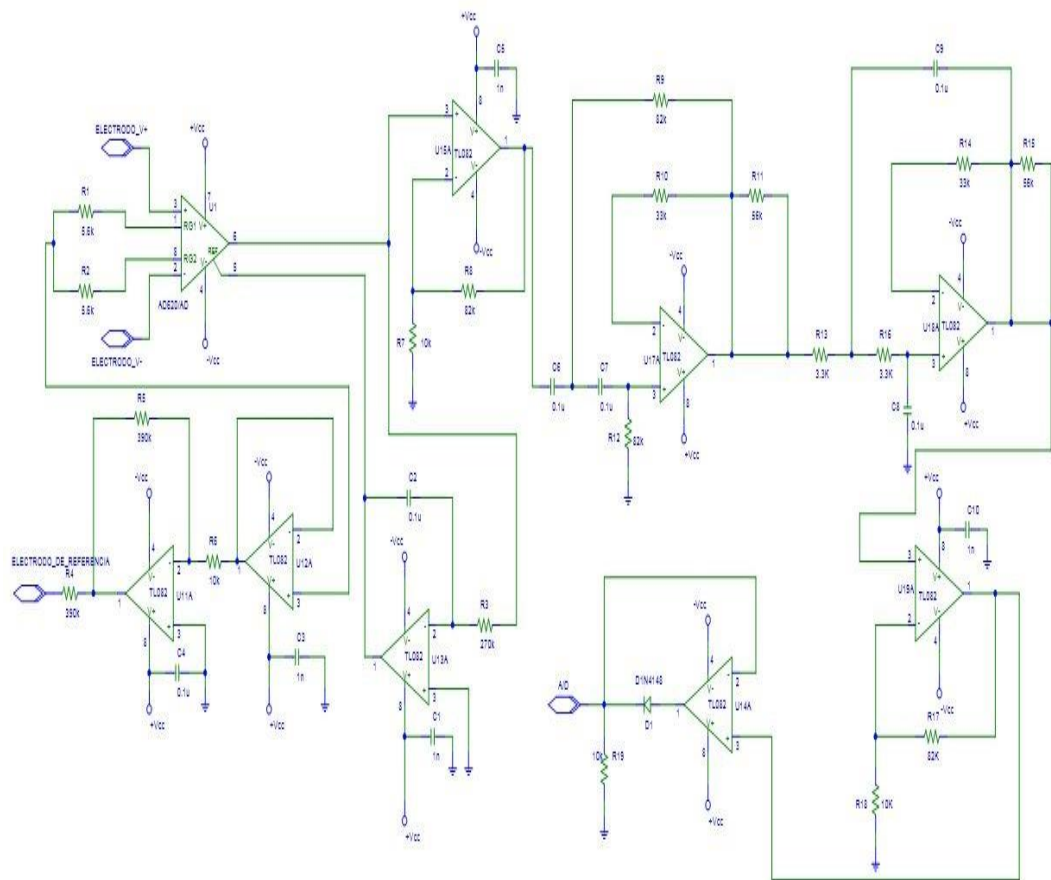
El circuito rectificador usado es un rectificador de media onda de precisión, también conocido como súper diodo [7] (Figura 2.15).



Fuente: Propio.

Figura 2.15 Diagrama esquemático del rectificador de media onda

Finalmente se puede apreciar el diagrama esquemático de todo el sistema (Figura 2.16).



Fuente: Propio.

Figura 2.16 Diagrama esquemático del sistema completo para la adquisición de señales electromiográficas

(Ver circuito ampliado en el ANEXO A)

2.4. Conversión analógica/digital

La conversión analógica digital (A/D), es la que se encarga de la transformación de señales continuas a niveles de voltaje que presentan un código binario. La señal continua es la que puede tomar cualquier valor en su amplitud. Cabe decir que un convertidor A/D solo acepta señales en un rango

determinado de voltaje, el cual se subdivide en un número de niveles discretos, este número se da por la ecuación $2^n - 1$, donde n es el número de bits del convertidor A/D. El digitalización de la señal consta de varios pasos: muestreo, retención, cuantificación y codificación. El muestreo, es donde se toman las muestras de la señal continua; y la velocidad de muestreo depende de la frecuencia de muestreo. El proceso de retención es el que se encarga de mantener la muestra el tiempo suficiente para que esta pueda ser procesada de la mejor manera. La etapa de cuantificación consiste en la medición del voltaje recibido y asignarle un valor único de salida. Por último el proceso de codificación consiste en la traducción del valor cuantificado a un valor binario. Una de las principales desventajas del proceso de conversión A/D es la pérdida de información debido a truncamientos y redondeos a la hora de codificación y la aparición del efecto denominado "aliasing"; el efecto "aliasing" consiste en obtener una señal diferente a la muestreada cuando se intenta reconstruir la señal analógica original. Para evitar este efecto, es conveniente hacer uso del teorema de muestreo de Nyquist [13]; este teorema dice que una señal puede ser completamente reconstruida sin pérdida de información si se muestrea a una frecuencia de cuando menos del doble del armónico más grande presente en la señal analógica.

2.4.1. Elección de la tarjeta de adquisición

Para nuestro proyecto hemos elegido la tarjeta de adquisición de datos M.E.I&T 04 USB de IDETEC [16] (Figura 2.17), M.E. I&T 04 USB es un módulo de entrenamiento y desarrollo que nos permite realizar múltiples tareas con el micro-controlador 16F886.



Fuente: IDETEC.

Figura 2.17 Módulo M.E. I&T 04 [16]

2.4.1.1. Especificaciones de M.E. I&T 04

El módulo M.E. I&T 04 tiene las siguientes especificaciones [16]:

- Comunicación serial asincrónica UART.
- Comunicación serial sincrónica SPI e I2C.
- Comunicación ONE WIRE y USART.
- Comunicación inalámbrica RX y TX con módulos FSK y ASK.
- Potenciómetro integrado.

- 10 entradas analógicas.
- 24 entradas y salidas digitales.
- 8 leds indicadores de salidas digitales.
- Control para 4 servomotores.
- Control para 2 motores DC (Dirección y Velocidad).
- Programación ICSP en circuito.
- Reset manual.
- Switch de ON/OFF.
- Led indicador de power.
- Regulador integrado.

2.4.1.2. Aplicaciones de M.E. I&T 04

El modulo M.E. I&T 04 tiene las siguientes aplicaciones:

- Construcción de robots (seguidores de líneas, sumobot, teleoperadores, exploradores, soccer, etc.)
- Aplicaciones de telemetría y radio control.
- Implementación de sistemas de control.
- Tarjeta de adquisición de datos.
- Placa de desarrollo de ejercicios de programación con micro-controladores.

2.4.1.3. Características de M.E. I&T 04

El modulo M.E. I&T 04 tiene las siguientes características.

2.4.1.3.1. Fuente de Alimentación

La fuente de alimentación tiene las siguientes características:

- Alimentación desde (5 - 25) VDC en el EXT (VIN 9V).
- Interruptor ON/OFF para energizar o desenergizar al módulo de entrenamiento.
- Jumper (USB/EXT) permite seleccionar la fuente que va alimentar al módulo la cual puede ser mediante el EXT (VIN 9V) o USB que es la energía que se obtiene a través del puerto USB.

2.4.1.3.2. Micro-controlador PIC 16F886

El micro-controlador tiene las siguientes características:

- 25/24 Pines Entradas/Salidas.
- Puertos (PORT A, B, C, E).
- Oscilador interno seleccionable entre (31KHZ – 8MHZ).
- Rango de voltaje de Operación (2 – 5.5) VDC.
- 11 entradas analógicas con 10 bit de resolución.
- 3 Timers (Timer0 8 bits, Timer1, 2 16 bits).
- 2 PWM (CCP) de 10 bits, frecuencia max 20KHZ.
- Comunicaciones seriales sincrónicas MSSP (SPI (4 modos), I2C).

- Módulo USART (RS-485, RS-232 y LIN 2.0).

2.4.1.3.3. Reset (MCLR)

Este botón posee un resistor pull up y está conectado al PIN MCLR.

Para utilizar este botón es necesario que se lo habilite mediante software.

2.4.1.3.4. ICSP (Programación serial en circuito)

Este conector IDC 3x2 se lo utiliza para cargar el código en el microcontrolador usando cualquier programador con terminales ICSP.

2.4.1.3.5. Entradas/Salidas en Puertos A, B, C

Cada puerto tiene 8 pines correspondientes a los 8 bits, a cada bit se denomina Señal I/O acompañada de pines de +Vcc y Gnd, donde Vcc puede ser seleccionable es decir utilizar el voltaje interno del módulo entrenamiento o externo mediante el Jack VDD.

- PORTA (0,1,2,3,4,5,6,7)
- PORTB (0,1,2,3,4,5,6,7)
- PORTC (0,1,2,3,4,5,6,7)

2.4.1.3.6. Entradas analógicas

AN0=RA0, AN1=RA1, AN2=RA2, AN3=RA3, AN4=RA4, AN5=RA5, AN8=RB2, AN9=RB3, AN10=RB4, AN11=RB5, AN12=RB0, AN13=RB1

2.4.1.3.7. Led en PORTB

Para utilizar los led del PORTB, debemos setear los pines de este puerto como salidas, además debemos de habilitar el jumper LED (EN/DS). De esta manera quedan habilitados todos los indicadores led del módulo de entrenamiento.

2.4.1.3.8. Potenciómetro en PORTA

Para utilizar el potenciómetro del módulo de entrenamiento se debe colocar el Jumper POT (EN/DS) tal como se indica en la figura de esta manera, el cual permite conectar el Pin RA0 del PIC con el potenciómetro.

Mediante la variación del POT se producirá un voltaje analógico entre (0 – 5VDC) el cual será enviado al PIN A0.

2.4.1.3.9. Control de motor DC

El módulo de entrenamiento M.E I&T 04 permite controlar la dirección y velocidad de motores DC.

2.4.1.3.10. Control de servomotor

Podemos conectar hasta 24 servomotores, debido a que a cada puerto se le agrego pines de +Vcc y Gnd según el estándar de los servomotores los cuales poseen 3 señales.

- Señal: Este pin necesita una señal PPM
- VDD/5V: Alimentación a través del jack VDD si se requiere más corriente o se utiliza el voltaje del módulo de entrenamiento 5V
- GND: Tierra (0 VDC)
- Jumper VDD/5V: Permite seleccionar la fuente de alimentación para los servomotores la cual puede ser la del módulo de entrenamiento o una externa a través de JACK VDD.

2.4.1.3.11. Comunicación serial UART/USB/FSK

Este módulo nos permite realizar varias aplicaciones con comunicación serial por este motivo se le incorporó un módulo de comunicación UART-USB y de radiofrecuencia UART-FSK.

Mediante el Jumper USB-PIC-FSK podemos realizar varias selecciones para diferentes configuraciones.

PIC TX: Pin RC6 de transmisión de datos seriales UART.

PIC RX: Pin RC7 de recepción de datos seriales UART.

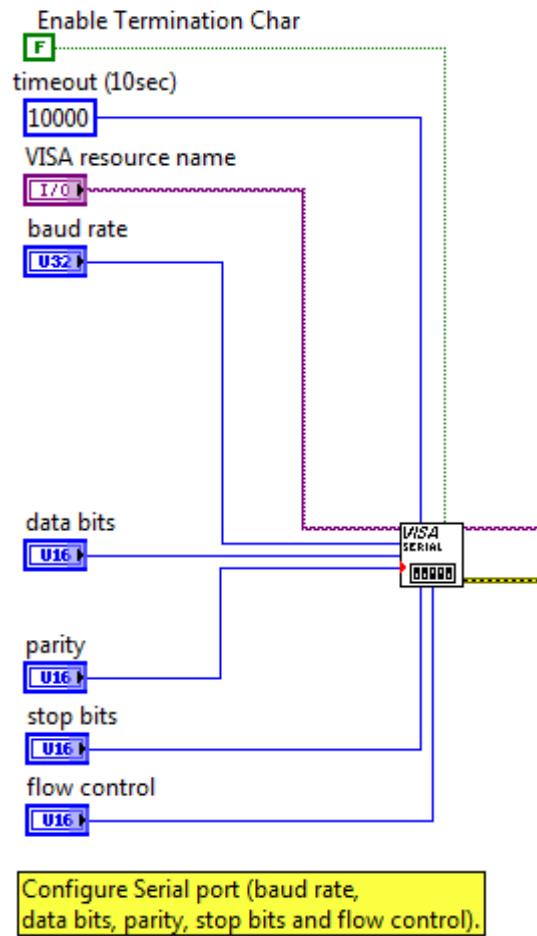
2.4.2. Elección del software donde se visualizarán las ondas

La visualización de la señal, se la realizó bajo la plataforma de Labview, debido a que éste tiene el puerto llamado NI VISA, que nos permite la configuración del puerto serial de la PC, para la comunicación con la tarjeta de adquisición M.E. I&T 04 USB.

2.4.3. Adquisición y visualización de la señal EMG en el software

Se realizó una serie de procedimientos para la adquisición y visualización de la señal EMG, los cuales procederemos a detallar a continuación.

Una vez que encontramos el puerto VISA del software Labview, procedemos a configurar sus entradas, que son baud rate, que es la tasa de transferencia de datos del micro-controlador que es de 19200 [bits/seg], aunque es muy importante saber que cada transmisión se inicia con una tasa de 9600 [bps]; el data bit va a ser igual a 8, mientras que la paridad va a ser de 0, el flow control también será igual a 0 y va a tener un bit de parada, el cual indica la finalización en el término de transmisión de una trama; en la figura 2.18 se indica la configuración de cada parámetro. Los valores para la configuración han sido previamente compilados por el compilador de Mikrobasic, el cual trabaja con los valores antes mencionado por default.

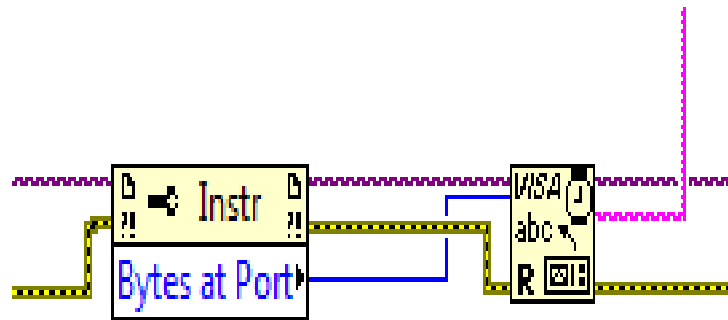


Fuente: Propio.

Figura 2.18 Puerto de configuración serial VISA

El puerto VISA Resource Name, es el que se encarga de elegir el puerto COM a utilizar para la transmisión; dependiendo de dónde se conecta el módulo, la PC asigna el puerto COM, lo cual averiguamos ingresando al Administrador de Dispositivos del panel de control de Windows. El puerto COM lo elegimos mediante Labview, para que este lea el puerto VISA, el cual se encarga de leer el dato en el puerto que seleccione el usuario.

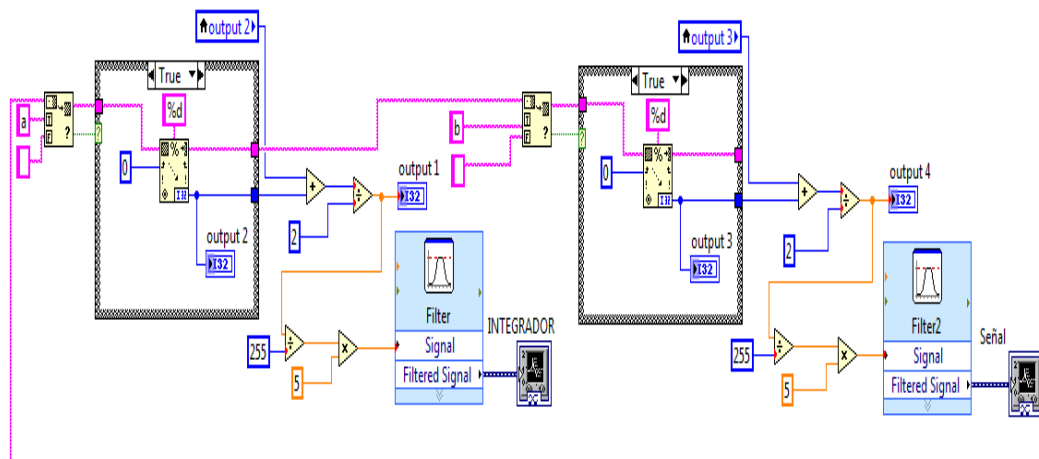
El bloque VISA Read, el cual se indica en la figura 2.19, es el que se encarga de leer el dato que hay en el puerto, y luego enviar este dato en forma de string.



Fuente: Propio.

Figura 2.19 Bloque VISA Read

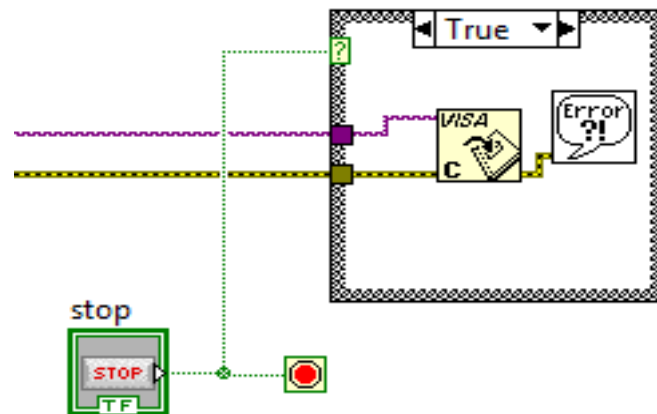
A continuación en la figura 2.20 se muestra los bloques que sirven para escoger los bits que son enviados por el micro-controlador.



Fuente: Propio.

Figura 2.20 Convertidor de los niveles de voltaje

En la figura 2.21 encontramos otro bucle, que es el que sirve para cerrar el puerto VISA; cuando se lo presiona se envía un 1 pasando de 0 a 1, con lo que manda la orden de cerrar el puerto. Es muy importante implementarlo de la manera que se indica, ya que si no se lo hace de esta manera, el puerto quedaría abierto y no terminaría la comunicación.



Fuente: Propio.

Figura 2.21 Bloque de parada

CAPÍTULO 3

IMPLEMENTACIÓN DEL ELECROMIÓGRAFO

3.1. Instrumentación

En las secciones anteriores se mostró la forma como se adquiere la señal EMG del sistema fisiológico, para que ésta pueda ser procesada por una PC, pero para la captación de esta señal, es necesaria la utilización de electrodos que son los encargados de la adquisición de biopotenciales, en este caso, para detectar el potencial de acción de los músculos.

Los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para

posteriormente obtener información útil de la medición [14]; entre las señales biológicas más estudiadas y registradas se encuentran las Electrocardiográficas (EKG), Electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), por citar algunas. (Tabla1).

Para el registro de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos; los electrodos de superficie son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros de la actividad bioeléctrica [12]; 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 [12]; en este caso se utilizan los electrodos de superficie ya que éstos son los más utilizados por su factibilidad al momento de hacer las pruebas.

Bioelectric Signal	Abbreviation	Biologic Source
Electrocardiogram	ECG	Heart – as seen from body surface
Cardiac electrogram	---	Heart - seen from within
Electromyogram	EMG	Muscle
Electroencephalogram	EEG	Brain
Electrooptigram	EOG	Eye dipole field
Electroretinogram	ERG	Eye retina
Action potential	---	Nerve or muscle
Electrogastrogram	EKG	Stomach
Galvanic skin reflex	GSR	Skin

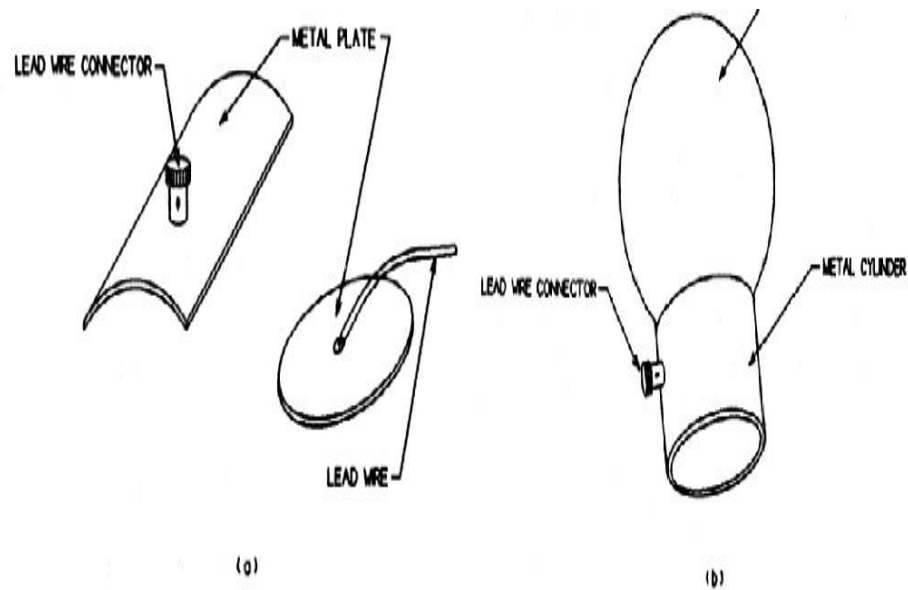
Fuente: Propio.

Tabla 1. Fuente de señales bioeléctricas sensadas por electrodos.

3.2. Electrodo de superficie y sus características

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal, sin embargo, al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones [13]: la piel es un tejido conductor cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo/piel es en sí muy ruidosa [13].

Existen varios tipos de electrodos de superficie (Figura 3.1), estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos [15]. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor [12], esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente.



Fuente: Khandpur R.S. *Biomedical instrumentations*.

Figura 3.1 Diferentes tipos de electrodos de superficie: a) electrodos de metal, b) electrodos de succión para EKG [12].

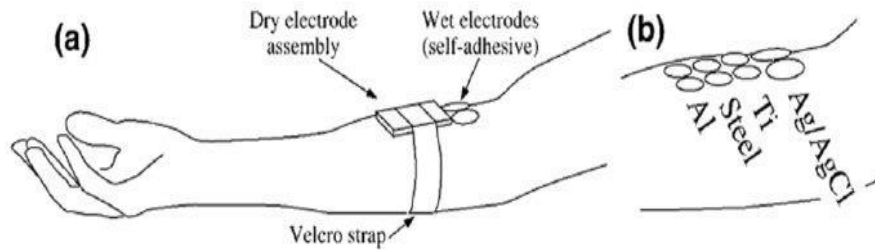
Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros. En cuanto a los electrodos secos, A. Searle y L. Kirkup [15] realizaron un trabajo de comparación entre electrodos secos construídos, tomando como antecedentes los trabajos de varios autores que ya habían desarrollado electrodos secos (Tabla 2). El experimento consistió en ensamblar tres arreglos de electrodos secos de metales diferentes (aluminio, acero inoxidable y titanio) y fueron comparados contra los electrodos húmedos de Ag/AgCl (Figura 3.2) [15]. Las mediciones realizadas fueron sobre la impedancia de contacto; los resultados son mostrados en la (Figura 3.3) [15], las gráficas muestran la impedancia con respecto al tiempo;

es importante mencionar que se desea que la impedancia de contacto entre el electrodo y la piel se mantenga constante en el tiempo o lo más constante posible; en los experimentos realizados se observa que la interfaz electrolítica de Ag/AgCl es bastante constante, sin embargo, el propósito de este experimento era hacer una comparación entre los electrodos de Ag/AgCl y los electrodos secos de metales altamente conductores, encontrando que los electrodos de titanio y acero inoxidable presentan una respuesta de impedancia de contacto bastante parecida y muy aceptable cuando se les compara con los electrodos de Ag/AgCl.

Year	Reference	Dry	Ins.	Construction	Findings
1995	Taheri		•	Si ₃ N ₄	High signal – to – noise ratio (SNR). Uses four redundant sites
1994	McLaughlin	•		Screenprinted Ag/AgCl (no gel)	
1994	Taheri et al		•	Si ₃ N ₄ on steel	High SNR. Low frequency signal present due to electrode movement
1992	Nishimura et al	•		Stainless steel	
1990	Padmadata et al	•		Silver, stainless steel	
1989	Geddes and Baker	•	•		Effective dielectric thickness changes with dry skin layer and perspiration
1979	Griffith et al		•	Tantalum pentoxide	Films robust until heavily scratched
1979	De Luca et al	•		Stainless steel	
1974	Ko and Hyncek		•	SiO ₂ on Si	Electric field problem due to long settling time from RC constant
1973	Matsuo et al		•	Barium titanate	Material is piezoelectric
1973	Geddes et al	•		Silver	
1972	David and Portnoy		•	BaTiO ₃ , TiO ₂ , Ta ₂ O ₅ , SiO ₂	Insulated electrode less affected by movement artifact. Some loss of low frequency information
1971	Bergey et al	•	•	Ag, Au, brass, stainless steel, anodized Al	Charge sensitive, Al ₂ O ₃ erratic. Movement artefact least with stainless steel, most with Al ₂ O ₃
1971	Lagow et al		•	Anodized Ta and Al	Careful shielding arrangement required
1970	Potter and Menke		•	Pyre varnish	
1969	Wolfson and Neuman		•	Silicon oxide	
1969	Lopez and Richardson		•	Anodized aluminium	
1968	Richardson et al		•	Anodized aluminium	Movement artefacts
1967	Richardson		•	Anodized aluminium	

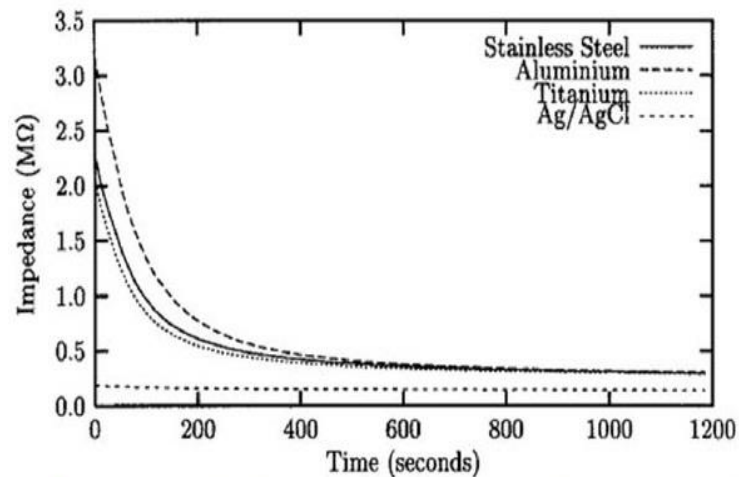
Fuente: Propio.

Tabla 2. Tabla comparativa del desempeño de bioelectrodos.



Fuente: Searle A. and L Kirtup, A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes.

Figura 3.2 a) Localización de electrodos húmedos y secos con cubierta protectora y b) electrodos sin cubierta protectora [15].



Fuente: Searle A. and L Kirtup, A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes.

Figura 3.3 Resultado de la impedancia de contacto entre la piel y el electrodo vs tiempo para los tipos de electrodos, la gráfica muestra un promedio de datos recabados a 5 sujetos [15].

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él [15]

En este proyecto, la señal EMG es adquirida mediante tres electrodos de Ag/AgCl (Figura 3.4) que son de la clase de los electrodos con gel. Las reacciones químicas de oxidación y reducción se presentan en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel.



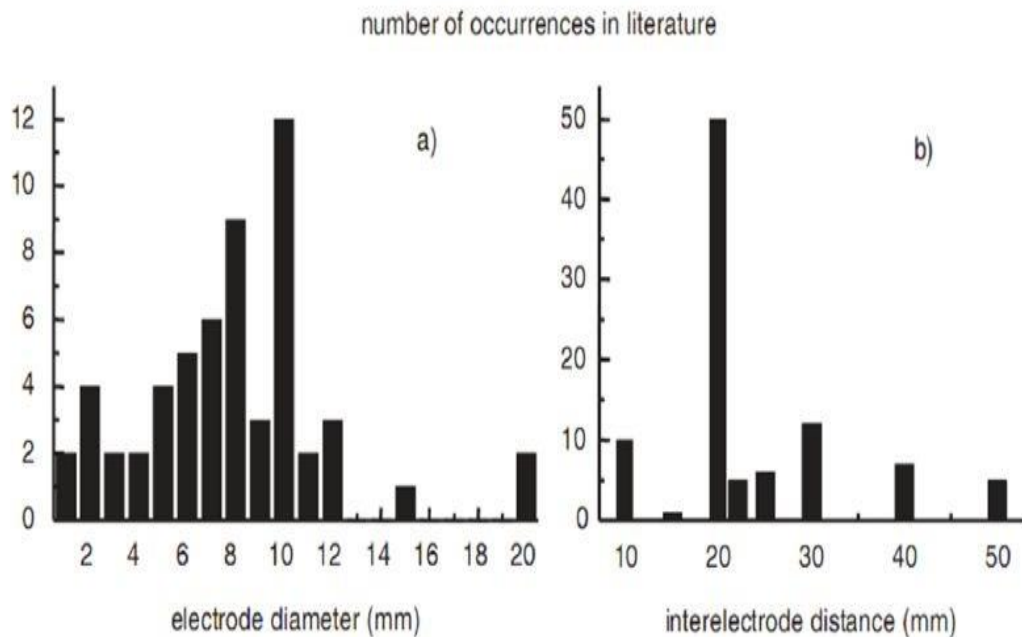
Fuente: 3M, electrodos de superficie.

Figura 3.4 Electrodo superficial desechable [18].

Uno de los puntos más discutidos en la EMG de superficie es la localización de los electrodos. Debido a esto, se originó una iniciativa europea para tratar de estandarizar estos factores; localización, tamaño y forma de los electrodos; es así que en 1996 surge el SENIAM (Surface Electromyography

for Noninvasive Assessment of Muscles) para tratar de dar ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables [10]. En muchas referencias bibliográficas, en las que su tema es la SEMG se tienen varios registros de diferentes configuraciones en cuanto al tamaño y posición de los electrodos la (Figura 3.5a) muestra los valores del diámetro de los electrodos tomados por varias publicaciones y trabajos europeos, en ella se puede observar que las medidas preferidas para diámetro del electrodo son de 10[mm] [13]. La distancia inter-electrodo es definida como la distancia centro a centro del área conductiva de los electrodos [13], la (Figura 3.5b) muestra información recabada en referencias sobre la distancia inter-electrodo usada en ellas. La forma del electrodo es definida como el área conductora que entra en contacto con la piel; la mayoría de las referencias bibliográficas coincide en la forma circular como la más utilizada [13].

El material más utilizado para los electrodos es el de la combinación plata-cloruro de plata (Ag/AgCl); estos electrodos son fabricados normalmente por electrolisis. Se toman dos discos de plata y son sumergidos en una solución salina. El polo positivo de una fuente de DC es conectada al disco a ser clorado de plata y el polo negativo es conectado al otro disco. Una corriente a una tasa de 1mA/cm² es pasada a través del electrodo por algunos minutos. Una capa de cloruro de plata es entonces depositada en la superficie del ánodo [13].



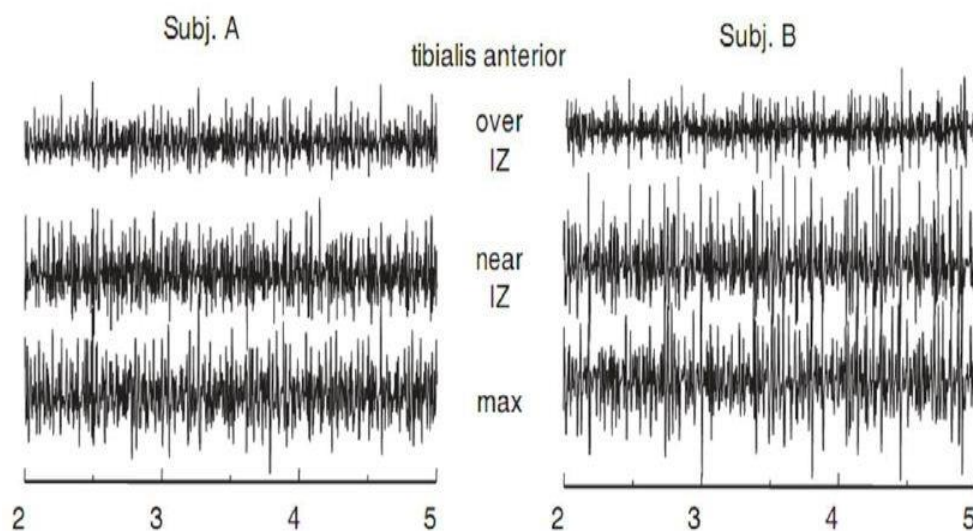
Fuente: Merletti, Roberto, Electromyography-Physiology 2004.

Figura 3.5 Resultados de un inventario de uso de sensores para EMG en laboratorios europeos obtenidos escaneando 6 volúmenes (1991-1997) de revistas con publicaciones acerca de SEMG. a) Histograma diámetro del electrodo, b) Histograma de la distancia inter-electrodo [13].

El SENIAM [10] proporciona una serie de pasos antes de realizar las mediciones de SEMG: (1) selección de los electrodos para SEMG. (2) Preparación de la piel, esto implica ya sea la aplicación de algún gel conductor o limpiar con alcohol la zona donde se van a colocar los electrodos. (3) posicionar la paciente en la postura inicial, esta postura puede variar dependiendo del estudio a realizar. (4) Determinar la localización de los electrodos. (5) Fijar los electrodos. (6) finalmente revisar las conexiones.

Estas medidas por tratar de poner un estándar en los métodos, materiales, posiciones y tamaño de los electrodos, son bien merecidos, ya que una medición de SEMG es bastante variable y es muy difícil repetir experimentos y obtener los mismos valores [10]; uno de los factores que interviene es que la amplitud de la señal de SEMG aumenta en relación al desplazamiento longitudinal del electrodo sobre el músculo.

La (Figura 3.6) muestra variaciones en amplitud de la señal de SEMG en diferentes posiciones.

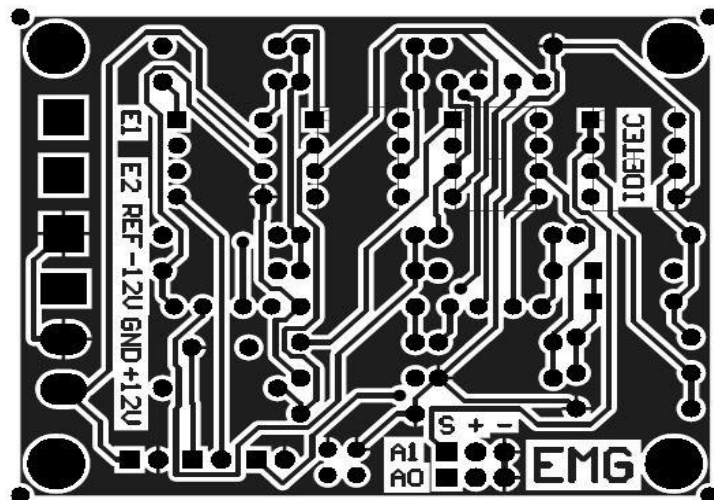


Fuente: Hermens, H. B. Frenks, "SENIAM 5: the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromyography".

Figura 3.6 Señales del SEMG obtenidas de dos sujetos en el músculo de la tibia anterior [10].

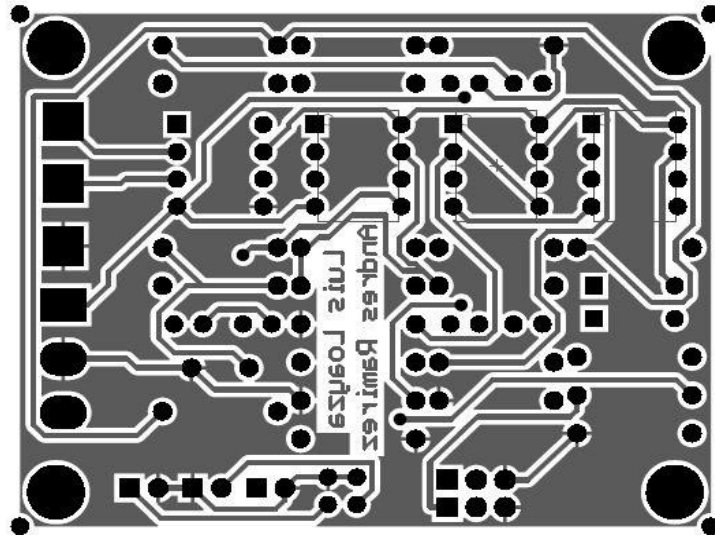
3.3. Circuito impreso del electromiógrafo

A continuación se muestra el circuito impreso del electromiógrafo, el cual se encuentra impreso a doble cara y el cual contiene solo la parte que me permite observar la señal EMG de forma analógica, mientras que la adquisición de la señal se la realiza mediante el modulo M.E. I&T 04, para luego ser mostrada en la PC, la cara frontal se muestra en la figura 3.7 y la cara posterior en la figura 3.8.



Fuente: Propio.

Figura 3.7 Cara frontal del circuito electromiógrafo.

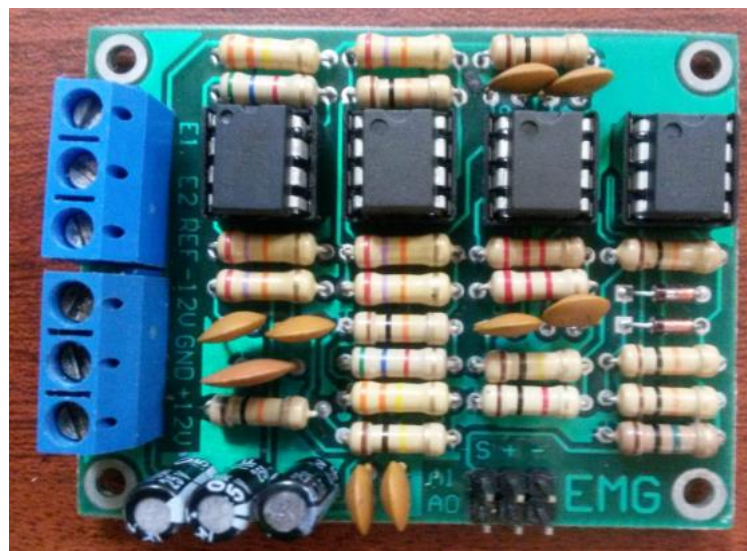


Fuente: Propio.

Figura 3.8 Cara posterior del circuito electromiógrafo.

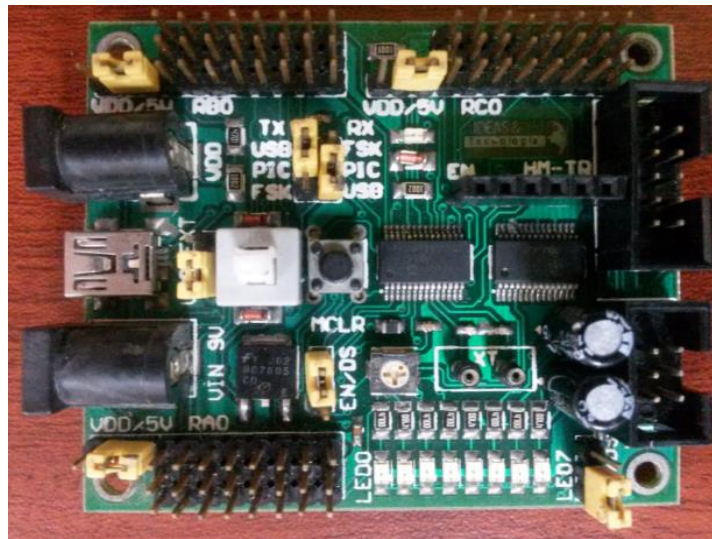
3.4. Tarjeta electrónica del electromiógrafo y módulo M.E. I&T 04

A continuación se muestra la tarjeta electrónica del electromiógrafo en la figura 3.9 y la tarjeta de adquisición de datos en la figura 3.10.



Fuente: Propio.

Figura 3.9 Tarjeta del circuito electromiógrafo.

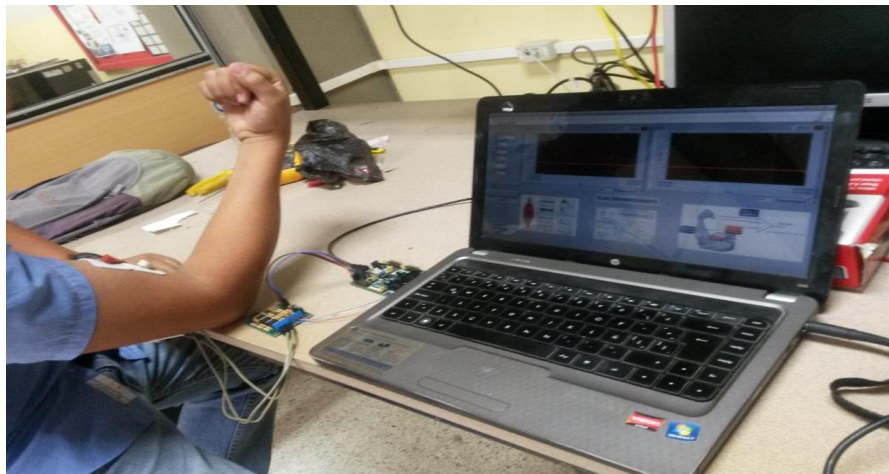


Fuente: IDETEC

Figura 3.10 Módulo M.E. I&T.

3.5. Equipo completo del electromiógrafo

A continuación se muestra en la figura 3.11 el proyecto implementado, es decir, el circuito completo, con sus respectivos electrodos y la PC donde se visualiza la señal.



Fuente: Propio.

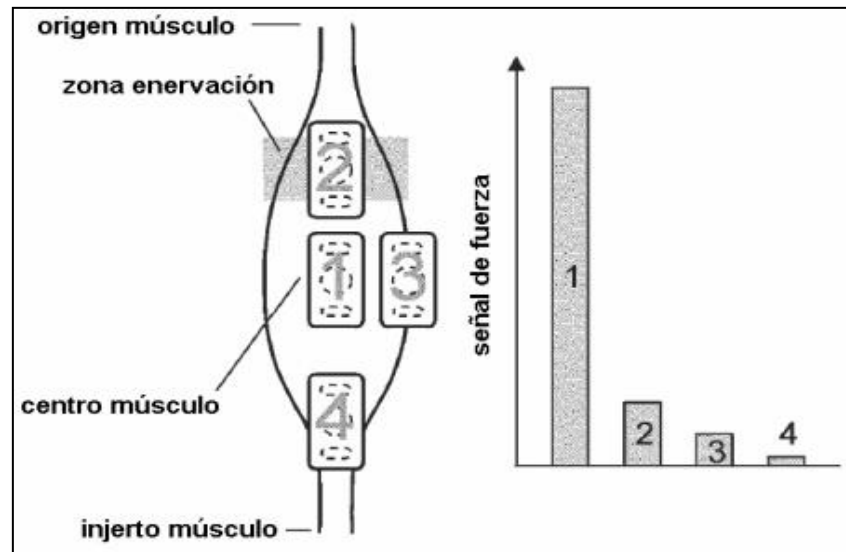
Figura 3.11 Equipo completo

CAPÍTULO 4

GRÁFICAS Y RESULTADOS

4.1. Gráfica del comportamiento del músculo

El estudio de los músculos consiste en el registro directo de la actividad muscular tanto en reposo como durante la contracción, mediante la colocación de electrodos superficiales, estos electrodos captan la actividad eléctrica generada normalmente por el músculo.



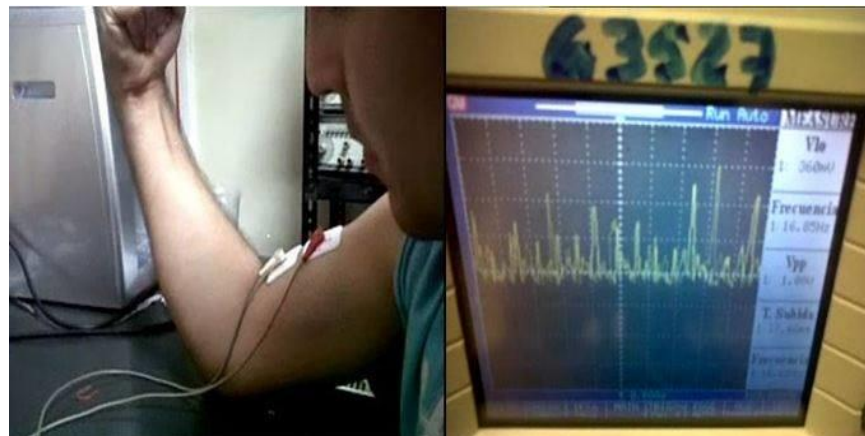
Fuente: Silbernagl Stefan, Despopoulos Agamemnon, Atlas de bolsillo de Fisiología.

Figura 4.1 Gráfica del comportamiento del músculo [6]

En la figura 4.1 para adquirir la mayor señal posible, los electrodos deben colocarse en la parte más gruesa ósea en el centro del músculo (posición 1), las entradas diferenciales deben ponerse en dirección de la fibra muscular. Las áreas marginales del músculo son menos adecuadas, ya que hay menos unidades motoras en el área de recepción de los electrodos (posiciones 3 y 4). La zona de inervación ubicada alrededor del tercio proximal del ombligo del músculo también debe evitarse, ya que la interferencia de los potenciales de acción de las unidades motoras reduce la fuerza de la señal en esa área (posición 2).

4.1.1. Señal EMG en un osciloscopio

La Figura 4.2 muestra los registros de la actividad de EMG correspondientes a la contracción del brazo, realizando fuerza con el músculo bíceps; esta imagen fue capturada en el osciloscopio durante la contracción fuerte del brazo, este movimiento genera más actividad en los potenciales de acción, así como el aumento de la amplitud de estos potenciales.

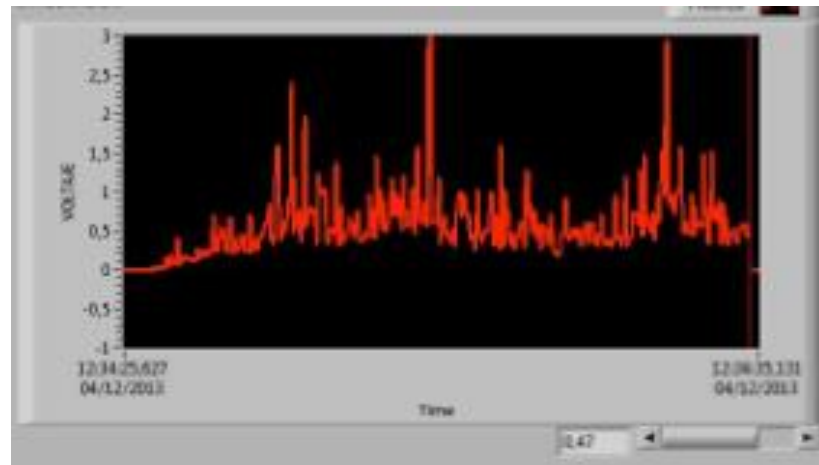


Fuente: Propio.

Figura 4.2 Señal EMG en el osciloscopio

4.1.2. Señal EMG realizada con el software desarrollado

En la figura 4.3 se muestra la señal EMG, la cual la podemos visualizar con el software que se ha desarrollado para este proyecto. Como podemos observar se conservan los mismos patrones que se presentan en el osciloscopio.

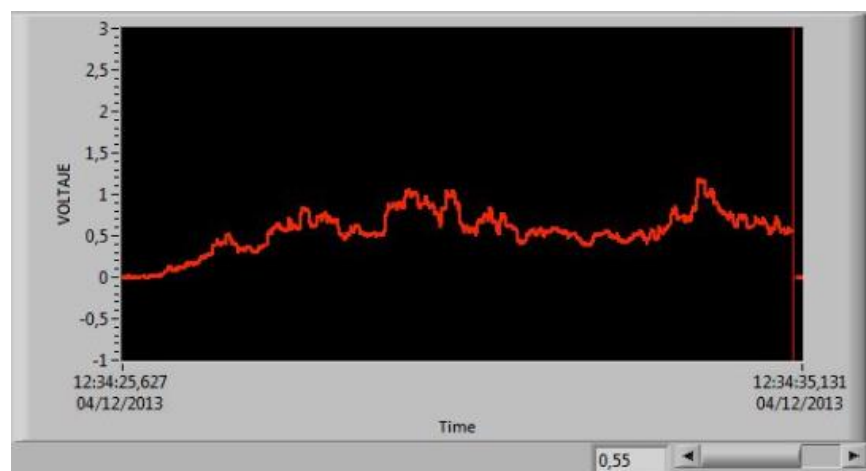


Fuente: Propio.

Figura 4.3 Señal EMG que se obtuvo en el software

4.2. Gráfica de la señal EMG integrada

Para obtener datos más confiables, la señal EMG es integrada como se muestra en la figura 4.4, ya que esto permite una mejor visualización y también una mejor exactitud de los resultados para un análisis más detallado.



Fuente: Propio.

Figura 4.4 Señal EMG integrada

4.3 Resultados experimentales

Durante el proceso del proyecto se realizaron varias pruebas presentando datos satisfactorios; al igual que con el software que fue implementado, se comprobó un nivel alto de confiabilidad de los datos y una correcta visualización de las señales.

A continuación se presentan algunos datos que se adquirieron en algunas de las etapas del módulo así como de su resultado final.

E1(Vi+) mV	E2(Vi-) mV	Vout V	Ganancia	Rango de frecuencias Hz
1.92	1.95	3.3	1716	24.82 a 495.42

Fuente: Propio.

TABLA 3. Valores obtenidos con el equipo electromiógrafo

Tipo de filtro		Pasa-banda
Frecuencia baja		24.82 Hz
Frecuencia alta		495.42 Hz
Orden		2
Ganancia		1.56

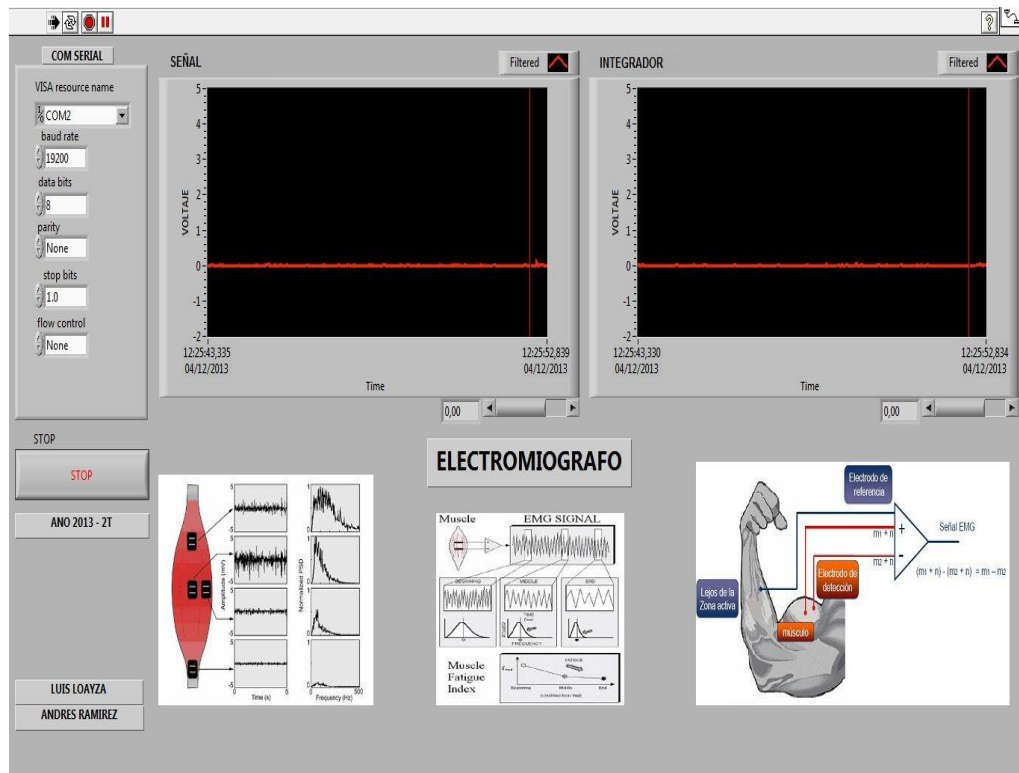
Fuente: Propio.

TABLA 4. Características del filtro pasa-banda

4.4 Análisis de resultados

Durante el desarrollo del proyecto hemos tenido éxitos y dificultades imprevistas. Sin embargo, respecto al diseño, implementación y montaje fueron muy satisfactorios los resultados, logrando con esto todos los objetivos propuestos en este proyecto. La señal EMG se pudo amplificar, manteniendo la fidelidad y nitidez de la misma; todo esto se logró disminuyendo la interferencia provocada por el ruido, teniendo como resultado una perfecta visualización de la señal.

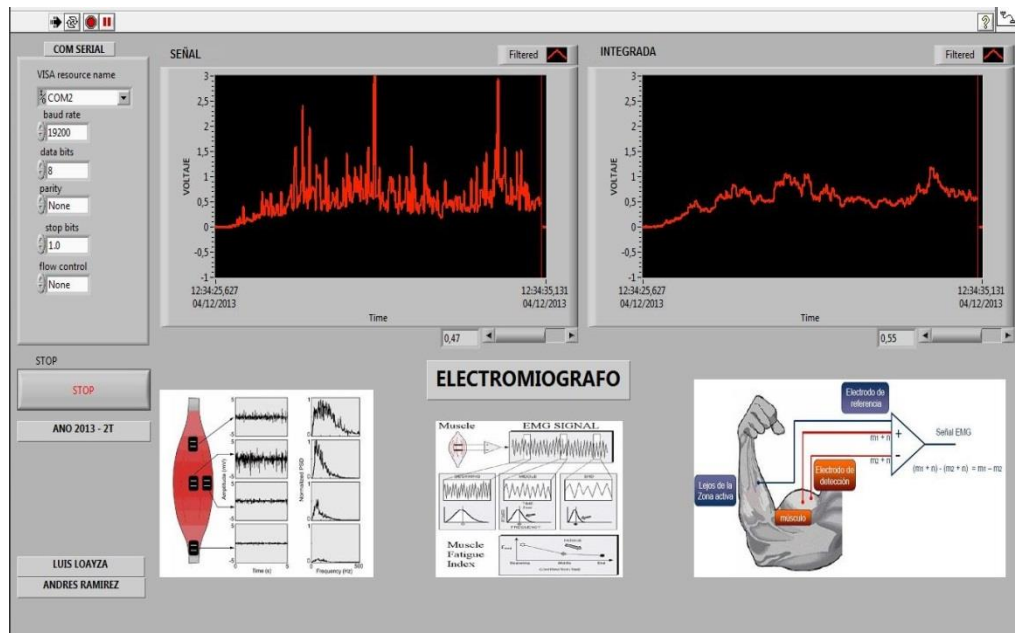
Para lograr obtener estos resultados se realizaron pruebas básicas como lo son: Manteniendo al músculo relajado y teniendo al músculo a cierta tensión, como se muestra a continuación:



Fuente: Propio.

Figura 4.5 Gráfica del músculo bíceps sin tensión en el software

En La figura 4.5, la primer gráfica muestra la señal normal y la segunda es la señal integrada del EMG, pero donde el músculo esta sin tensionar, es decir se encuentra estado de reposo. La figura da a conocer que la amplitud tiende casi a cero, sin embargo, se registra una leve actividad muscular.



Fuente: Propio.

Figura 4.6 Gráfica del músculo bíceps con tensión en el software

En la figura 4.6, se muestran dos señales; la primera es la señal EMG normal y la segunda es la señal integrada, ambas con el músculo bíceps sometido a una tensión, este movimiento genera más actividad poblacional de potenciales de acción así como el aumento de la amplitud coincidiendo estas dos señales entre 3 y 4 voltios.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las conclusiones que se obtuvieron se mencionan a continuación:

1. El microcontrolador, PIC 16F866, es parte fundamental del desarrollo de nuestro proyecto, debido a que su función es tomar los datos analógicos enviados por el circuito electromiógrafo y luego procesarlos a datos digitales los cuales adquiere la PC, mediante el software de LabView se puede observar el resultado final en la PC.
2. Se pudo obtener la señal EMG lo suficientemente ampliada y filtrada, lo cual nos permitió observar, mediante el software utilizado, la reacción que hay en el músculo al momento que el brazo esta sin flexionar, semiflexionado o totalmente flexionado.
3. La utilización en el diseño e implementación del proyecto de la etapa de rectificación es muy importante, ya que ésta permitió eliminar la parte negativa de la señal, para que luego el micro-controlador, el cual adquiere señales entre 0 y 5 V, pueda convertirla a una señal digital.

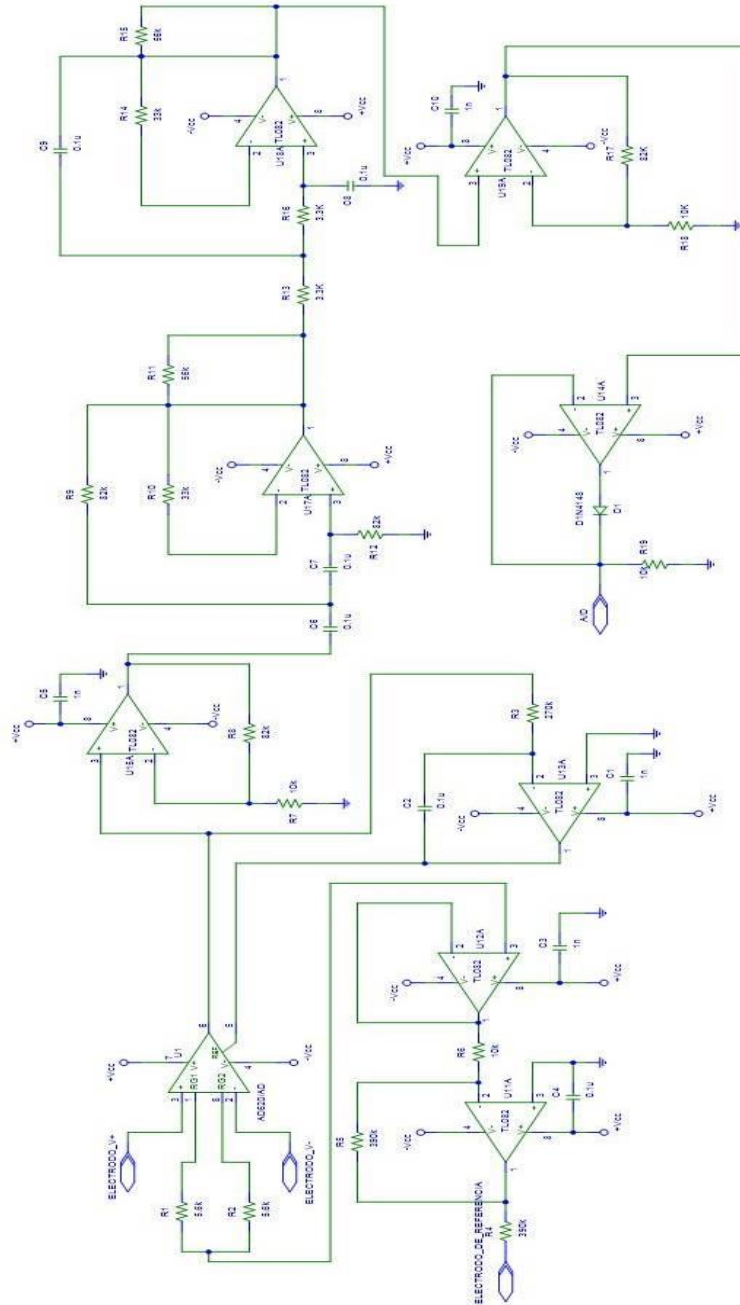
Las recomendaciones son las siguientes:

1. Se recomienda utilizar los electrodos de superficie Ag/AgCl para este tipo de pruebas en electromiografía, debido a su facilidad al usarlo y a su bajo costo.
2. Se recomienda usar el gel conductor antes de colocarse los electrodos, para que haya una mayor conductividad y la señal pueda ser receptada de la mejor manera.
3. Se recomienda utilizar siempre una tierra para el paciente; es por esto que se utiliza un tercer electrodo, el cual es el de referencia en el sistema y se ubica en cualquier parte del cuerpo.

ANEXOS

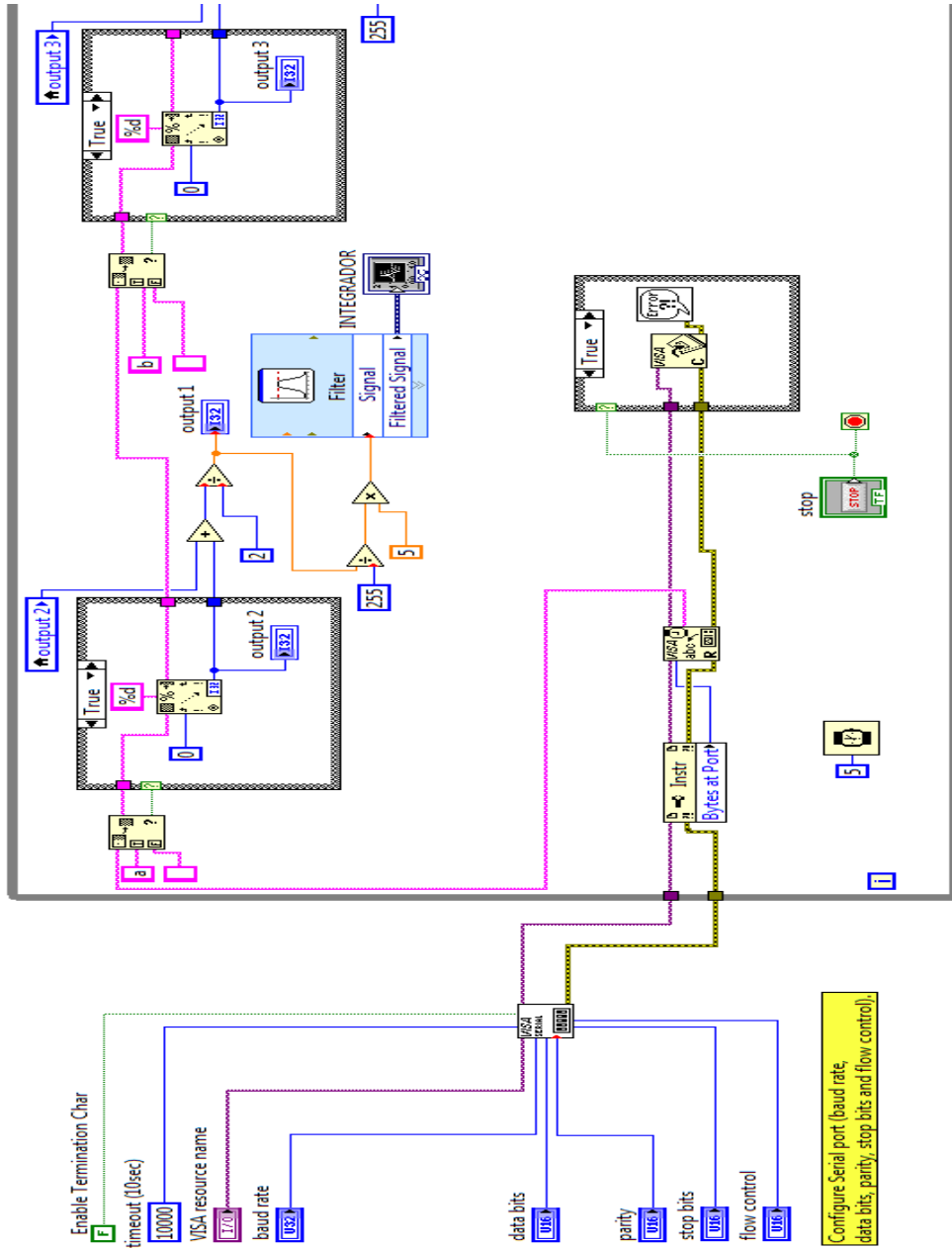
ANEXO A

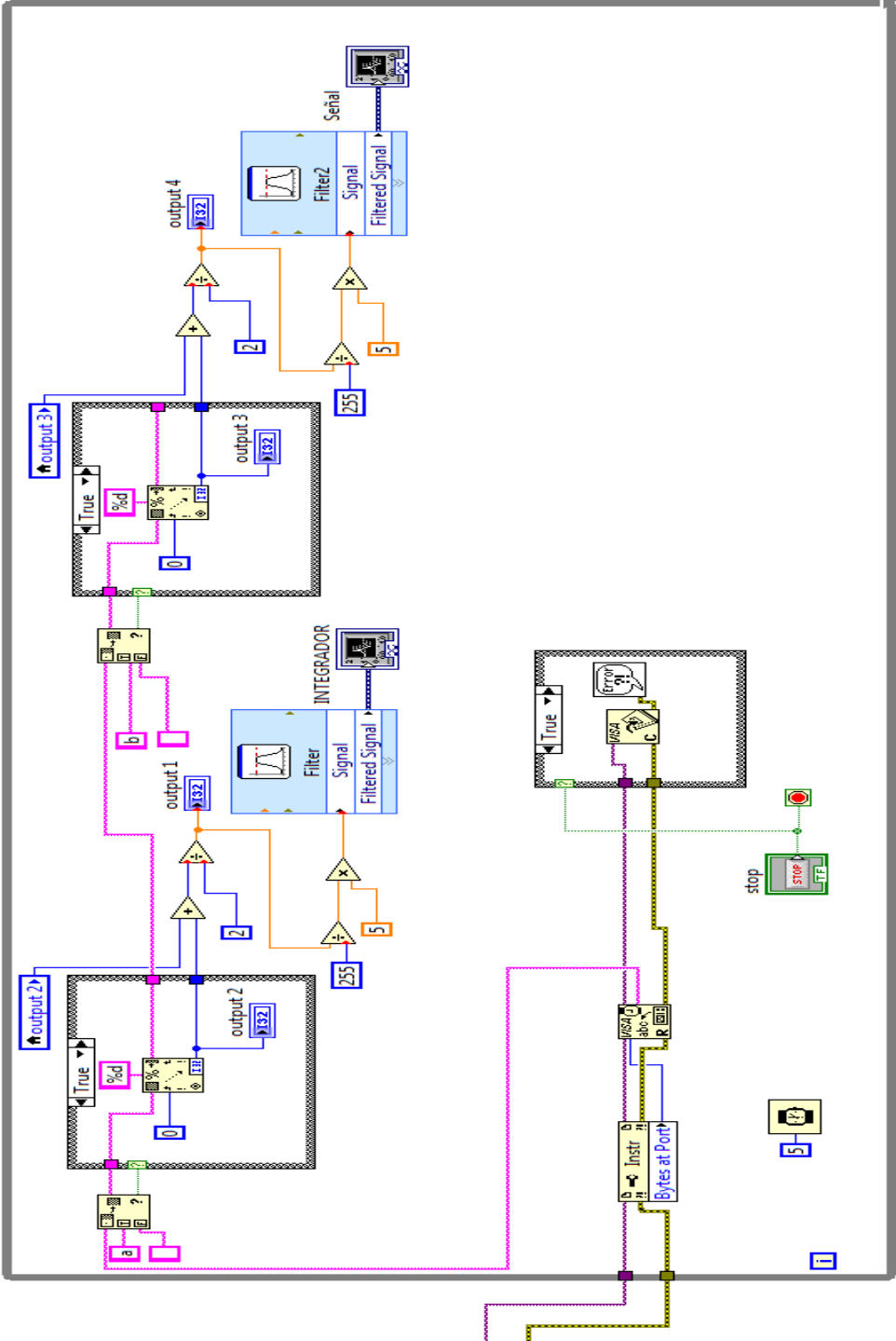
CIRCUITO EMG AMPLIADO



ANEXO B

DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW





ANEXO C

CÓDIGO PIC DEL MICROCONTROLADOR

```
_main:

;Codigo_PIC.mbas,7 ::          main:
;Codigo_PIC.mbas,10 ::        OSCCON = 0X75 ' Oscilador interno de
8mhz
    MOVLW    117
    MOVWF    OSCCON+0
;Codigo_PIC.mbas,11 ::        ANSEL= %00000011
    MOVLW    3
    MOVWF    ANSEL+0
;Codigo_PIC.mbas,13 ::        TRISA = 3
    MOVLW    3
    MOVWF    TRISA+0
;Codigo_PIC.mbas,14 ::        TRISC = 0X80 ' PORTC.7 como entrada,
los demas salidas
    MOVLW    128
    MOVWF    TRISC+0
;Codigo_PIC.mbas,15 ::        porta=0
    CLRF    PORTA+0
;Codigo_PIC.mbas,16 ::        PORTC = 0X00
    CLRF    PORTC+0
;Codigo_PIC.mbas,17 ::        trise=0
    CLRF    TRISE+0
;Codigo_PIC.mbas,18 ::        porta.2=1
    BSF    PORTA+0, 2
;Codigo_PIC.mbas,19 ::        delay_ms(100)
    MOVLW    2
    MOVWF    R11+0
    MOVLW    4
    MOVWF    R12+0
    MOVLW    186
    MOVWF    R13+0
L__main1:
    DECFSZ   R13+0, 1
    GOTO    L__main1
    DECFSZ   R12+0, 1
    GOTO    L__main1
```

```

        DECFSZ  R11+0, 1
        GOTO   L__main1
        NOP
;Codigo_PIC.mbas,20 ::          porta.2=0
        BCF   PORTA+0, 2
;Codigo_PIC.mbas,21 ::          delay_ms(100)
        MOVLW  2
        MOVWF  R11+0
        MOVLW  4
        MOVWF  R12+0
        MOVLW  186
        MOVWF  R13+0
L__main2:
        DECFSZ  R13+0, 1
        GOTO   L__main2
        DECFSZ  R12+0, 1
        GOTO   L__main2
        DECFSZ  R11+0, 1
        GOTO   L__main2
        NOP
;Codigo_PIC.mbas,22 ::          porta.2=1
        BSF   PORTA+0, 2
;Codigo_PIC.mbas,25 ::          UART1_Init(19200) ' Inicializamos la
comunicacion uart a una velocidad 9600bps
        MOVLW  25
        MOVWF  SPBRG+0
        BSF   TXSTA+0, 2
        CALL  _UART1_Init+0
;Codigo_PIC.mbas,27 ::          while true ' ciclo infinito
L__main4:
;Codigo_PIC.mbas,28 ::          VO1 = Adc_Read(1)>>2 ' Obtenemos el
valor del potenciometro y lo
        MOVLW  1
        MOVWF  FARG_Adc_Read_channel+0
        CALL  _Adc_Read+0
        MOVF  R0+0, 0
        MOVWF  R2+0
        MOVF  R0+1, 0
        MOVWF  R2+1
        RRF  R2+1, 1
        RRF  R2+0, 1
        BCF  R2+1, 7
        RRF  R2+1, 1
        RRF  R2+0, 1

```

```

        BCF    R2+1, 7
        MOVF   R2+0, 0
        MOVWF  _VO1+0
;Codigo_PIC.mbas,30 ::          VO2 = Adc_Read(0)>>2
        CLRF   FARG_Adc_Read_channel+0
        CALL   _Adc_Read+0
        MOVF   R0+0, 0
        MOVWF  R2+0
        MOVF   R0+1, 0
        MOVWF  R2+1
        RRF    R2+1, 1
        RRF    R2+0, 1
        BCF    R2+1, 7
        RRF    R2+1, 1
        RRF    R2+0, 1
        BCF    R2+1, 7
        MOVF   R2+0, 0
        MOVWF  _VO2+0
;Codigo_PIC.mbas,32 ::          ByteToStr (VO1 ,text_VO1 ) ' convertimos el
float a string
        MOVF   _VO1+0, 0
        MOVWF  FARG_ByteToStr_input+0
        MOVLW  _text_VO1+0
        MOVWF  FARG_ByteToStr_output+0
        CALL   _ByteToStr+0
;Codigo_PIC.mbas,33 ::          ByteToStr (VO2 ,text_VO2 ) ' convertimos el
float a string
        MOVF   _VO2+0, 0
        MOVWF  FARG_ByteToStr_input+0
        MOVLW  _text_VO2+0
        MOVWF  FARG_ByteToStr_output+0
        CALL   _ByteToStr+0
;Codigo_PIC.mbas,36 ::          UART1_Write(97)
        MOVLW  97
        MOVWF  FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL   _UART1_Write+0
;Codigo_PIC.mbas,37 ::          UART1_Write_Text(text_VO1)
        MOVLW  _text_VO1+0
        MOVWF  FARG_UART1_Write_Text_uart_text+0
        CALL   _UART1_Write_Text+0
;Codigo_PIC.mbas,38 ::          UART1_Write(98)
        MOVLW  98
        MOVWF  FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL   _UART1_Write+0

```

```
;Codigo_PIC.mbas,39 ::          UART1_Write_Text(text_VO2)
    MOVLW    _text_VO2+0
    MOVWF    FARG_UART1_Write_Text_uart_text+0
    CALL     _UART1_Write_Text+0
;Codigo_PIC.mbas,42 ::          delay_ms(5)
    MOVLW    13
    MOVWF    R12+0
    MOVLW    251
    MOVWF    R13+0
L__main8:
    DECFSZ   R13+0, 1
    GOTO     L__main8
    DECFSZ   R12+0, 1
    GOTO     L__main8
    NOP
    NOP
;Codigo_PIC.mbas,43 ::          wend
    GOTO     L__main4
    GOTO     $+0
; end of _main
```

BIBLIOGRAFIA

- [1] Barraquer-Bordas L. Neurología Fundamental. Barcelona: Ed. Toray SA; 1963. p. 502-67.
- [2] Thibodeau, Patton, "Estructura y función del cuerpo humano", Editorial Elsevier, 13ª Edición.
- [3] Gowitzke A. Barbara, Milner Morris, "El cuerpo y sus movimientos bases científicas".
- [4] Gartner P. Leslie, Hiart L. James, "Texto Atlas de Histología", Mc Graw Hill, segunda edición.
- [5] Guyton , Arthur y Hall, John E. "Tratado de fisiología medica: Fisiología de la membrana, del nervio y del músculo". España: McGraw-Hill interamericana, decimoprimer edición.
- [6] Electrofisiología humana. Un enfoque para ingenieros. Pilar Castellanos Ábrego / Rafael Godínez Fernández / Joel Jiménez Cruz /Verónica Medina.
- [7] Adel S. Sedra y C. Smith "Circuitos microelectrónicos".
- [8] Cameron John R. "Medical physics".
- [9] Franco Sergio, "Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos"

[10] Hermens, H. B. Frenks, "SENIAM 5: the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromyography".

[11] Hoja de datos del AD620 ANALOG DEVICES.

[12] Khandpur R.S. "Biomedical instrumentations. Technology and aplicaciones", MacGraw-Hill.

[13] Merletti, Roberto "Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications". Editado por: Merletti, Roberto; parker, Philip 2004 John Wiley & Sons.

[14] Neuman, M. R. "Biopotential Electrodes". The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

[15] Searle A. and L Kirtup "A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes". Departament of Applied Physics, university of technology, Sydney, Broadway, NSW, 2007, Australia.

[16] Hoja de datos de M.E. I&T de IDETEC.

[17] Amplificador de instrumentación: Disponible en <http://www.wikipedia.com>.

[18] Electrodo de superficie: Disponible en <http://www.3m.com>