DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

TEMA: "MÓDULO DIDÁCTICO DE EVALUACIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA PRODUCIDA POR LOS MÚSCULOS MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS".

AUTOR: DARWIN JAVIER FRIAS LLERENA

DIRECTOR: ING. SILVA FRANKLIN

CODIRECTOR: ING. RIVAS DAVID

LATACUNGA

2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

CERTIFICADO

Ing. Silva Franklin (DIRECTOR)
Ing. Rivas David (CODIRECTORA)

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado **"MÓDULO DIDÁCTICO DE EVALUACIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA PRODUCIDA POR LOS MÚSCULOS MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS "** realizado por el señor Darwin Javier Frías Llerena, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatuarias establecidas de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE.

Debido a que constituye un trabajo de excelente contenido científico y aplicable para el desarrollo profesional, **SI** recomiendan su aplicación.

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y un disco compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf). Autorizan al Señor Darwin Javier Frías Llerena que lo entregue al Ing. Franklin Silva. , en su calidad de Director de la Carrera.
Latacunga, Febrero del 2015

Ing. Silva Franklin.	Ing. Rivas David
DIRECTOR	CODIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LA FUERZAS ARMANDAS - ESPE

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

DARWIN JAVIER FRÍAS LLERANA

DECLARO QUE:

El proyecto de grado denominado **"MÓDULO DIDÁCTICO DE EVALUACIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA PRODUCIDA POR LOS MÚSCULOS MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS** ", ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie de las páginas correspondiente, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Latacunga, Febrero del 2015

_____

Darwin Javier Frías Llerena.

C.C: 180374675-7

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

AUTORIZACIÓN

Yo: Darwin Javier Frías Llerena

Autorizo a la UNIVERSIDAD DE LA FUERZAS ARMANDAS-ESPE, la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo **"MÓDULO DIDÁCTICO DE EVALUACIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA PRODUCIDA POR LOS MÚSCULOS MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ",** cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Latacunga, Febrero del 2015

_____

Darwin Javier Frías Llerena.
C.C: 180374675-7

DEDICATORIA

A Dios por ser mi luz de esperanza.

“Mientras hay vida hay esperanza”

Javier Frias Llerena.

AGRADECIMIENTO

A todos mis familiares que hicieron posible la ayuda para seguir a delante.

A la UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS por darme la oportunidad de crecer en conocimientos, para la profesión que a mí me gusta.

A la Ing. Nancy Guerrón., Ing. Franklin Silva e Ing. David Rivas, Director y Codirector por ser mi guía en este proyectó, y por ser mis maestros en la enseñanza de mis conocimientos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA i
CERTIFICADO ii
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD iii
AUTORIZACIÓN iv
DEDICATORIA v
AGRADECIMIENTO vi
ÍNDICE DE CONTENIDO vii
ÍNDICE DE TABLAS xi
ÍNDICE DE FIGURAS xii
ÍNDICE DE ECUACIONES xv
RESUMEN xvi
ABSTRACT xvii
CAPÍTULO 1 1
1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 1
1.1 Introducción (Reseña Histórica). 1
1.2 Electromiografía. 1
1.3 Principio fisiológico. 2
1.4 Electromiografia invasiva 4
1.4.1 Electrodos de aguja. 5
1.5 Electromiografia de superficie o no invasiva (EMGS) 6
1.5.1 Electrodos de superficie. 7
1.6 Uso del electromiograma. 8
1.7 Riesgos posibles en la electromiografía. 8
1.8 Características eléctricas 9

1.9 Descomposición de la señal EMG. 9
1.10 Aplicaciones de la señal EMG. 10
1.11 Aplicaciones médicas. 10
1.12 Aplicaciones relevantes de controL. 11
1.13 Amplificador operacional. 12
1.14 Tecnologías inalámbricas. 13
1.14.1 Tecnología ZIGBEE. 13
1.14.2 Tegnología WI-FI (Wireless Fidelity). 14
1.14.3 Tegnología BLUETOOTH. 16
1.14.4 Comparacion de tecnologías. 18
1.15 Interfaz Hombre-Máquina (HMI) 18
1.15.1 Tipos de HMI 19
1.15.2 Estructura general del software. 19
CAPÍTULO 2 21
2 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN 21
2.1 Descripción y diseño del sistema. 21
2.2 Hardware y software del sistema. 23
2.3 Diseño del hardware. 24
2.3.1 Etapa de adquisición de la señal. 24
2.3.2 Etapa de acondicionamiento de la señal 25
2.3.3 Diseño completo del circuito de la etap de acondicionamiento de la señal. 35
2.3.4 Etapa de digitalización. 36
2.3.5 Etapa de comunicación. 37
2.3.6 Etapa de alimentación del circuito. 41
2.4 Diseño del software. 44

2.4.1 Entorno de desarrollo para arduino uno.....45
2.4.2 Digrama de flujo de la tarjeta arduino uno. 46
2.4.3 Plataforma para la visualización del hmi.....48
2.4.4 Diagrama de flujo de la plataforma Lab – View.....56
CAPÍTULO 3.....58
3 PRUEBAS Y RESULTADOS OBTENIDOS.....58
3.1 Generalidades. 58
3.2 Comportamiento de un músculo.....58
3.3 Materiales para realizar la prueba emg en la etapa de adquisición de la señal. 59
3.4 Pruebas realizadas en el módulo didáctico en sus diferentes etapas de acondicionamiento de la señal.....60
3.4.1 Prueba realizada en la etapa de Pre- Amplificación. 60
3.4.2 Prueba realizada en la etapa de filtro Pasa - Bajo (LPF), y en la etapa de filtro Pasa - Alto (HPF). 60
3.4.3 Prueba realizada en la etapa de amplificador de ganacia. 61
3.4.4 Prueba realizada en la etapa del rectificador de media onda. 62
3.4.5 Prueba realizada en la etapa del integrador y seguidor de voltaje...62
3.4.6 Prueba en la interfaz HMI 63
3.5 Prueba ubicación correcta de elctrodos. 64
3.6 Prueba velocidad de trasmisión.....66
3.7 Prueba del módulo con un equipo médico EMG. 67
CAPÍTULO 4.....69
4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 69
4.1 Conclusiones.....69
4.2 Recomendaciones.....70

4.3 Análisis económico. 71

4.4 Proyectos a futuro. 75

5 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 76

ANEXOS 78

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Comparaciones de tecnologías. 18
Tabla 2.1 Número de Velocidades del Módulo Bluetooth..... 39
Tabla 2.2 Herramientas de trabajo de Arduino Uno. 46
Tabla 3.1 Materiales para la prueba EMG..... 59
Tabla 3.2 Ubicación correcta de electrodos. 65
Tabla 3.3 Resultados obtenidos con respecto a un equipo comercial. 68
Tabla 4.1 Costo total del módulo EMG inalámbrico. 71

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Representación esquemático de una unidad motora con fibras musculares. La suma de los potenciales de acción (PA) de cada fibra muscular, captadas por el electrodo concéntrico da lugar al potencial de unidad motora. 3
Figura 1.2 Señales en reposo. 5
Figura 1.3 Ejemplo de electrodos de aguja. 6
Figura 1.4 Electrodo de superficie. 8
Figura 1.5 Configuración Amplificador Operacional.....12
Figura 1.6 Tecnología ZigBee.....13
Figura 1.7 Tecnología Wi-Fi. 14
Figura 1.8 Tecnología Bluetooth. 16
Figura 1.9 Estructura general del software. 20
Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema.....22
Figura 2.2 Diagrama de bloques del hardware y Software. 23
Figura 2.3 Electrodos superficie. 25
Figura 2.4 Amplificador de instrumentación AD620. 26
Figura 2.5 Diagrama esquemático Circuito pre-amplificador. 27
Figura 2.6 Diagrama esquemático Circuito de protección. 28
Figura 2.7 Amplificador operacional TL082. 29
Figura 2.8 Diagrama esquemático Filtro LPF. 30
Figura 2.9 Diagrama esquemático Filtro HPF.....31
Figura 2.10 Diagrama esquemático Amplificador de ganancia.....32
Figura 2.11 Diagrama esquemático rectificador de media onda.....33
Figura 2.12 Diagrama esquemático Integrador y Seguidor de voltaje. 34
Figura 2.13 Diagrama esquemático Circuito EMG etapa de acondicionamiento de la señal.....35
Figura 2.14 Módulo Arduino Uno. 36
Figura 2.15 Bluetooth HC 06. 37
Figura 2.16 Módulo MAX232 38

Figura 2.17 Conexión módulo bluetooth con el módulo MAX232. 39
Figura 2.18 Conexión física ente el módulo Arduino Uno y el módulo Bluetooth.....41
Figura 2.19 Etapas de la fuente de alimentación diseñada. 42
Figura 2.20 Transformador de corriente 220V – 110V 1.5ª 42
Figura 2.21 Rectificador de diodos 43
Figura 2.22 Diodo RS207. 43
Figura 2.23 Diagrama esquemático del diseño de la fuente de alimentación.....44
Figura 2.24 Entorno de desarrollo para Arduino Uno.....45
Figura 2.25 Diagrama de flujo de la aplicación en la tarjeta Arduino Uno....47
Figura 2.26. Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabVIEW (comunicación puerto). 48
Figura 2.27 Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabVIEW (grafica de la señal). 49
Figura 2.28 Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabVIEW (históricos). 49
Figura 2.29 Diagrama configuración Puerto IN VISA.....50
Figura 2.30 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabVIEW (lectura de la señal). 51
Figura 2.31 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabVIEW (almacena y lee históricos). 53
Figura 2.32 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabVIEW SUB-VI (direccionamiento de archivo para gurdar).55
Figura 2.33 Diagrama de flujo del módulo bajo la plataforma Lav-View. 56
Figura 3.1 Gráfica del comportamiento de un músculo.....58
Figura 3.2 Posicionamiento de los electrodos para las respectivas pruebas, A = Electrodo positivo, B Electrodo negativo, C = Electrodo referencia. 59
Figura 3.3 Gráfica de la etapa de pre amplificación, mostrada en un osciloscopio 60
Figura 3.4 Gráfica de la etapa del Filtro Pasa-Bajo y Filtro

Pasa-Alto mostrada en un osciloscopio 61
Figura 3.5 Gráfica de la etapa del Amplificador de Ganancia, mostrada en un osciloscopio. 61
Figura 3.6 Gráfica de la etapa del Rectificador de media Onda, mostrada en un osciloscopio 62
Figura 3.7 Grafica de la etapa integrador y Seguidor de Voltaje, mostrada en un osciloscopio 63
Figura 3.8 Tabla de la gráfica de la señal, mostrada en el computador HMI 63
Figura 3.9 Ubicación de electrodos en el brazo Flexor del Antebrazo. 64
Figura 3.10 Señal en el HMI, ubicación correcta de electrodos. 65
Figura 3.11 Señal en el HMI, mal ubicación de electrodos. 66
Figura 3.12 Ubicación y combinación de electrodos para la prueba del software del módulo con respecto al equipo NeuroMax 67

ÍNDICE DE ECUACIONES

$\mathrm{Av} = 50\ \mathrm{KZ1} +$ Ecuación (2.1).....27

$\mathrm{fH} = 12\pi\mathrm{RaRbC5C12} = 12\pi(100\mathrm{nF})2(690\mathrm{k})2 = 2.3\ \mathrm{KHz}$Ecuación (2.2).....30

$\mathrm{Av} = \mathrm{R18} + \mathrm{R17R18} = 10\mathrm{K} + 5.6\mathrm{K10K} = 1.56$Ecuación (2.3).....30

$\mathrm{fL} = 12\pi\mathrm{R25R28C6C7} = 12\pi(100\mathrm{nF})2(20\mathrm{k})2 = 79{,}56\ \mathrm{H}$ Ecuación (2.4)....31

$\mathrm{Av} = \mathrm{R27} + \mathrm{R26R27} = 100\mathrm{K} + 10\mathrm{K100K} = 1.1$Ecuación (2.5).....32

$\mathrm{Av} = \mathrm{RT} + \mathrm{R33RT} = 1\mathrm{K} + 100\mathrm{K1K} = 101$Ecuación (2.6).....33

$\%\ \mathrm{Error} = \mathrm{Vp\ Módulo} - \mathrm{Vp\ Patrón Vp\ Módulo x}\ 100$Ecuación (3.1).....68

RESUMEN

En el presente proyecto se describe la construcción y el desarrollo de un módulo didáctico, electromiograma (EMG), cuya función es adquirir las señales eléctricas que generan las diferentes unidades motoras del músculo esquelético, luego procesarlas y mostrar las salidas de cada una de las etapas, como la de acondicionamiento de la señal, la etapa de la comunicación inalámbrica y la visualización en una interfaz generada en Labview. Para el desarrollo de este módulo; en la toma de adquisición de la señal se utilizó electrodos de superficie Ag/AgCI como ocurre con la adquisición de la mayor parte señales bioléctricas (EMG). Para el acondicionamiento de la señal se requirió de una serie de etapas que están conformadas por una de pre-amplificación de la señal con el amplificador de instrumentación AD620 obteniendo una ganancia variable de 10 y 50 ; luego se tiene un filtro paso bajo, cuya función consiste en limitar las señales de entrada de frecuencias mayores a 2.3 KHz, y un filtro pasa alto que tiene como función limitar las frecuencias menores a 79.56Hz; la siguiente etapa es el amplificador final cuya ganancia varía entre 1 y 100, después se rectifica la onda con un circuito rectificador de media onda, y finalmente se integrar la señal resultante para ser enviada a un módulo Arduino Uno, que permite la trasmisión de los datos mediante la tecnología inalámbrica bluetooth hacia el computador, este contiene un HMI realizada en LabView 2010 para la visualización de la señal electromiográfica .

PALABRAS CLAVE:

- BIOMEDICINA
- MÓDULO DIDÁCTICA
- ELECTROMIOGRAMAS
- DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN.

ABSTRACT

In this project the construction and development of a training module, electromyogram (EMG) is described, whose function is to acquire the electrical signals generated by different skeletal muscle motor units, then process and display the outputs of each stage such as signal conditioning, the stage of wireless communication and visualization interface generated in LabVIEW. For the development of this module; in making signal acquisition surface electrodes Ag / Ag CI was used as with the acquisition of the largest part bioelectrical signals (EMG). For signal conditioning was required in a series of stages that are shaped by a pre -amplified signal to the instrumentation amplifier AD620 obtaining a variable gain of 10 and 50; then has a low pass filter, whose function is to limit input signals with frequencies above 2.3 kHz , and high-pass filter whose function is to limit frequencies below 79.56Hz ; The next stage is the final amplifier whose gain varies between 1 and 100 , wave rectified after a half-wave rectifier circuit , and finally integrating the resulting signal to be sent to a Arduino One module , which allows the transmission of data using bluetooth wireless technology to the computer , it contains an HMI done in LabView 2010 for displaying electromyography signal.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 INTRODUCCIÓN (Reseña Histórica).

H. Piper fue el primer investigador en estudiar la electromiografía (EMG) en 1912, quien hizo un estudio, durante la contracción voluntaria de músculos empleando electrodos de superficie. En 1922, Gasser y Erlanger hicieron un estudio similar, utilizando un osciloscopio y pudieron amplificar las señales eléctricas originadas al estimular una fibra nerviosa.

En 1929 Adrian y Broke estudiaron los potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas mediante los electrodos concéntricos de aguja y amplificadores electrónicos.

Georje Whatmore introdujo la técnica de biofeedback, utilizó la electromiografía para aumentar la técnica de relajación progresiva, utilizado en el tratamiento de algunos trastornos y enfermedades como el asma, el dolor de cabeza, el estrés, la ansiedad, la úlcera, entre otros.

A partir de 1980 con la introducción de las computadoras se pudieron realizar grandes estudios y descomposición de las señales EMG en pocos segundos. Por sus descubrimientos relacionados con las funciones altamente diferenciadas de las fibras nerviosas recibieron el premio Nobel de Medicina en 1944.

1.2 ELECTROMIOGRAFÍA.

La Electromiografía es una de las principales técnicas para la evaluación y registro de los potenciales eléctricos generados por los músculos esqueléticos, es decir; registra las variaciones de voltaje que generan las fibras musculares como resultado de la despolarización de las membranas celulares durante la contracción.

1.3 PRINCIPIO FISIOLÓGICO.

El movimiento y la posición del cuerpo se controlan a través de impulsos eléctricos originados en el sistema nervioso central (SNC). Dichos impulsos son conducidos por las moto neuronas hacia las fibras musculares en las denominadas “zonas de unión neuromuscular”. Las uniones neuromusculares están usualmente distribuidas en una región, la Zona de Inervación, que por lo general se localiza en la mitad del músculo. Sin embargo, algunos músculos tienen varias zonas de inervación distribuidas a lo largo de toda su longitud [1].

Cada músculo del cuerpo humano está compuesto por una mezcla de fibras rápidas fatigables, fibras rápidas resistentes a la fatiga y finalmente por un tercer grupo de fibras lentas que de los tres, es el más resistente a la fatiga [2]

Los potenciales de acción intracelular se generan al recibir un impulso neuronal; las zonas despolarizadas generan un potencial de acción que se propaga hacia ambos extremos de la fibra con una velocidad de conducción que oscila entre los 3 y los 7 m/s [2]. La suma de potenciales de acción correspondientes a las fibras musculares activadas por una sola unidad motora recibe el nombre de potencial de acción de la unidad motora (PAUM). El PAUM constituye la unidad fundamental de la señal EMG.

La duración de un PAUM es inversamente proporcional a la velocidad de conducción de los potenciales de las fibras musculares. Para mantener la contracción muscular, las unidades motoras han de ser activadas repetidamente, generándose una secuencia de PAUMs. La suma de las secuencias de todas las fibras musculares genera la señal EMG de superficie (sEMG), como se observa en la Figura 1.1.

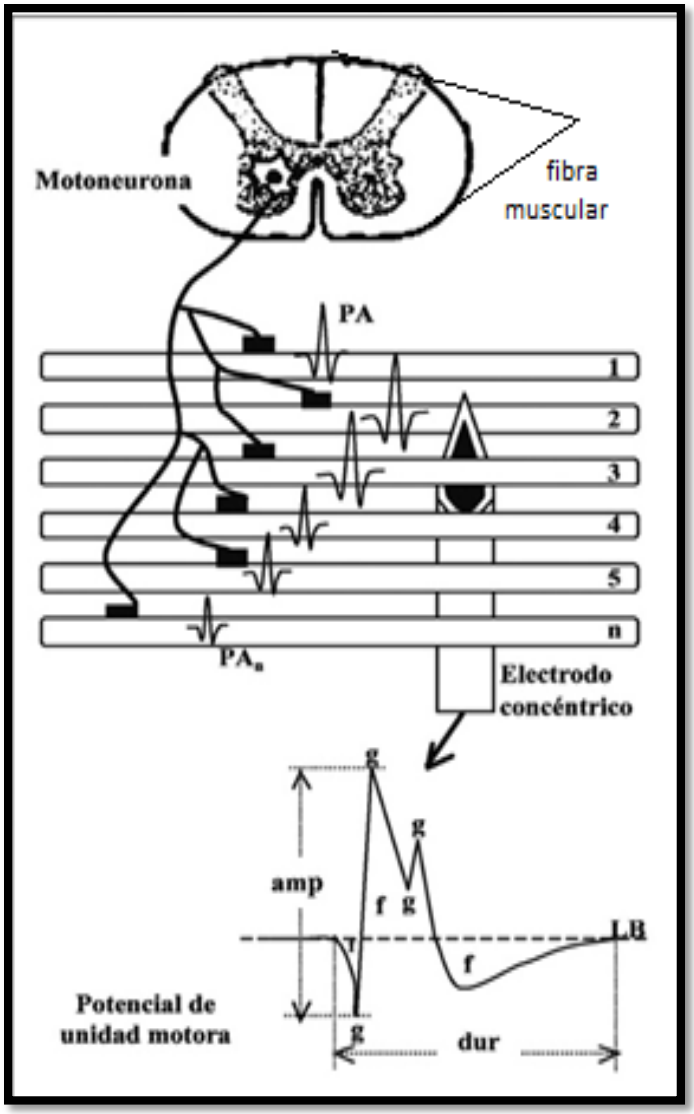


Figura 1.1 Representación esquemático de una unidad motora con fibras musculares. La suma de los potenciales de acción (PA) de cada fibra muscular, captadas por el electrodo concéntrico da lugar al potencial de unidad motora. [3]

El movimiento y la posición del cuerpo se controlan a través de impulsos eléctricos originados en el sistema nervioso central (SNC). Dichos impulsos son conducidos por las moto neuronas hacia las fibras musculares en las denominadas “zonas de unión neuromuscular”. Las uniones neuromusculares están usualmente distribuidas en una región, la Zona de Inervación, que por lo general se localiza en la mitad del músculo. Sin embargo, algunos músculos tienen varias zonas de inervación distribuidas a lo largo de toda su longitud [1].

Cada músculo del cuerpo humano está compuesto por una mezcla de fibras rápidas fatigables, fibras rápidas resistentes a la fatiga y finalmente por un tercer grupo de fibras lentas que de los tres, es el más resistente a la fatiga [2]

Los potenciales de acción intracelular se generan al recibir un impulso neuronal; las zonas despolarizadas generan un potencial de acción que se propaga hacia ambos extremos de la fibra con una velocidad de conducción que oscila entre los 3 y los 7 m/s [2]. La suma de potenciales de acción correspondientes a las fibras musculares activadas por una sola unidad motora recibe el nombre de potencial de acción de la unidad motora (PAUM). El PAUM constituye la unidad fundamental de la señal EMG.

1.4 ELECTROMIOGRAFÍA INVASIVA.

Para realizar una electromiografía invasiva, se usa una aguja electrodo, se inserta a través de la piel hasta que entre al tejido muscular. Un profesional entrenado (como un neurólogo, fisiatra, o terapista físico) va observando la actividad eléctrica mientras inserta el electrodo; este provee una información valiosa en cuanto a la actividad muscular, como al nervio que inerva ese músculo. Los músculos cuando están en reposo generan señales eléctricas normales, estas cambian en función del patrón de esfuerzo (Figura 1.2) La actividad anormal espontánea indica un daño en el nervio o en el músculo, para la cual se requiere un análisis más profundo, en donde se determina el tamaño, la frecuencia y la forma resultante de la unidad potencial motora para su análisis. Cada trazo del electrodo da una imagen muy local de la actividad del músculo completo, debido a que el músculo esquelético difiere en su estructura interna, el electrodo debe ser puesto en varias localizaciones para obtener resultados confiables de estudio.

Para realizar este tipo de electromiografía se utiliza electrodos de aguja.

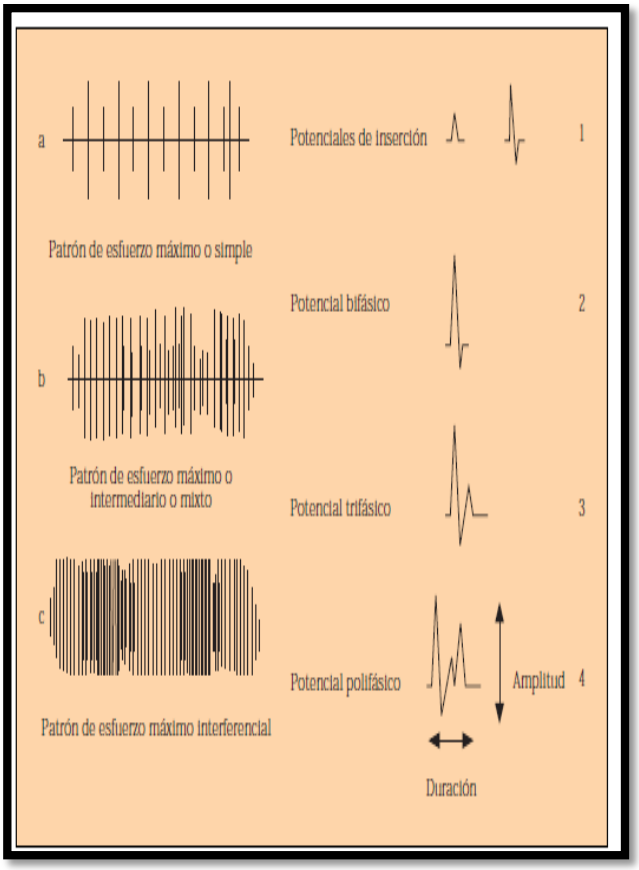


Figura 1.2 Señales en reposo. [4]

1.4.1 ELECTRODOS DE AGUJA.

La electromiografía invasiva se lo realiza mediante electrodos de aguja; un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de metal (acero inoxidable) y platino la cual es insertada en el músculo directamente; existen diferentes tipos de electrodos de aguja Figura 1.3.

Donde:

a.- Aguja mono polar con punta expuesta.

b.- Configuración mono polar con un alambre de recogida situado en una aguja hipodérmica.

c.- Configuración bipolar con dos cables de recogida en paralelo entre sí en una aguja hipodérmica

d.- Configuración mono polar con un cable expuesto en el lado de las agujas, este puede utilizar para detectar la actividad de las fibras musculares individuales.

e.- Configuración bipolar de dos cables expuestos en el agujero lateral de una aguja hipodérmica.

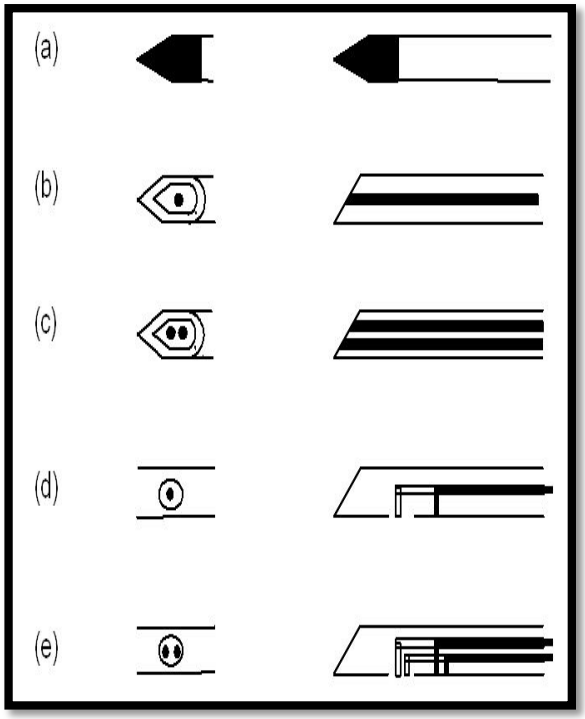


Figura 1.3 Ejemplo de electrodos de aguja. [5]

Los electrodos de aguja son muy utilizados en estudios patológicos, es decir para uso clínico y uso médico; debido a que su inserción es muy dolorosa y requiere de un personal especializado para su realización.

1.5 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE O NO INVASIVA (EMGS)

La electromiografía de superficie permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha, en estudios de fatiga muscular y de rendimiento deportivo y en áreas como la medicina laboral y la ergonomía.

Por tratarse de una técnica no invasiva, el procesado de la señal electromiográfica proporciona parámetros de amplitud y frecuencia para estudios descriptivos y comparativos. No obstante, no permite valorar la musculatura profunda y aporta menos definición que los electromiogramas de aguja.

1.5.1 ELECTRODOS DE SUPERFICIE.

La piel humana tiende a tener una muy alta impedancia comparada con la de otras fuentes de voltaje. Típicamente, la impedancia normal de la piel, vista por el electrodo, varía desde 0.5 kΩ para piel sudorosa hasta 20 kΩ para piel seca, piel escamosa, o enfermedades en la piel producen un incremento en la impedancia en el rango de 500 kΩ.

Los electrodos de superficie actúan como una fuente de voltaje con muy alta impedancia, situación que influye en forma decisiva en el diseño del circuito de entrada del amplificador bioeléctrico.

La impedancia del amplificador es al menos 10 veces mayor a la impedancia de la fuente, para amplificadores de biopotenciales esto requiere una impedancia de entrada de por lo menos 5 MΩ, valor que puede ser fácilmente alcanzado usando amplificadores operacionales.

Los electrodos de superficie son los más utilizados debido a su fácil utilización y características; son pequeños discos de metal (Al, Zn, Fe, Pb, H, Cu, Ag, Pt, Au), presentan diámetros que varían desde 0.3 hasta 0.5 cm y en algunos casos hasta 1 cm. Este electrodo consiste de un botón metálico de contacto hecho de plata-cloruro de plata en la parte alta de la columna, el cual se rellena con gel o pasta conductiva.

Este electrodo se mantiene en su posición mediante un disco de hule espuma cuya superficie tiene una sustancia adhesiva. El uso del relleno de gel o pasta conductiva mantiene al electrodo en contacto directo con la superficie de la piel, reduce los efectos del movimiento en un EMG. Figura 1.4.

Figura 1.4 Electrodo de superficie. [5]

1.6 USO DEL ELECTROMIOGRAMA.

El electromiograma se lo realiza a personas que tienen síntomas de debilidad muscular, alteraciones de sistema nervioso, como el caso de enfermos que tengan trastornos del sistema nervioso (esclerosis múltiple), lesiones en la raíz del nervio (la ciática), para identificar la causa de los síntomas de la rigidez, (atrofia, espasticidad), debilidad producto de un dolor o por motivos psicológico, problemas motrices (tirones musculares involuntarios), entre otros.

1.7 RIESGOS POSIBLES EN LA ELECTROMIOGRAFÍA.

Cuando el EMG es invasivo es posible que el paciente sienta un poco de molestia, similar al pinchazo de una aguja de acupuntura o de una inyección, cuando se colocan las agujas de los electrodos en el músculo.

Luego, el músculo puede doler por unos días y es posible que se forme un hematoma en el lugar donde se colocó la aguja.

También es posible que la colocación de electrodos produzca resultados falsos en una biopsia muscular o durante los análisis de sangre en los que se midan las enzimas musculares.

La EMG suele contraindicarse en personas que reciben tratamiento anticoagulante (con medicamentos anticoagulantes) porque las agujas de los electrodos pueden producir hemorragias en el músculo. También puede contraindicarse en personas con infecciones extensivas en la piel debido al riesgo de que la infección se propague de la piel al músculo.

Según su afección médica específica, pueden existir otros riesgos, por eso se recomienda antes de someterse al procedimiento, asegurarse de consultar al médico por cualquier duda o preocupación.

Algunos factores o condiciones pueden interferir con los resultados del análisis de EMG. Una inflamación, una hemorragia o la obesidad pueden interferir con la transmisión de ondas eléctricas a los electrodos y, en consecuencia, pueden afectar los resultados de la EMG.

Los medicamentos como los anticolinérgicos, los colinérgicos y los relajantes de los músculos esqueléticos también pueden interferir con los resultados del análisis de EMG.

1.8 CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS.

La fuente eléctrica es el potencial de la membrana muscular de alrededor de 90 mV, midiendo los rangos potenciales de EMG de menores a mayores rangos entre 20 μV hasta 20 o 30 mV, dependiendo del músculo en observación, el rango típico de repetición de una unidad motora muscular es de alrededor 6–30 Hz dependiendo del tamaño del músculo. [6]

1.9 DESCOMPOSICIÓN DE LA SEÑAL EMG.

Las señales del EMG se componen principalmente de los potenciales de acción de las unidades motoras superpuestas. La medición de la señales del EMG pueden ser descompuestas en los potenciales de acción de las unidades motoras (PAUMs) constituyentes. Los PAUMs de diferentes unidades motoras pueden tener distintas formas, mientras que los PAUMs registrados por el

mismo electrodo de la unidad motora, son típicamente similares. La forma y el tamaño del PAUM dependen notablemente del lugar donde se localice el electrodo con respecto o a las fibras.

1.10 APLICACIONES DE LA SEÑAL EMG.

Las señales del EMG son usadas en muchas aplicaciones clínicas y biomédica. El EMG es usado como una herramienta para diagnosticar enfermedades neuromusculares, y desordenes del control motor. Las señales del EMG también son utilizadas para el desarrollo de prótesis de manos, brazos y extremidades inferiores.

El EMG también es usado para detectar la actividad muscular en los lugares donde no se produce movimiento. Se puede reconocer el habla de una persona con incapacidad para producir voz mediante la observación de la actividad del EMG, en los músculos asociados con el habla.

1.11 APLICACIONES MÉDICAS.

La señal EMG originada por el cuerpo humano tiene un interés evidente en la práctica médica como por ejemplo en trastornos neurológicos donde está comprometida la función motora, pues permite detectar la denervación y su distribución anatómica, también permite la evaluación y seguimiento de los nervios periféricos, cuando han sido lesionados y reparados, permitiendo señalar el progreso, éxito o fracaso del tratamiento, para seguir con el mismo o cambiarlo.

En patología neuromuscular, localiza y cuantifica diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión, como:

- Lesiones de la neurona motora del asta anterior o del tronco (neuropatías sensitivas).

- Lesiones de las raíces motoras o sensitivas (radiculopatías), de los plexos (plexopatías) y de los troncos nerviosos (lesiones tronculares).

- Alteraciones de la transmisión neuromuscular y, dentro de ellas, distinción entre trastornos pre sinápticos y pos sinápticos.

- Trastornos primarios del músculo esquelético (miopatías).

Otro campo de frecuente utilización de la EMG es el de la Medicina Deportiva, se utiliza para medir la evolución en el aumento de la fuerza de contracción y resistencia a la fatiga de los músculos y de esta manera corroborar el progreso, éxito o fracaso de algún plan de entretenimiento deportivo en específico o de algún plan de rehabilitación posterior a una lesión. Básicamente la EMG es utilizada en el estudio y tratamiento de patologías que afectan al músculo y a las neuronas motoras, como la posibilidad de evaluar su evolución.

1.12 APLICACIONES RELEVANTES DE CONTROL.

La adquisición de la señal del EMG en la superficie de la piel es idónea para obtener una señal de control o bien en personas amputadas que desean gobernar una prótesis mioeléctrica. Del mismo modo que la contracción muscular produce una señal eléctrica, la estimulación de un músculo con una señal eléctrica externa provoca su contracción, estas señales se pueden utilizar para:

- Control de dispositivos virtuales para las prótesis de manos.
- Control para la excitación de músculos que han sufrido parálisis.
- Efectos de calibración, mantenimiento entre otras.

1.13 AMPLIFICADOR OPERACIONAL.

Un amplificador operacional está compuesto por un número de transistores en un solo circuito integrado, se lo puede utilizar en diferentes configuraciones como, suma, integración, derivación y resta. Consta de Vs+ y Vs- (terminales de alimentación), Vout (terminal de salida), V- V+ (entrada no inversora). Figura 1.5. Un amplificador operacional tiene tres características importantes de un amplificador operacional:

- Ganancia de Voltaje.
- Impedancia de Entrada.
- Impedancia de salida.

Un amplificador ideal tendría una ganancia de voltaje infinita, una impedancia entrada infinita y una impedancia de salida cero, otra característica importante de los amplificadores es la relación de fase entre las señales de entrada y salida, el circuito amplificador operacional tiene la capacidad única de proporcionar una salida que está en fase o fuera de fase con una señal de entrada aplicada , un amplificador operacional proporciona dos entradas, una que produce una salida en fase con la entrada y la otra que proporciona una salida fuera de fase con la entrada. [7]

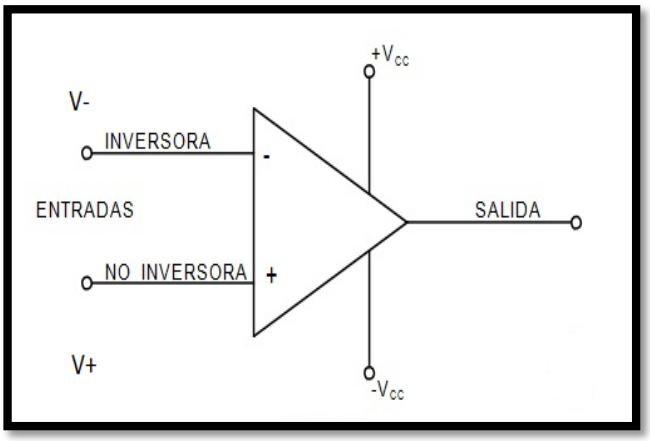


Figura 1.5 Configuración Amplificador Operacional.

1.14 TECNOLOGÍAS INALÁMBRICAS.

1.14.1 TECNOLOGÍA ZIGBEE.

Zigbee nace en el seno ZigBee Alliance con una primera versión en 2004 aumentado sus versiones hasta la actualidad, es una asociación sin ánimo de lucro de más de 280 empresas entre participantes y promotores. La alianza promueve en todo el mundo la adopción de ZigBee como el sistema de red inalámbrica principal de detección y control para el uso de energía en el hogar, zonas comerciales e industriales.

El protocolo ZigBee fue diseñado para proporcionar una solución fácil sobre el uso de datos inalámbricos que se caracteriza por, arquitecturas de redes inalámbricas seguras y fiables, además el protocolo ZigBee está diseñado para comunicar datos a través de los entornos de poco acceso de comunicación que son comunes en aplicaciones comerciales e industriales [8].

Es un protocolo de comunicación de alto nivel de comunicación inalámbrica entre un dispositivo y otro con bajo consumo de energía, trabaja con el estándar de comunicaciones industriales IEEE 802.15.1 para redes inalámbricas de áreas personales (WPAM), ZigBee utiliza la banda ISM para usos industriales, científicos y médicos; en concreto, 868 MHz en Europa, 915 en Estados Unidos y 2,4 GHz en todo el mundo. Figura 1.6.

Figura 1.6 Tecnología ZigBee. [9]

Entre algunas aplicaciones se tiene las siguientes:

- Seguridad.
- Control de temperatura.
- Control de clima.
- Predicción de terremotos.
- TV
- Control de luces, proceso, energía.

1.14.2 TEGNOLOGÍA WI-FI (Wireless Fidelity).

En 1982 el conjunto de empresas; 3Com, Airones, Intersil, Lucent Technologies, Nokia y Symbol crean una alianza (Wireless Ethernet Compatibility Alliance) con el propósito de lanzar al mundo está tecnología, que hoy en día sigue empleándose por su versatilidad. Figura 1.7.

Figura 1.7 Tecnología Wi-Fi. [10]

La tecnología WI-FI permite intercambiar datos dentro de una red en una comunicación inalámbrica, con dispositivos asociados a esta red, trabaja con el protocolo de comunicación IEEE 802.11 que son los siguientes:

- El estándar 802.11a utiliza el mismo juego de protocolos de base que el estándar original, opera en la banda de 5 GHz y utiliza 52 sub portadoras.

- El estándar 802.11b funciona en la banda de 2,4 GHz. Debido al espacio ocupado por la codificación del protocolo CSMA/CA

- El estándar 802.11c, es el menos usado, pero por la implementación que este protocolo refleja. El protocolo 'c' es utilizado para la comunicación de dos redes distintas o de diferente tipo.

- El estándar 802.11g., este utiliza la banda de 2,4 Ghz (al igual que 802.11b) pero opera a una velocidad teórica máxima de 54 Mbit/s.

- El estándar 802.11h es una modificación sobre el estándar 802.11 para WLAN desarrollado por el grupo de trabajo 11 del comité de estándares LAN/MAN del IEEE.

- El estándar 802.11n hace uso simultáneo de ambas bandas, 2,4 Ghz y 5 Ghz.

1.14.3 TEGNOLOGÍA BLUETOOTH.

Bluetooth nace de la iniciativa de Ericsson, cuando intenta establecer una comunicación de corto alcance entre un dispositivo y otro, (dispositivos móviles).

En 1998 numerosas empresas se reunieron para formar SIG (Special Interest Group) debido al interés de este producto y lanzándolo al mercado oficialmente, hoy en día un sinnúmero de empresas trabajan asociadas con esta tecnología.

La tecnología bluetooth permite intercambiar datos, información, voz , entre dispositivos digitales, bluetooth trabaja con especificaciones industriales IEEE 802.15.1 para redes inalámbricas de áreas personales (WPAM), la comunicación entre los dispositivos lo hacen mediante un enlace para radiofrecuencia en la banda ISM de los 2.4 GHz. Figura 1.8.

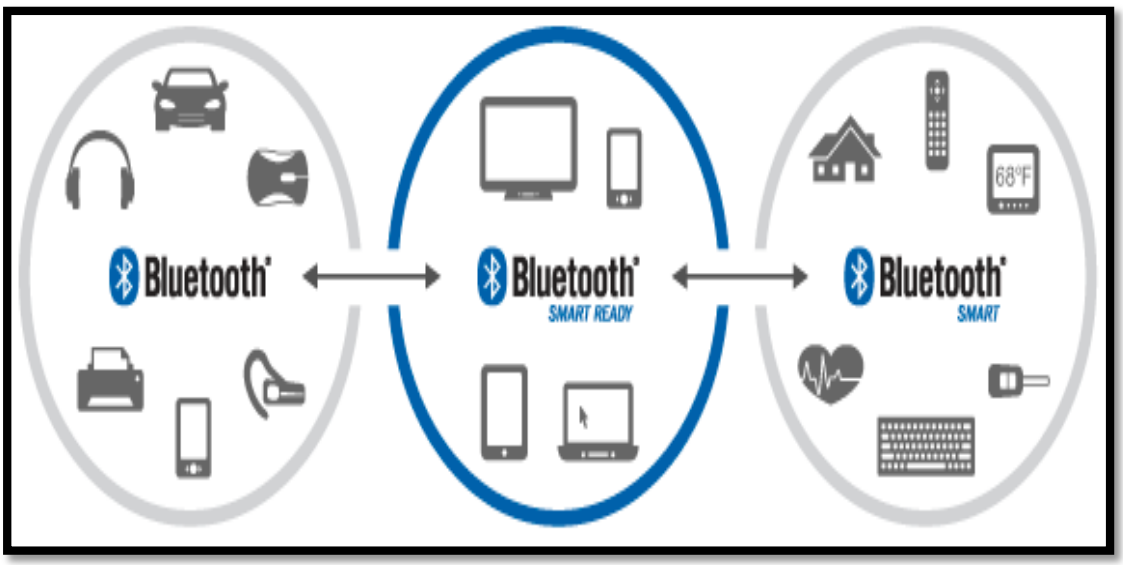


Figura 1.8 Tecnología Bluetooth. [11]

El propósito de esta tecnología es comunicar a varios dispositivos eléctricos entre sí, sin la ayuda de cables, entre algunas aplicaciones se tienen:

- Realiza conexiones con poco gasto de energía, bajo costo de implementación.

- Conexiones sin cable vía OBEX (protocolo de sesión que facilita el intercambio de objetos binarios entre dispositivos).

- Mandos inalámbricos de los video juegos, como Sony PlayStation3, Microsoft Xbox360 y Wiii.

- Realiza enlaces de corta duración.

- Remplazo por cables en equipos GPS y en equipos médicos.

- Transferencia de fichas de contactos, citas y recordatorios entre dispositivos vía OBEX.

- Seguridad mediante diversas maneras de cifrados de datos (PIN para establecer conexiones entre equipos).

- Controles remotos (tradicionalmente dominado por el infrarrojo).

- Publicidades desde anunciantes a dispositivos con Bluetooth. Un negocio podría enviar publicidad a teléfonos móviles cuyo Bluetooth (los que lo posean) estuviera activado al pasar cerca.

Bluetooth simplifica el descubrimiento y configuración de los dispositivos, ya que estos pueden indicar a otros los servicios que ofrecen, lo que permite establecer la conexión de forma rápida.

1.14.4 COMPARACION DE TECNOLOGÍAS.

En la tabla muestra las diferentes comparaciones entre estas tecnologías ZigBee, Wi Fi, Bluetooth. Tabla 1.1.

Tabla 1.1 Comparaciones de tecnologías. [12]

	Bluetooth (WLAN/WPAN)	**ZigBee (WPAN)**	**Wi-Fi (WLAN)**
Velocidad	1 Mbps.	250 Kbps.	54 Mbps.
Banda de frecuencia	2.4 GHz	2.4 GHz	2.4GHz
Radio de comunicación	10 a 100 mts	50 mts	90 mts
Modo de espera	200uA	3uA.	20 mA
Tipo de conexión	Punto a multipunto	Red de Malla	Punto a multipunto
Estándar	Estándar 802.15.1	Estándar 802.15.4.	Estándar 802.11.

1.15 INTERFAZ HOMBRE-MÁQUINA (HMI)

Una interfaz hombre-máquina, forma parte del programa informático que se comunica con el usuario. En ISO 9241-110, el término interfaz de usuario se define como “todas las partes de un sistema interactivo (software o hardware)

que proporciona la información y el control necesario para que el usuario lleve a cabo una tarea con el sistema interactivo” [13].

HMI es la derivación de (Interfaz Hombre Maquina.), el sistema HMI es una ventana para un proceso es decir podemos mirar atreves de los dispositivos especiales como paneles de operador o en un computadora.

Las señales de un proceso son llevadas al HMI mediante dispositivos como tarjetas de adquisición de datos, PLC, RTU, DRIVER, entre otros.

1.15.1 TIPOS DE HMI.

- Desarrollo a medida: Entorno de programación grafica (VC++, Visual, Del[phi, etc.)
- Paquetes HMI: Son paquetes de software que contienen la mayoría de funciones estándares de los sistemas SCADA. (WinCC, FIX entre otros.)

1.15.2 ESTRUCTURA GENERAL DEL SOFTWARE.

Los sistemas HMI están compuestos por un conjunto de programas. Hay programas para diseño y configuración del sistema y otros que son el motor mismo del sistema. En la figura (Figura 1.9) se muestra cómo funcionan algunos de los programas y archivos más importantes. Los rectángulos de la figura representan programas y las elipses representan archivos. Los programas que están con recuadro simple representan programas de diseño o configuración del sistema; los que tienen doble recuadro representan programas que son el motor del HMI. [13]

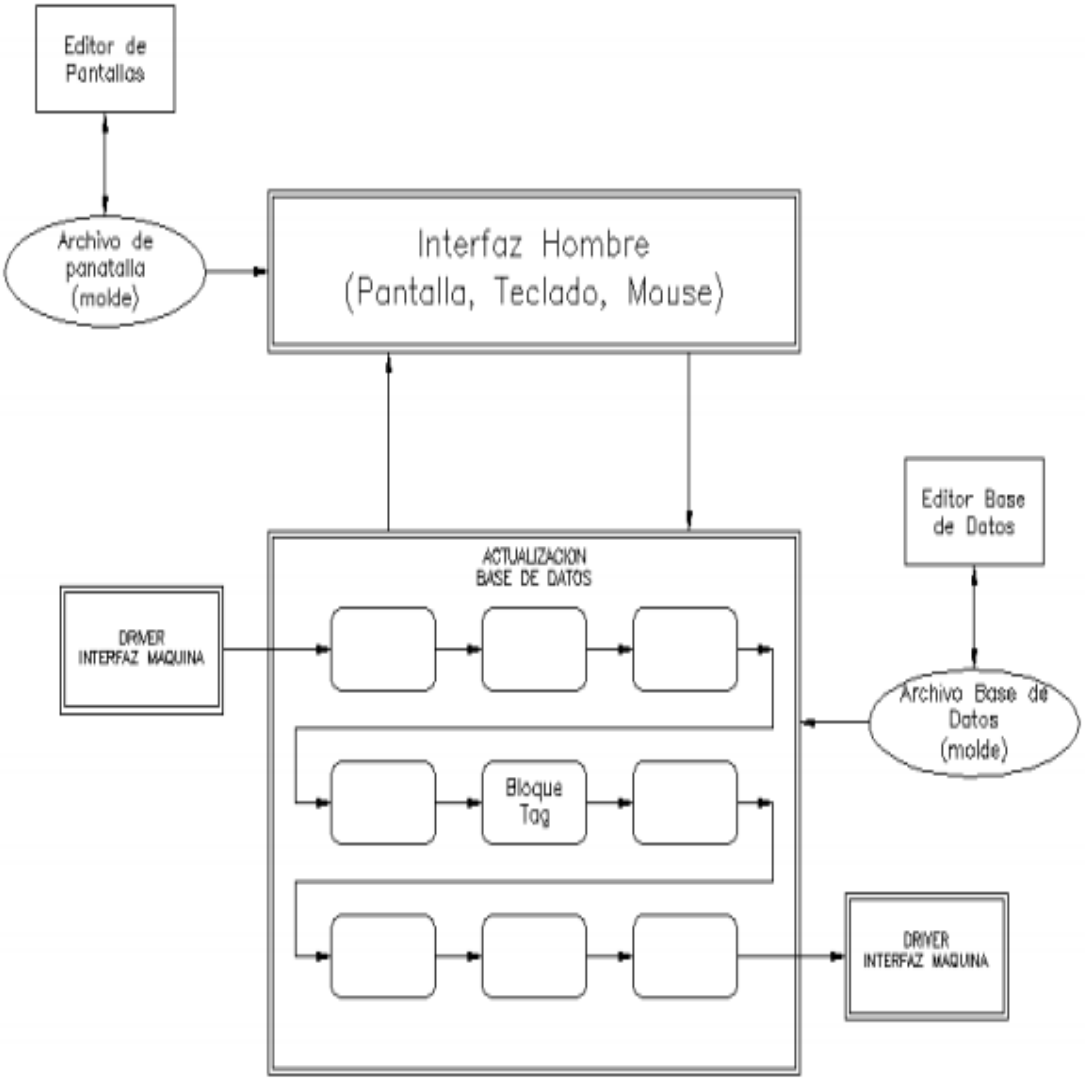


Figura 1.9 Estructura general del software. [13]

Con los programas de diseño, como el “editor de pantallas” se crea moldes de pantallas para visualización de datos del proceso. Estos moldes son guardados en archivos “Archivo de pantalla” y almacenan la forma como serán visualizados los datos en las pantallas.

CAPÍTULO 2

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

2.1 DESCRIPCIÓN Y DISEÑO DEL SISTEMA.

Para este capítulo se detalla paso a paso cada una de las etapas que constituyen la implementación de este módulo.

Este proyecto cuenta con la implementación de un módulo didáctico para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos mediante electromiografía, se van a utilizar herramientas de electrónica básica, conceptos de programación y un entorno gráfico realizado en el programa LabView 2010, que servirá para la visualización de la señal obtenida por el módulo mediante una comunicación inalámbrica basada en la tecnología Bluetooth.

El diagrama de bloques del módulo didáctico a desarrollarse se observa en la siguiente figura. Figura 2.1.

En el primer bloque se específica la colocación de los electrodos de superficie en el paciente en posiciones determinadas del cuerpo para poder registrar la señal bioléctrica producida por los músculos, en la toma de adquisición de la señal se utilizó electrodos de superficie Ag/Ag CI como ocurre con la adquisición de la mayor parte señales bioléctricas (EMG), después de esta etapa pasa a la siguiente que es a la del acondicionamiento de la señal, que permite la adquisición de la señal ya pre-amplificada, filtrada, amplificada, rectificad e integrada, para que así pase después a la etapa de digitalización con la ayuda de la tarjeta Arduino UNO, a continuación la señal será trasmitida inalámbricamente mediante la tecnología bluetooth hacia el computador, teniendo un alcance de trasmisión de 8 metros, y por ultimo pasa a la etapa de visualización, este contiene un HMI realizada en Labview 2010 para la visualizar la señal electromiográfica.

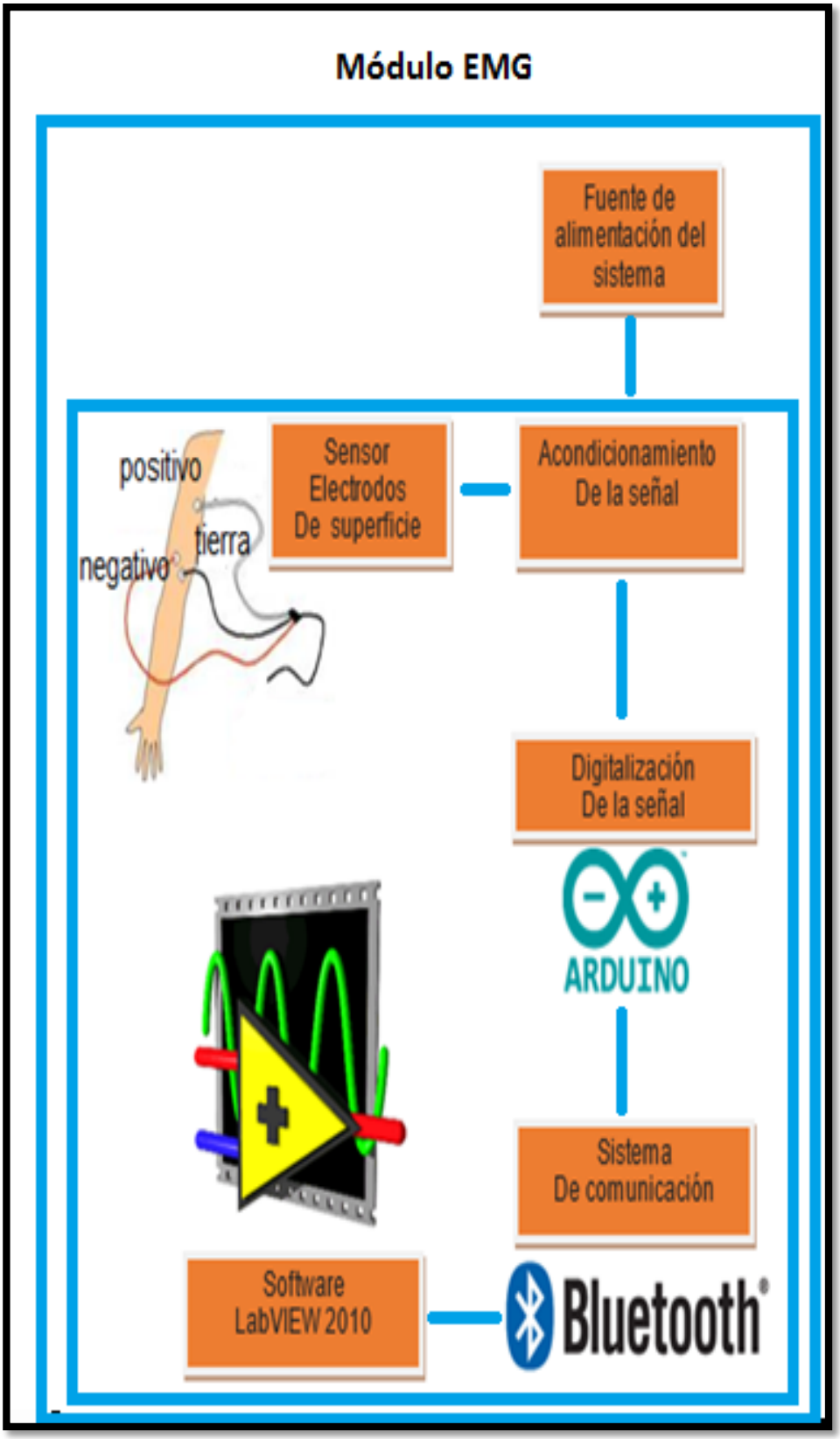


Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema.

2.2 HARDWARE Y SOFTWARE DEL SISTEMA.

El equipo EMG como se mencionó anteriormente está compuesto de varias etapas, dichas etapas han sido diseñadas acorde a los lineamientos requeridos. Figura 2.2.

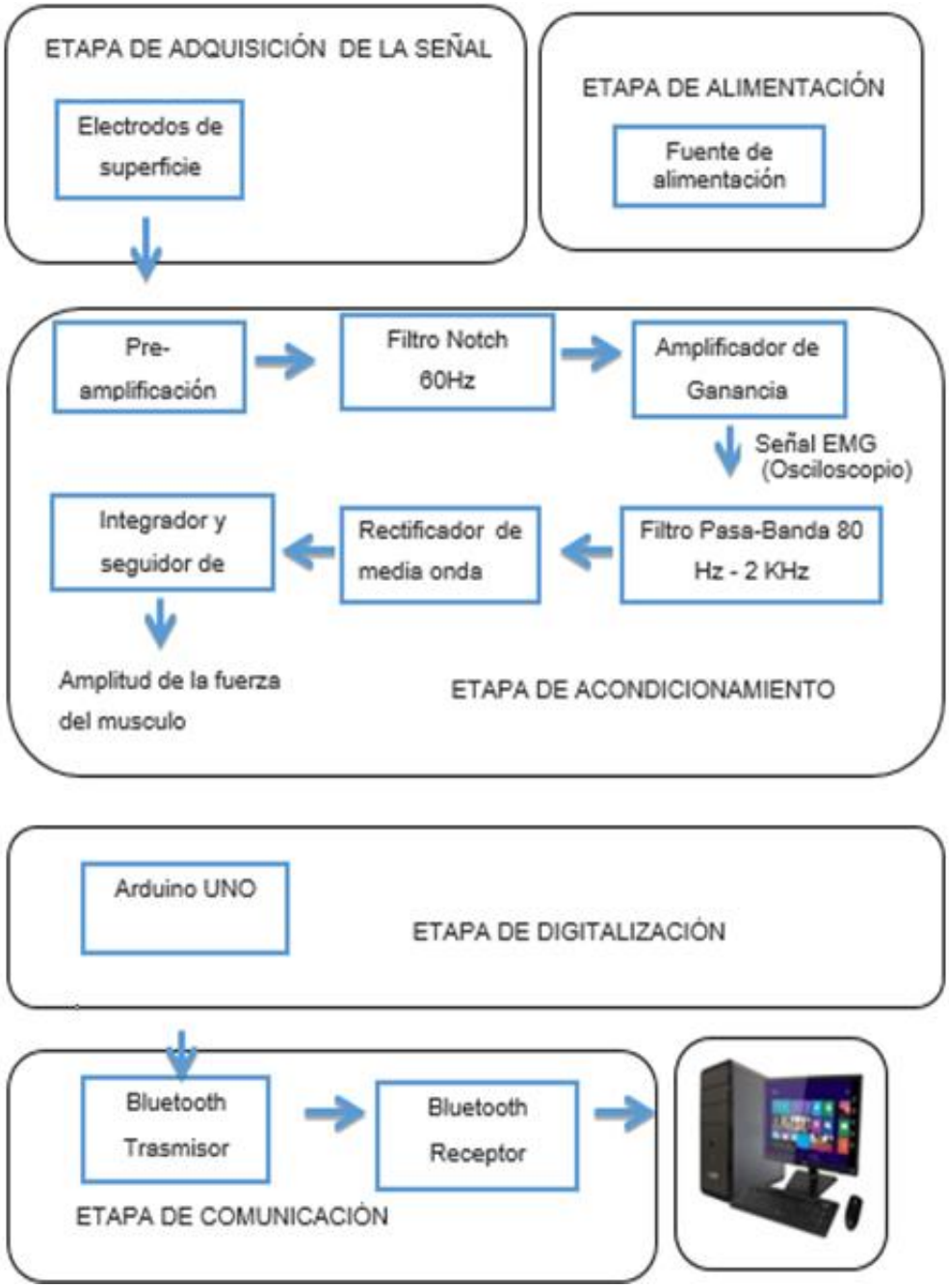


Figura 2.2 Diagrama de bloques del hardware y Software.

El Hardware consiste en la etapa de Sensor Electrodos de superficie el Acondicionamiento de la señal, la Digitalización de la señal y del Sistema de comunicación.

El software, se encarga de visualizar las señales en el computador (Lab View 2010).

2.3 DISEÑO DEL HARDWARE.

A continuación se detallará cada una de las etapas consideradas en el diseño del Hardware del sistema.

2.3.1 ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

Para la etapa de acondicionamiento de la señal se utilizó electrodos de superficie, estos electrodos son de Ag/Ag CI y se usan en contacto directo con el gel electrolítico sobre la piel, como se indica a continuación.

a. Electrodos de superficie.

Lo primero para ser considerado antes de la adquisición de las señales de EMG es el tipo de electrodos que se utilizarán, los electrodos tienen que cumplir con ciertas características que son:

- Estos deben poder montarse y desmontarse de una manera limpia y fácil evitando la supervisión médica.

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

Debido a estas características se optó por trabajar con electrodos desechables de superficie de Ag/AgCI. Figura 2.3.

Figura 2.3 Electrodos superficie.

2.3.2 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.

Para la etapa de acondicionamiento de la señal se realizaron las sub etapas de Pre-amplificación, Amplificador de ganancia, Filtro Pasa – Banda, Rectificador de media onda, Integrador y seguidor de voltaje; cada uno con sus características de diseño requeridos.

b. Pre amplificador.

En la etapa de pre amplificación se utilizó un amplificador de instrumentación, la señal que se obtiene por una unidad motora tiene una amplitud de 0 V cuando no tiene contracción y alrededor de 250 uV durante una contracción, se ha considerado utilizar el amplificador de instrumentación AD620 (Anexo E) debido a sus características entre ellas y unas de las más importantes es

la que trabaja con señales muy bajas y ganancia controlada. Figura 2.4, este a su vez debe de cumplir las siguientes características que son:

- Ganancia de Voltaje de 1 a 1000
- Se requiere una sola resistencia para configurar la ganancia
- Amplio rango de voltaje de alimentación: ± 2,3V a ± 18V
- Bajo consumo 1,3mA max.
- Excelente desempeño en DC 50µV offset max.
- Desvío máximo de 0,6µV / °C
- Ancho de banda 120 kHz con G=100
- Bajo ruido
- Encapsulado DIP 8

Figura 2.4 Amplificador de instrumentación AD620. [14]

Se eligió usar el AD620 tomando en cuenta estas características, ya que está especialmente construido para propósitos de instrumentación médica; su CMRR (COMMON-MODE REJECTION- Modo Común de Rechazo) es más grande que 100dB a casi 1 Khz; su voltaje de compensación máximo es de 50 uV, lo que lo hace un amplificador de instrumentación de alta exactitud en su clase.

Para el circuito pre-amplificador, se lo ha implementado con una impedancia R1=4,7k y R2=1k para dos tipos de ganancia una de 10 y otra de 50 la cual está conectada entre los pines 1 y 8. Pin 6 (J4) es la señal de salida del pre-amplificador, Pin 2 y P3 (J2) son sus entradas. Figura 2.5.

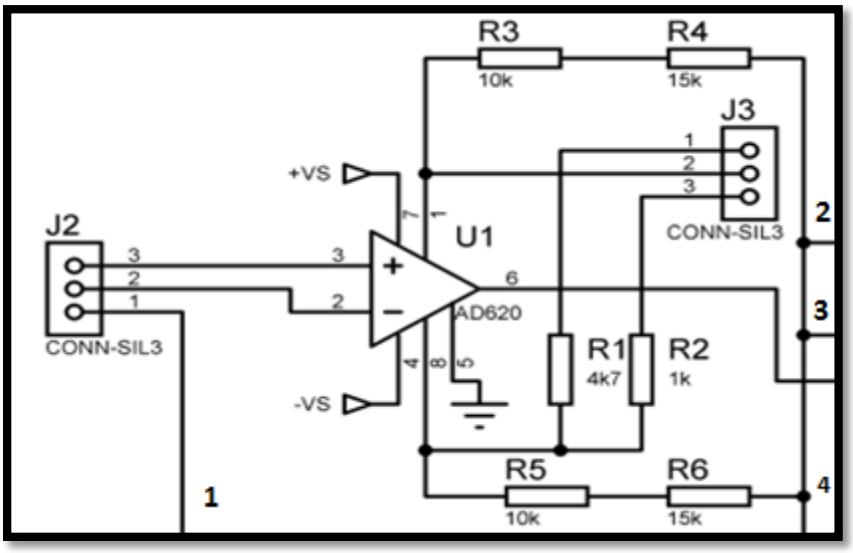


Figura 2.5 Diagrama esquemático Circuito pre-amplificador.

La señal J2 es la que viene de los electrodos y J3 es la señal pre-amplificada.

La ganancia que se obtiene con este amplificador viene dada por la siguiente ecuación 2.1:

$$Av = \frac{50\ K}{Z1} + 1 \qquad \text{Ecuación (2.1)}$$

.

Donde Z1 = R1=4.7k para la primera ganancia.

$$\mathrm{Av} = \frac{50\mathrm{K}}{4.7\mathrm{K}} + 1 = 10.6 + 1 = 11.6 \approx 50$$

Donde Z1 = R2=1k para la segunda ganancia.

$$\mathrm{Av} = \frac{50\mathrm{K}}{1\mathrm{K}} + 1 = 50.0 + 1 = 51.0 \approx 50$$

c. Circuito de protección.

El circuito de protección se utilizó para suministrar seguridad eléctrica al paciente y atenuar el voltaje de rechazo en modo común, que no afecte a los terminales de entrada del amplificador de instrumentación AD620, es decir colocar el electrodo de referencia a una tierra activa, aislada de la tierra eléctrica del circuito y mediante un amplificador operacional (TL082CN) atenuar el voltaje para así proteger tanto al paciente como al circuito. Figura 2.6.

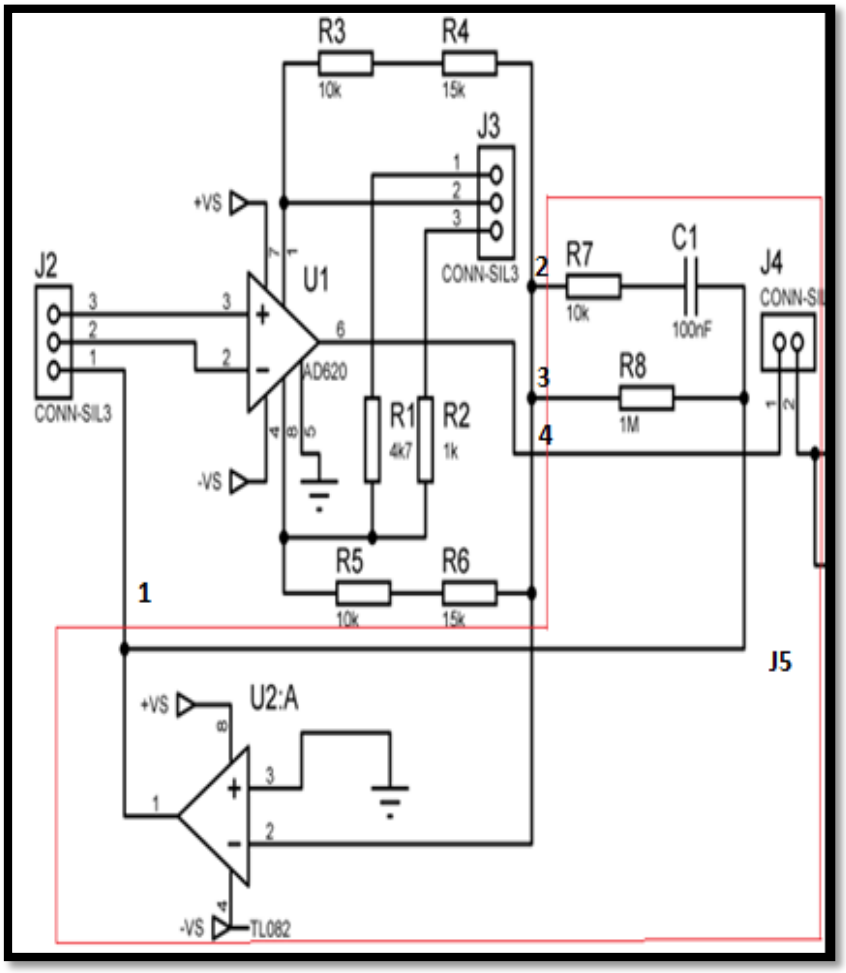


Figura 2.6 Diagrama esquemático Circuito de protección.

Se empleará el amplificador operacional (TL082CN) (Anexo F) Figura 2.7 que será utilizado en las etapas de Filtro Notch, Amplificador de ganancia, Filtro pasa –bajos (LPF), Filtro pasa –altos(HPF) y en el circuito de protección.

Figura 2.7 Amplificador operacional TL082. [15]

La señal J2 es la que viene de los electrodos y el circuito de protección y J4 es la señal pre-amplificada.

El valor del condensador C1 se elige para mantener la estabilidad del bucle en el circuito a través del electrodo de referencia.

d. Filtro pasa –bajos (lpf)

Para la etapa de filtrado se utilizó un filtro Butterworth, de cuarto orden, este tipo de filtrado presenta una banda de paso suave y un corte agudo, está construido con un Opamp TL082CN y tiene como función limitar las señales de entrada de frecuencia mayor a 2.3 KHz. Figura 2.8.

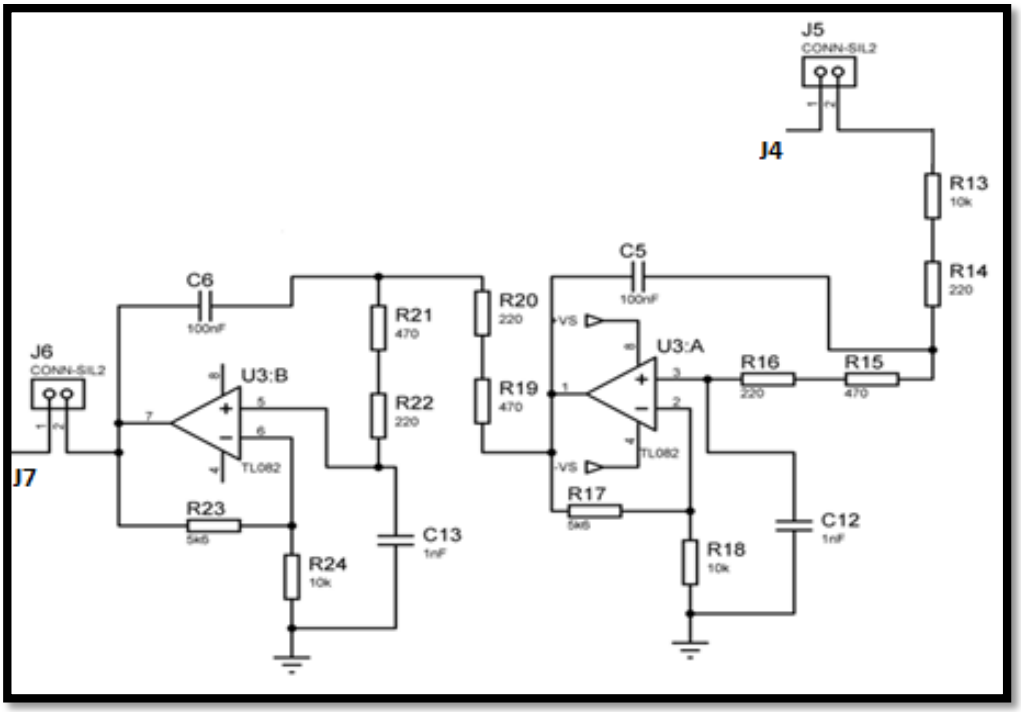


Figura 2.8 Diagrama esquemático Filtro LPF.

La señal J5 es la que viene del pre-amplificador y J6 es la señal filtrada (Filtro LPF)

Su frecuencia de corte f_H y su ganancia A_V, son determinadas mediante las ecuaciones 2.2 y 2.3 respectivamente:

Donde f_H es la frecuencia de corte del filtro y puede ser calculada mediante Ra=R13+R14 y Rb=R16+R15 .

$R_a = R_b = 690k$ y $C_5 = C_{12} = 100nF$, entonces:

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_a R_b C_5 C_{12}}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)^2(690k)^2}} = 2.3\ KHz \qquad \text{Ecuación (2.2)}$$

Donde A_V , es la ganancia a la salida de este filtro Siendo $R_{18} = 10K$ y $R_{17} = 5.6K$, entonces:

$$Av = \frac{R_{18}+R_{17}}{R_{18}} = \frac{10K+5.6K}{10K} = 1.56 \qquad \text{Ecuación (2.3)}$$

e. Filtro pasa –altos (hpf)

Para este filtro pasa altos (HPF) se utilizó un filtro Butteworth de cuarto orden tiene como función limitar las frecuencias menores a 79.56Hz Figura 2.19.

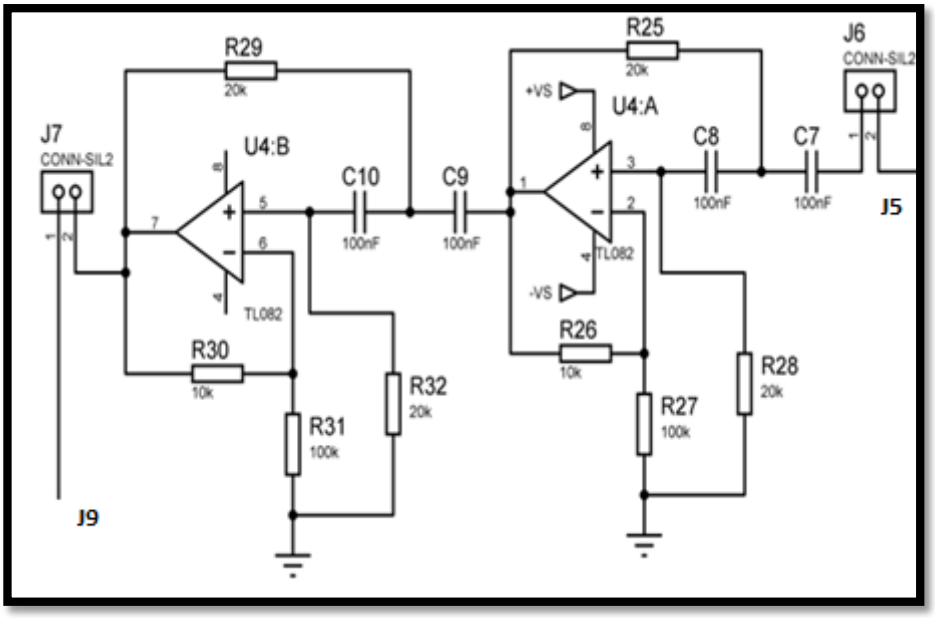


Figura 2.9 Diagrama esquemático Filtro HPF.

La señal J6 es la que viene del filtro LPF y J7 es la señal filtrada (Filtro HPF)

Su frecuencia de corte f_L y su ganancia A_V , son determinadas mediante las ecuaciones 2.4 y 2.5 respectivamente:

Donde f_L es la frecuencia de corte del filtro y puede ser calculada mediante $R_{25} = R_{28} = 20k$ y $C_6 = C_7 = 100nF$, entonces

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{25}R_{28}C_6C_7}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)^2(20k)^2}} = 79{,}56\ Hz \qquad \text{Ecuación (2.4)}$$

Al igual que en el filtro anterior la ganancia a la salida de este filtro la calculamos.

Donde $R_{27} = 100K$ y $R_{26} = 10K$, entonces:

$$Av = \frac{R_{27}+R_{26}}{R_{27}} = \frac{100K+10K}{100K} = 1.1$$ Ecuación (2.5)

f. Amplificador de ganancia.

Esta etapa tiene como finalidad estabilizar la señal filtrada y amplificarla por un factor de 100, se implementó un amplificador de ganancia con un Opamp TL082CN. Figura 2.10.

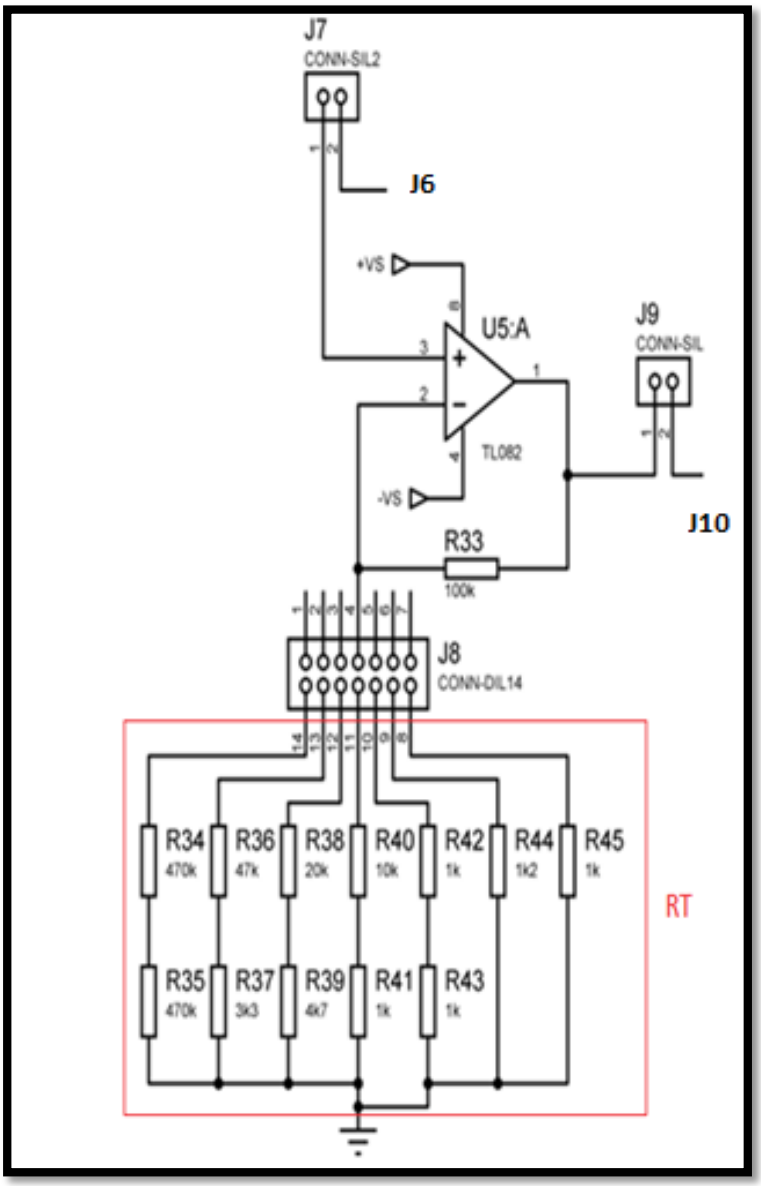


Figura 2.10 Diagrama esquemático Amplificador de ganancia.

La señal J7 es la que viene del filtro HPF y J8 es la señal del amplificador de ganancia.

Para esta etapa se utilizó una configuración del amplificador operacional no inversor las resistencias R_{33} y R_T permiten el ajuste de ganancia, la cual es expresada por la Ecuación 2.6:

Donde $R_{33} = 100K$ y $R_T = 1K$, entonces:

$$Av = \frac{R_T + R_{33}}{R_T} = \frac{1K + 100K}{1K} = 101 \qquad \text{Ecuación (2.6)}$$

g. Rectificador de media onda.

Un solo potencial de acción está compuesto por una señal con un componente positivo y un negativo, es por esta razón que se eligió el método de rectificación de media onda, así se evita tomar los componentes negativos y solo se toma los positivos por cada potencial de acción, para el rectificador de media onda se utilizó otra configuración del amplificador operacional (LF353) como se muestra en la figura. Figura 2.11.

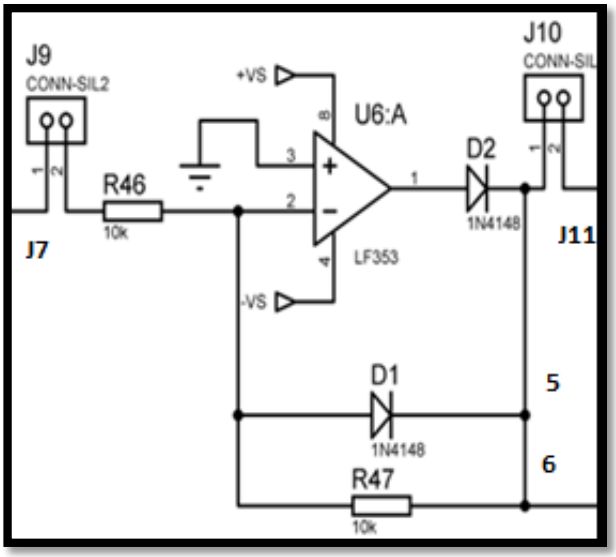


Figura 2.11 Diagrama esquemático rectificador de media onda.

La señal J9 es la que viene del amplificador de ganancia y J10 es la señal rectificador de media onda.

h. Integrador y seguidor de voltaje.

Para la etapa del circuito integrador se utiliza una configuración más del amplificador operacional, en esta etapa se necesita integrar las señales que pasan por las etapas anteriores del circuito EMG.

Esta etapa permitirá observar una amplitud, una señal más limpia.

Para la construcción de este circuito integrador se utilizó un Opamp LF353 (Anexo G), un capacitor y dos resistencias en la entrada no inversora del amplificador, tiene como salida un voltaje proporcional al voltaje de entrada, la cual recibe la señal rectificada, para dar así la señal integrada. Figura 2.12.

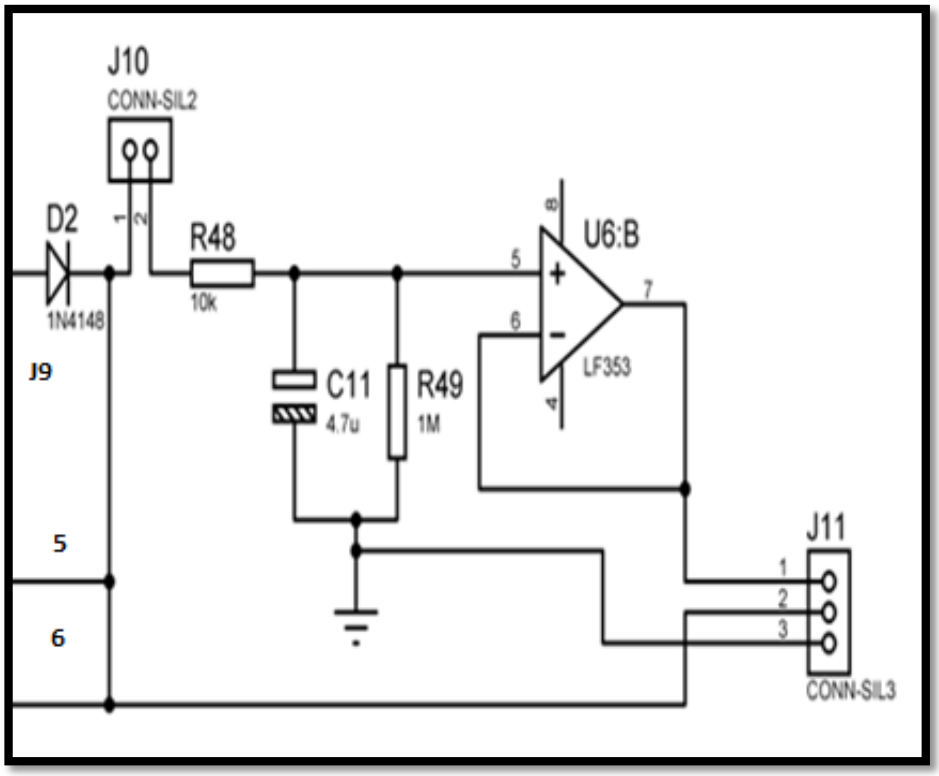


Figura 2.12 Diagrama esquemático Integrador y Seguidor de voltaje.

La señal J9 es la que viene del amplificador de ganancia y J10 es la señal rectificador de media onda.

2.3.3 DISEÑO COMPLETO DEL CIRCUITO DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.

A continuación se muestra el diagrama esquemático del circuito EMG con todas sus etapas. Figura 2.13.

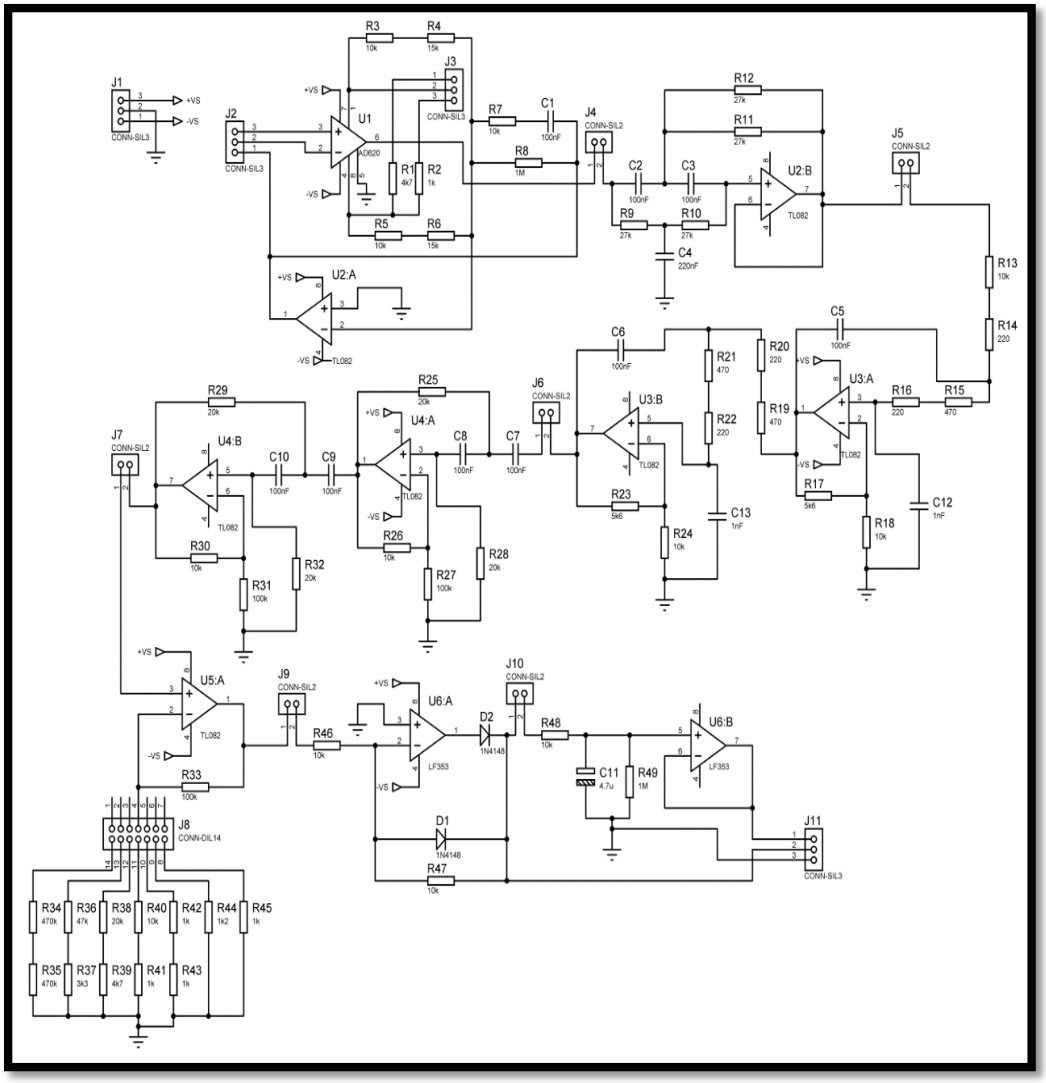


Figura 2.13 Diagrama esquemático Circuito EMG etapa de acondicionamiento de la señal.

2.3.4 ETAPA DE DIGITALIZACIÓN.

La señal de la etapa de acondicionamiento para ser procesada, debe ser primeramente digitalizada, es decir muestreada y cuantificada

En esta etapa se ha recurrido a la ayuda al módulo Arduino UNO (Anexo H) que contiene un ADC de 10 bits. Figura 2.14.

Se utiliza un puerto serie para la comunicación entre la placa Arduino y un ordenador u otros dispositivos. Todas las placas Arduino tienen al menos un puerto serie (también conocido como UART o USART). Se comunica a través de los pines digitales 0 (RX) y 1 (TX), así como con el ordenador mediante USB.

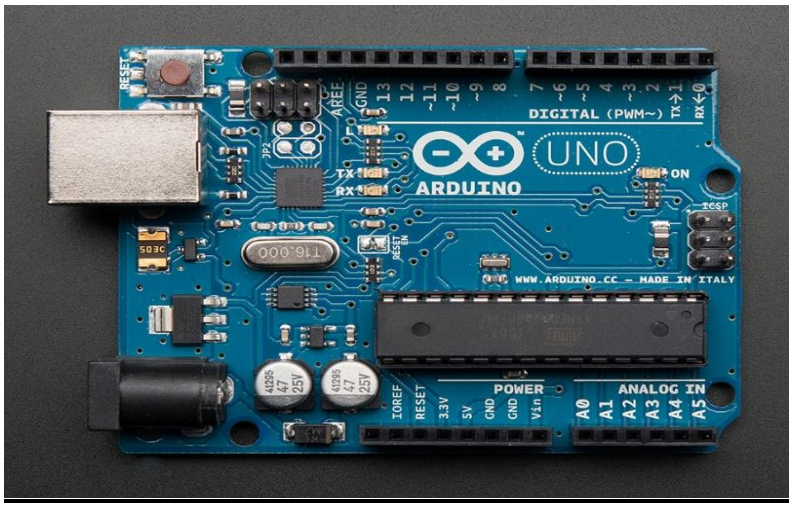


Figura 2.14 Módulo Arduino Uno.

La UART admite 8 bits de datos que están distribuidos en, 1 bit de parada, 1 bit de paridad y 6 de datos; además es compatible con USB 1.1 y 2.0

Una vez transmitidos los datos mediante comunicación SERIAL-USB, éstos son recogidos por el módulo bluetooth para que puedan ser procesados, lo que permitirá más adelante visualizar en la PC la señal deseada.

El Arduino UNO tiene un convertidor analógico-digital que permite la conversión de una señal analógica de entrada a una representación de 10 bits binarios de la señal. Este dispositivo usa entradas analógicas, las cuales son multiplexadas en una sola muestra y mantenida en el circuito.

La salida de la muestra es conectada a la entrada del convertidor, el cual a su vez genera un resultado binario de 10 bits a través de aproximaciones sucesivas y, almacena el resultado de la conversión en dos variables del ADC.

2.3.5 ETAPA DE COMUNICACIÓN.

i. Modulo Bluetooth

Para la etapa de comunicación se utilizó una comunicación serial mediante el modulo Bluetooth HC 06. Figura 2.15.

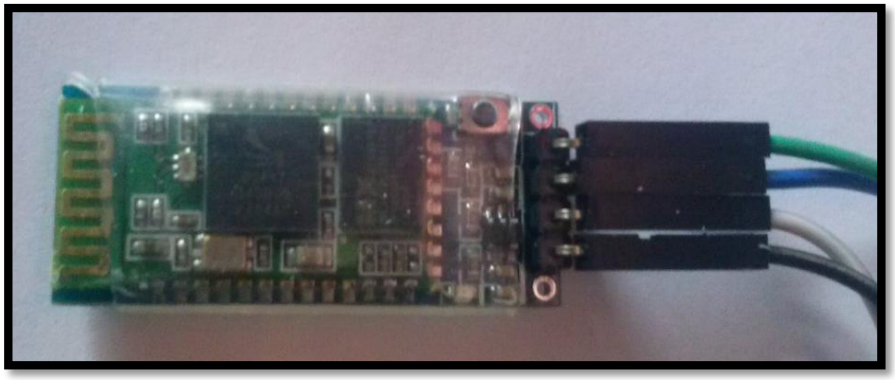


Figura 2.15 Bluetooth HC 06.

Se seleccionó el módulo Bluetooth HC 06 ya que es utilizado para aplicaciones inalámbricas con dispositivos, en este caso con módulo Arduino Uno, utiliza el protocolo UART RS 232 y contiene cuatro pines (Vcc, GND,Rx, Tx).

Sus características son las siguientes:

- Corriente modo sleep: < 1mA
- Compatible con el protocolo Bluetooth V2.0.
- Voltaje de operación: 3.3VDC.
- Tamaño: 1.73 in x 0.63 in x 0.28 in (4.4 cm x 1.6 cm x 0.7 cm)
- Voltaje de alimentación: 3.3VDC – 6VDC.
- Baud rate ajustable: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200.
- Corriente de operación: < 40 mA

j. Configuración módulo bluetooth.

Para la configuración del cambio de velocidad del módulo bluetooth HC 06 se realizó mediante otro módulo bluetooth (MAX232), el cual convierte la señal TTL en señal RS232 y la señal RS232 en en señal TTL Figura 2.16.

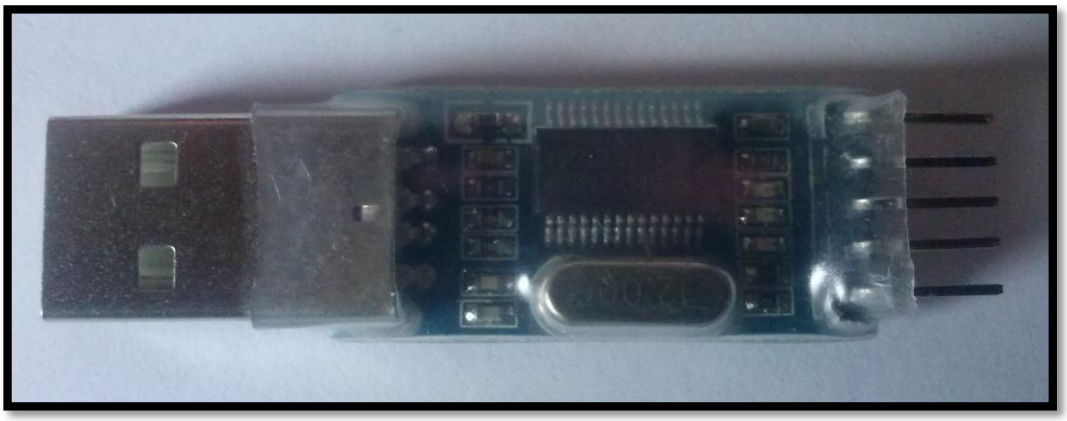


Figura 2.16 Módulo MAX232

Se conecta el pin Tx del módulo bluetooth con el pin Rx del módulo MAX232 y el pin Rx del módulo bluetooth con el pin Tx del MAX232 y su respectivos pines de alimentación como se muestra en la figura (Figura 2.17), de esta forma podemos comunicar nuestro módulo bluetooth HC06 con el computador.

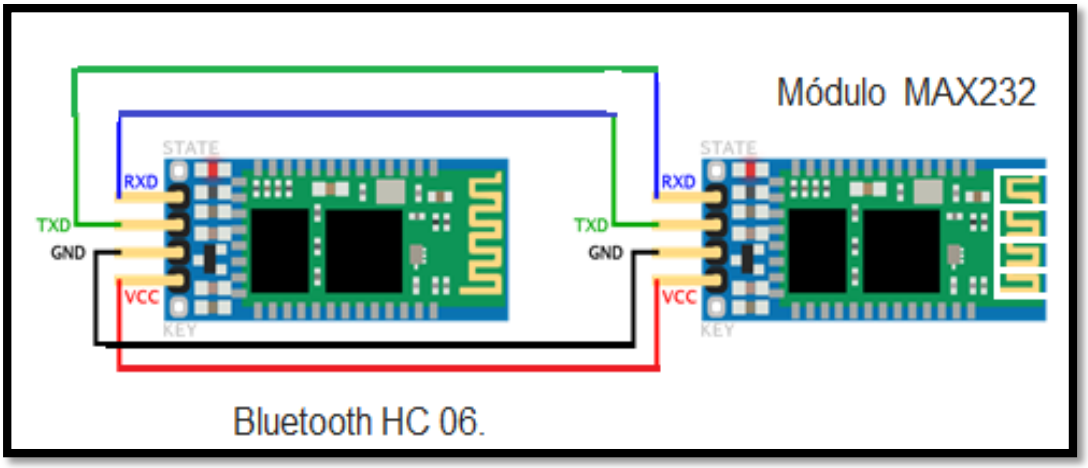


Figura 2.17 Conexión módulo bluetooth con el módulo MAX232.

Se conecta el módulo bluetooth HC 06 al computador por el puerto USB , este viene con una clave y un usuario, se usó la clave 123 y el usuario linvor y mediante los comandos AT, que son comandos viejos que se utilizaban en los módems telefónicos para configurarlos y comandarlos, se procedió a cambiar su nombre, clave y su velocidad, como se muestra a continuación:

Se escribió el comando:

AT+BAUD# [Por ejemplo AT+BAUD4 devolverá el comando OK9600] (donde # es un número hexadecimal del 1 al C) Tabla 2.1

Tabla 2.1 Número de Velocidades del Módulo Bluetooth.

Número del tipo de Velocidades	Velocidades (bps)
1	1200
2	2400
3	4800

Tabla 2.1 Numero de Velocidades del Módulo Bluetooth.

Número del tipo de Velocidades	Velocidades (bps)
4	9600 (Default)
5	19200
6	38400
7	57600
8	115200
9	230400
A	46800
B	921600
C	1382400

La velocidad que viene por defecto es de 9600 bps, esta velocidad se cambió a 19200 bps, para que así en el momento de la comunicación inalámbrica tenga mayor velocidad de trasmisión y poder tener una mejor visualización en tiempo real de la señal trasmitida.

Para cambiar la velocidad se utilizó el comando.

AT+BAUD5, devolverá el comando OK19200.

Para verificar la versión se utilizó el comando.

AT+VERSION, devolverá la versión del dispositivo casi siempre "OKlinvorV1.5".

Para cambiar el nombre se utilizó el comando.

AT+NAMEuser, Donde user será el nombre que le daremos.

AT+NAMEEMG, devolverá el comando OKsetname.

Para cambiar la clave se utilizó el comando.

AT+PINxxxx, permitirá cambiarle la clave donde xxxx será la nueva.

AT+PIN123, devolverá el comando OKsetPIN].

Entonces el módulo está listo para funcionar con un nuevo usuario, nueva clave y nueva velocidad.

k. Conexión módulo Arduino Uno y el modulo Bluetooth.

Para la conexión de estos módulos se realizó mediante la configuración de la siguiente figura. Figura 2.18.

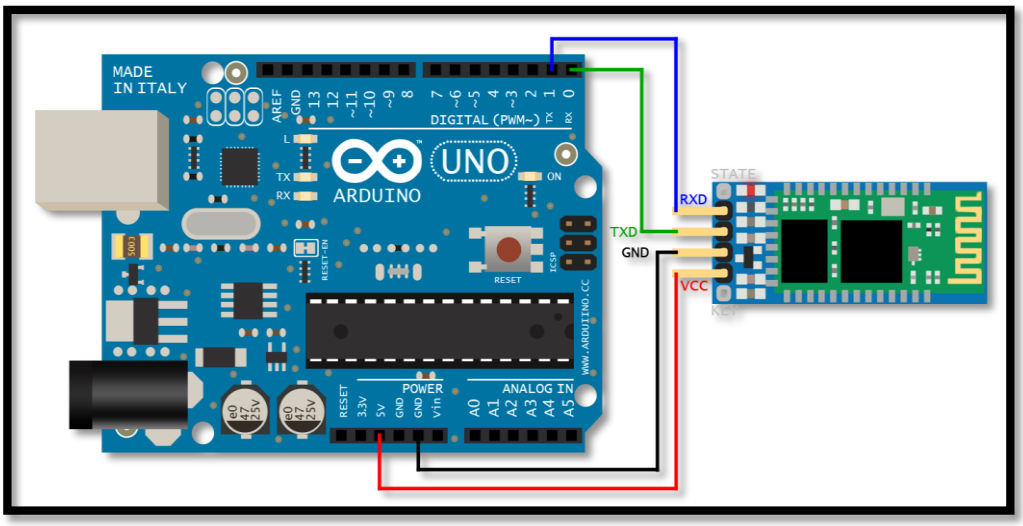


Figura 2.18 Conexión física ente el módulo Arduino Uno y el módulo Bluetooth.

2.3.6 ETAPA DE ALIMENTACIÓN DEL CIRCUITO.

Para la alimentación del circuito se diseñó una fuente de corriente continua de 12V, -12V y 5V con las siguientes etapas: Figura 2.19.

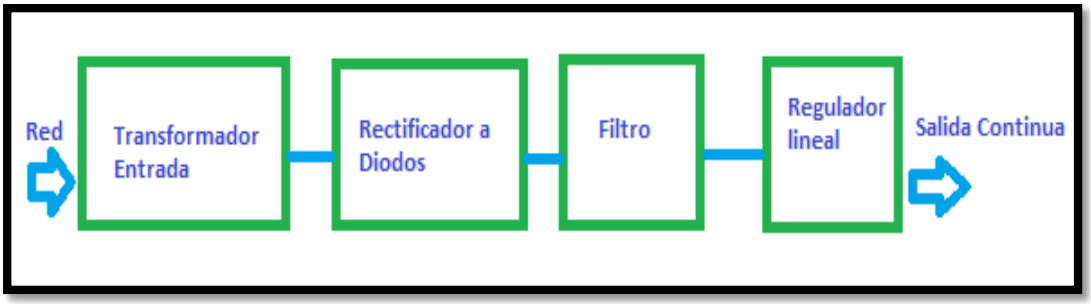


Figura 2.19 Etapas de la fuente de alimentación diseñada.

- **Transformador de entrada**

Transforma la corriente alterna en corriente continua, reduciendo la tensión de la red generalmente de 220V o 110 V a tenciones que se requieren, se seleccionó utilizar el trasformador de corriente de 220V – 110V a 1.5 A de acuerdo a las características del circuito para el módulo EMG. Figura 2.20.

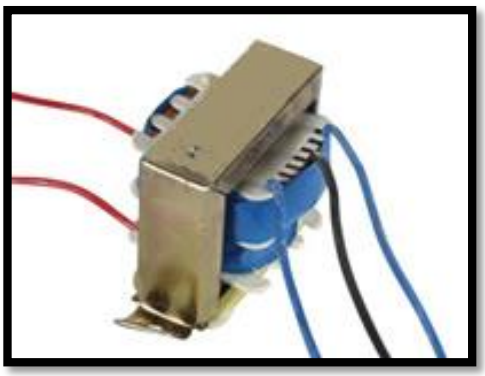


Figura 2.20 Transformador de corriente 220V – 110V 1.5ª

- **Rectificador de diodos.**

El rectificador de diodos es el que convierte la tensión alterna en tensión continua que sale del transformador, se utilizó diodos, un diodo solo conduce en un solo sentido, cuando esta polarizado directamente, es como un interruptor que abre y se cierra según su tensión. Figura 2.21

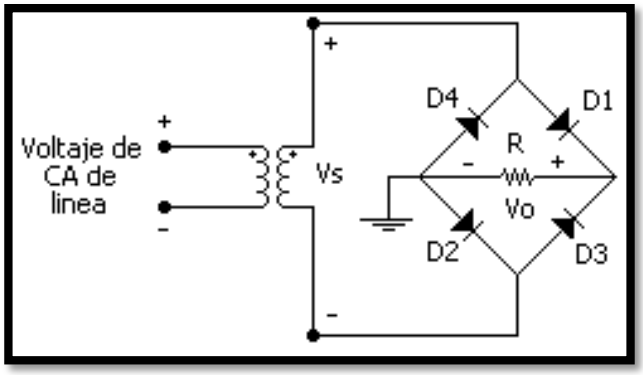


Figura 2.21 Rectificador de diodos [16]

En esta etapa de rectificador de diodo se seleccionó utilizar los diodos RS207 debido a sus características (Anexo K) Figura 2.22.

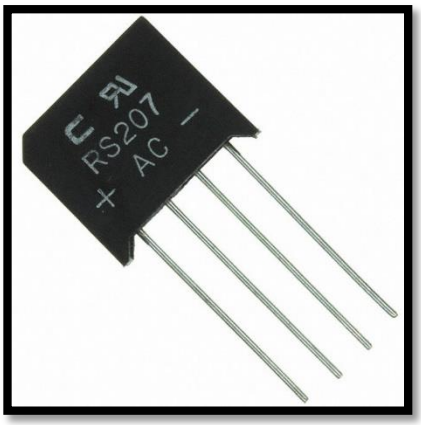


Figura 2.22 Diodo RS207.

- **Filtro.**

Para la etapa de filtrado que es una de las más importantes la tensión del condensador se debe sobre dimensionar, esta debe ser al menos diez unidades mayor que la tensión que se recoja en el secundario del trasformador o lo más aproximada a esta, es por esto que se seleccionó utilizar condensadores con valores requeridos para todo el circuito del módulo didáctico EMG.

Se utilizó condensadores de 220uf a 400V y 100nf 50V.

- **Regulador.**

Los reguladores que se realizó son de 5V y 12 V, con la selección de los reguladores 7912, 7805,7905 y 7812. (Anexo L)

Diagrama esquemático del diseño de la fuente de alimentación. Figura 2.23.

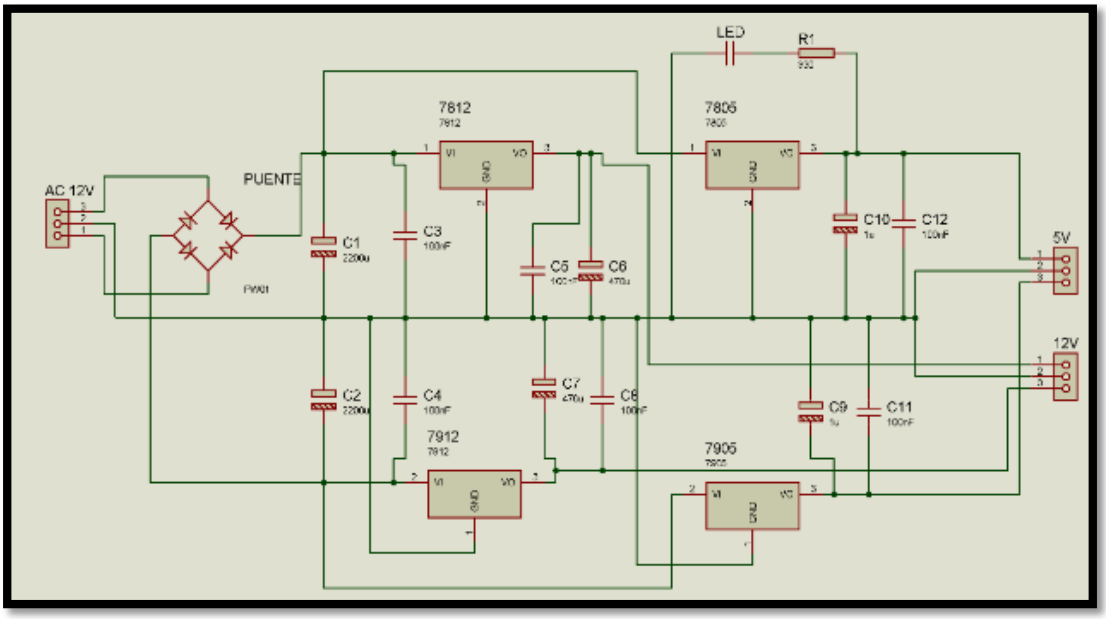


Figura 2.23 Diagrama esquemático del diseño de la fuente de alimentación.

2.4 DISEÑO DEL SOFTWARE.

Después del diseño del Hardware se procede a diseñar el software de acuerdo a las características requeridas para el sistema, para la adquisición de la señal se selecciona el entorno de desarrollo para Arduino Uno, entorno de programación que se utiliza para tarjetas Arduino y para la visualización de la señal EMG, se seleccionó la plataforma LabView 2010.

2.4.1 ENTORNO DE DESARROLLO PARA ARDUINO UNO.

El programa para el módulo Arduino Uno es necesario descargar de la página web de Arduino, por motivo que este programa es válido solo para módulos Arduino Uno, disponiendo para la versión correspondientes para Windows.

Arduino trabaja con una tabla de texto para su escritura de software dada con el nombre sketch, este entorno de programación es muy similar a otros como un editor de texto, contiene en sus pestañas de trabajo Archivo, Editar, Sketch, Herramientas y Ayuda, similar a programas comunes de programación. En el área de mensajes se muestra información mientras se cargan los programas y también muestra errores. La consola muestra el texto de salida para el entorno de Arduino incluyendo los mensajes de error completos y otras informaciones. Figura 2.24.

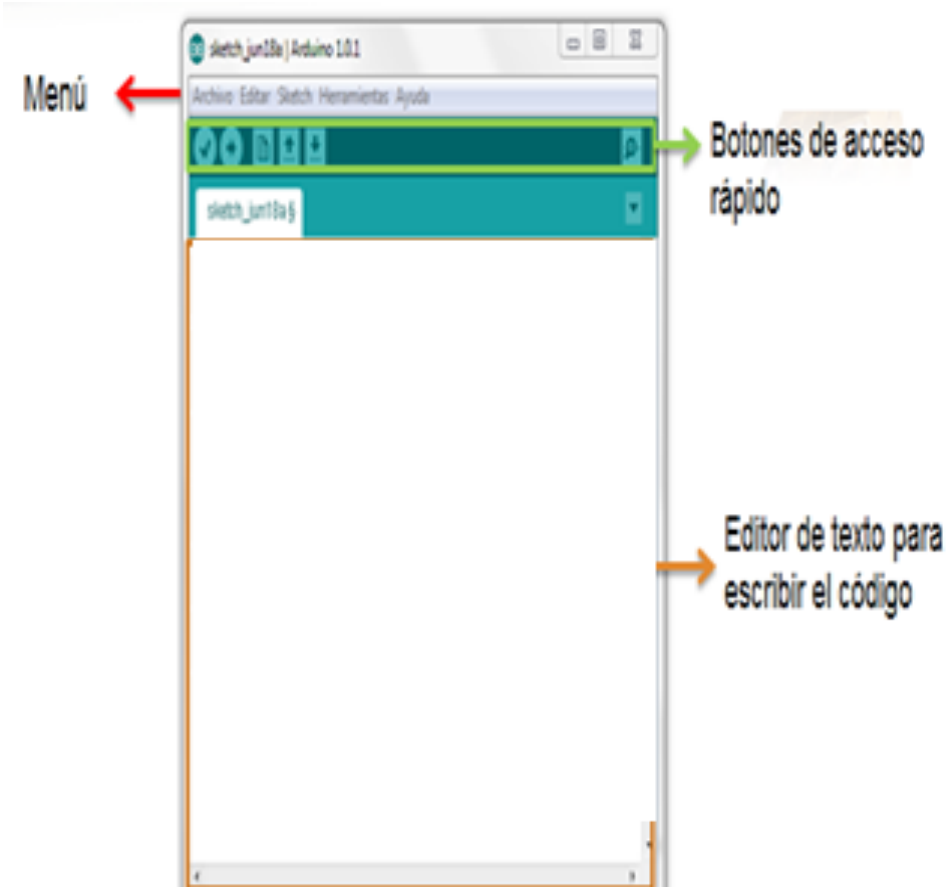


Figura 2.24 Entorno de desarrollo para Arduino Uno.

La barra de trabajo para su programación está constituido con las siguientes funciones mostradas en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Herramientas de trabajo de Arduino Uno.

Icono de Herramienta	Funciones
	Chequea el código en busca de errores.
	Compila el código y lo graba en la placa E/S de Arduino.
	Crea un nuevo sketch
	Presenta un menú de todos los programas sketch de su “sketchbook”, (librería de sketch).
	Guarda el programa Sketch
	Inicia la monitorización serie

2.4.2 DIGRAMA DE FLUJO DE LA TARJETA ARDUINO UNO.

En la siguiente figura (Figura 2.25) se observa el diagrama de flujo para la programación de la tarjeta Arduino UNO, donde la señal del EMG es asignada a un dato para que pueda adquirir la tarjeta Aurduino UNO, se configura el puerto de comunicación a una velocidad de trasmisión de 19200 bps,

velocidad a la cual esta seleccionada en el módulo bluettooth, lee el dato en la entrada del módulo bluetooth, luego verifica si el puerto serial está disponible, si no está disponible vuelve a leer el dato hasta que esté disponible. Cuando ya esté el puerto serial listo (Arduino Uno) procesa el dato con sus respectivos cálculos y los envía por el módulo Bluetooth al computador donde la variable será visualizada. (Anexo I)

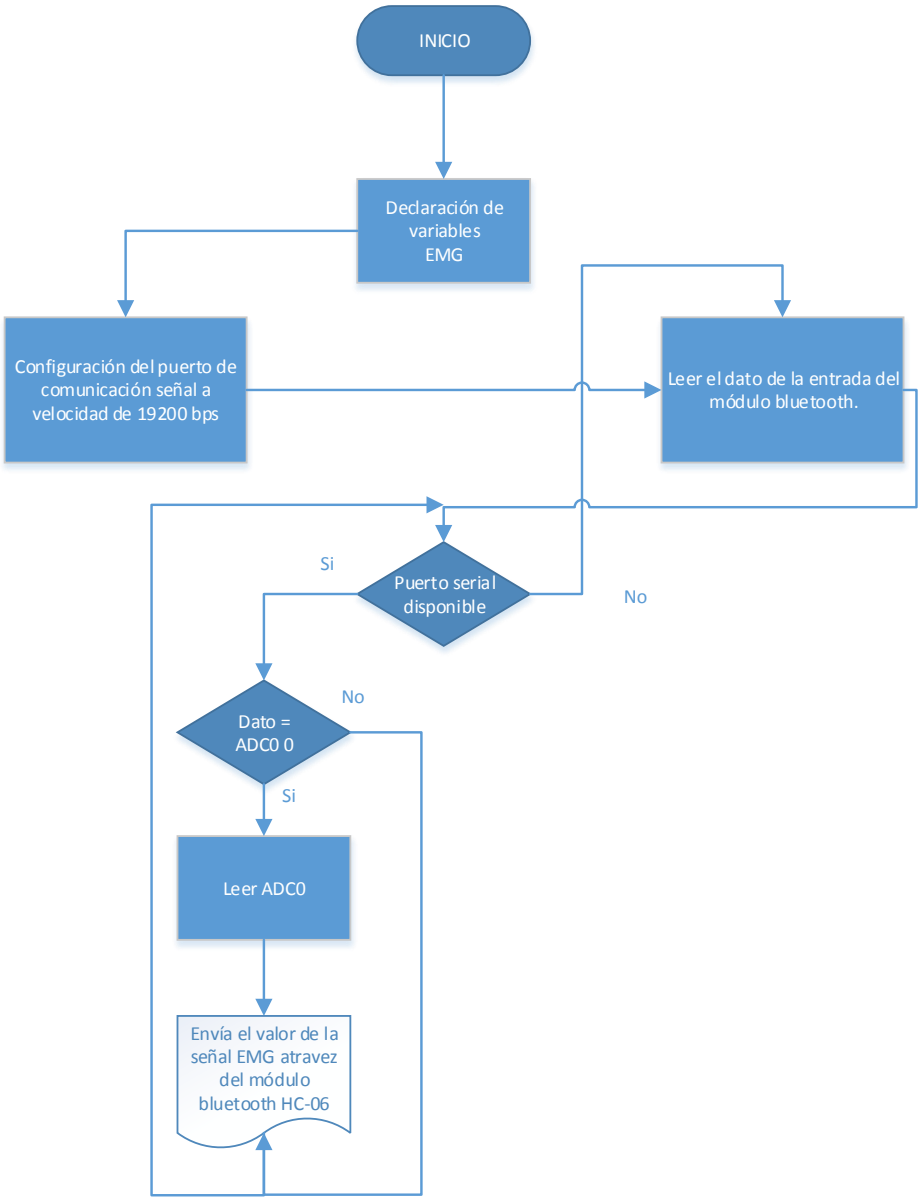


Figura 2.25 Diagrama de flujo de la aplicación en la tarjeta Arduino Uno.

2.4.3 PLATAFORMA PARA LA VISUALIZACIÓN DEL HMI.

Para el diseño del software del HMI (Interfaz Humano – Maquina) del módulo didáctico se decidió utilizar la Plataforma LabView (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench), y de sus múltiples versiones se ha elegido la versión 2010. La elección de esta Plaraforma para el desarrollo del mismo se fundamenta en el hecho de que es simple para utilizarse en instrumentación virtual debido a su lenguaje gráfico de programación conocido como lenguaje G, que permite la interacción entre la máquina y el usuario (Anexo J).

El objetivo de la interfaz HMI desarrollada es la visualización de la señal captada por el módulo didáctico, y de esta forma comprobar el correcto funcionamiento.

La interfaz HMI contiene diferentes paneles que se mostrara a continuación:

I. Panel principal

El panel principal contiene tres sub paneles que son:

- **Comunicación puerto:** panel que indica datos de la configuración del puerto entre el software y hardware del módulo implementado. Figura 2.26.

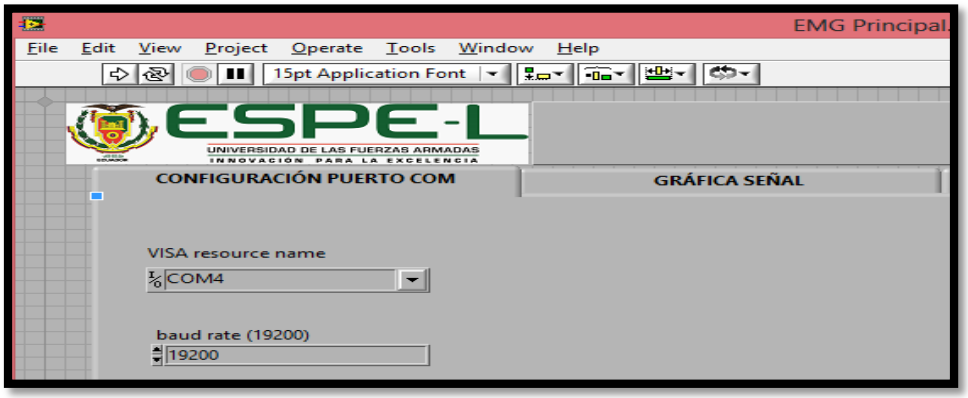


Figura 2.26. Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabView (comunicación puerto).

- **Gráfica de la señal:** panel que indica la señal del EMG. Figura 2.27.

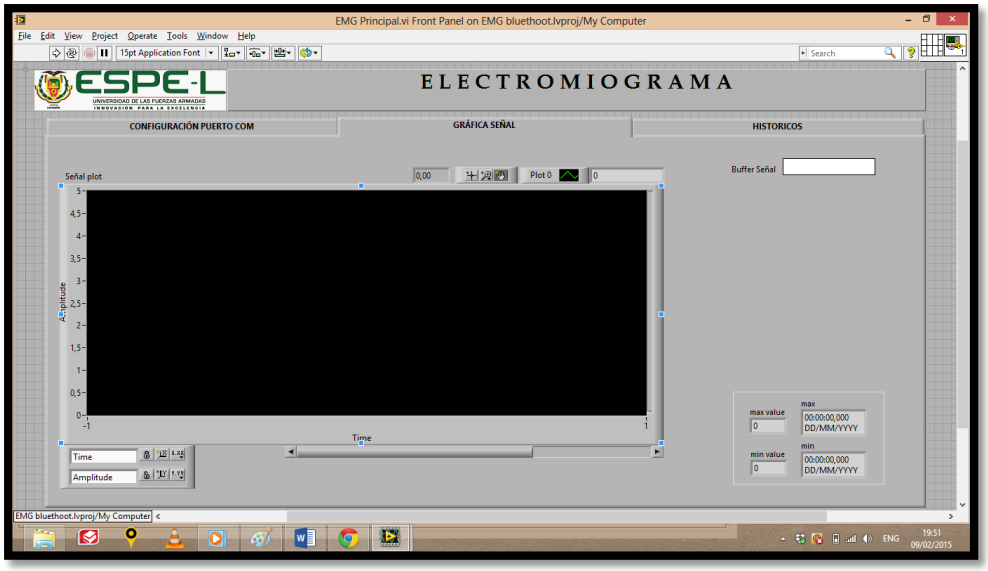


Figura 2.27 Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabView (gráfica de la señal).

- **Históricos**: panel que indica un historial de las señales muestreadas. Figura 2.28.

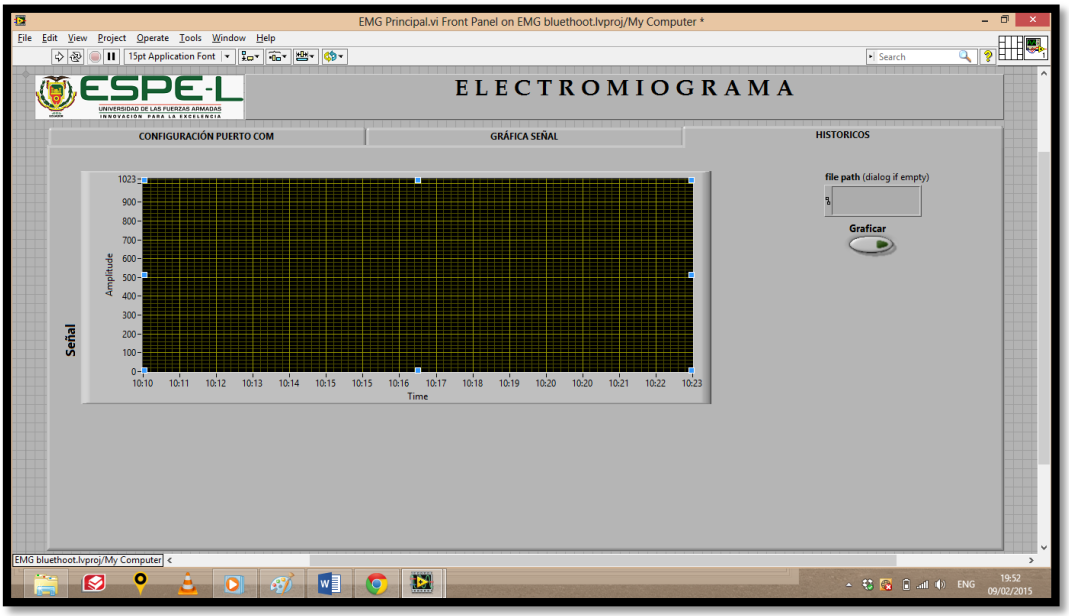


Figura 2.28 Panel frontal interfaz HMI desarrollada en LabView (históricos).

m. Paneles de programación.

Estos paneles indican la programación del software con respecto a la comunicación, adquisición y visualización de las señales del módulo EMG, la cual está constituida por las siguientes partes:

1. Configuración del puerto serial IN VISA.

La comunicación se realizó mediante un puerto IN VISA del programa Labview para poder configurar cualquier puerto serial del computador. Figura 2.29.

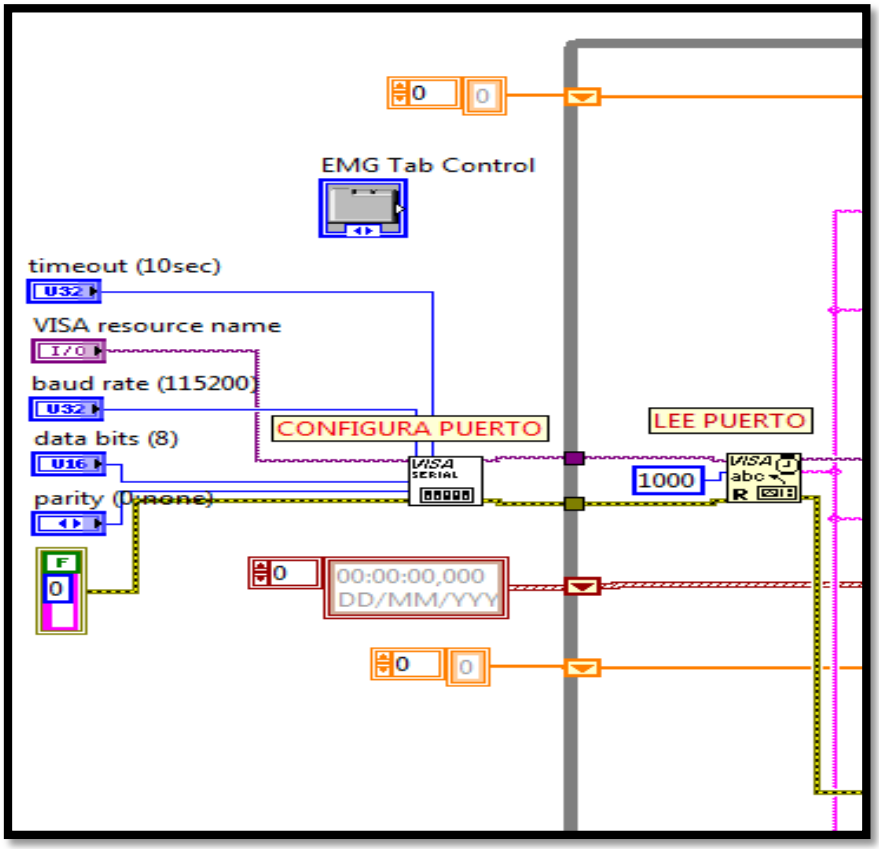


Figura 2.29 Diagrama configuración Puerto IN VISA.

- **VISA resource name:** elige puerto que utilizará en el computador para la comunicación.

- **Baud rate:** tasa de trasferencia de datos del arduino uno relacionado con la velocidad de trasmisión del módulo bluetooth (19200 bps).

- **Date bit:** valor de datos para la trasmisión, valores estándares del programa Labview (default) que es de 8 bits.

- **Bloque VISA Read:** lectura del puerto recoge los datos escogiendo los bytes enviados por el arduino uno, y lo envía en forma string.

2. Lectura de la señal.

Todo el programa esta dentro de un bucle While. Figura 2.30.

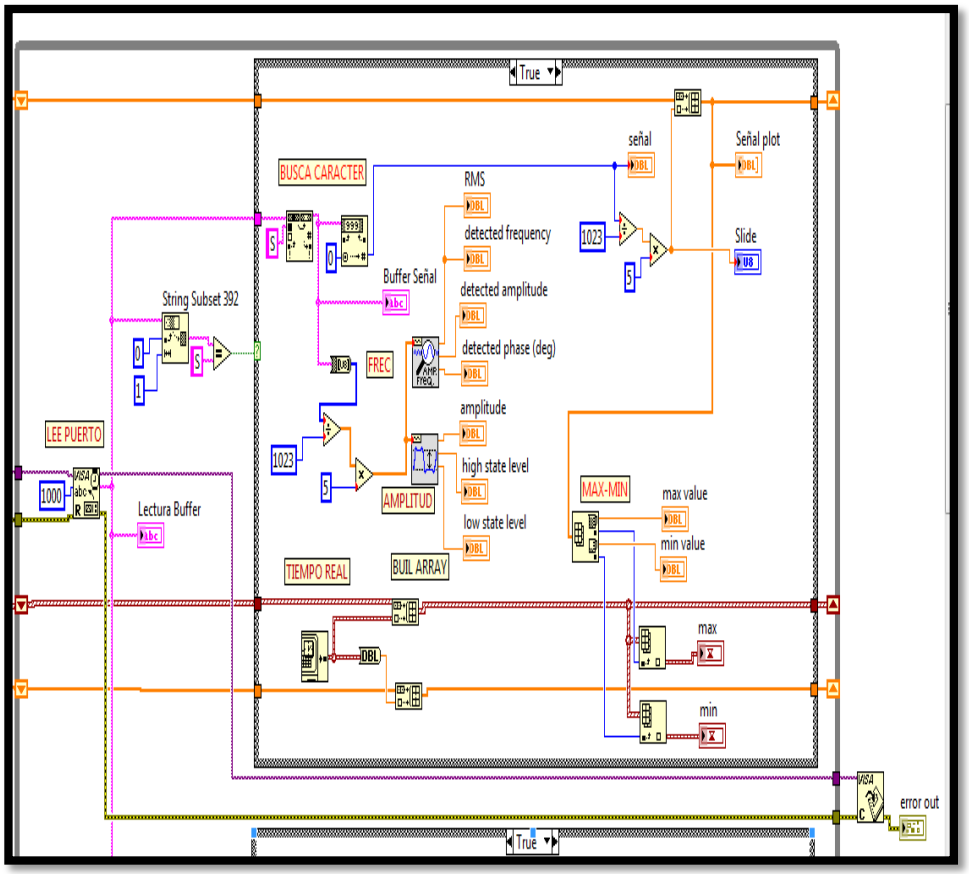


Figura 2.30 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabView (lectura de la señal).

- **CONFIGURAR PUERTO:** busca puertos seriales en la computadora, habilita y los configura con los parametros necesarios.

- **LEER PUERTO:** lee los valores que ingresan por el puerto abierto.

- **CERRAR PUERTO:** una vez que se preciona stop, termina el bucle while y cierra el puerto serie para que pueda ser utilizado por otro programa u otro proceso.

- **ERROR:** en el caso que se de un error en la comunicación o en la transmicion indica un mensaje de error.

- **SHIFT REGISTER:** almacena el ultimo valor que se proceso, para que pueda generarse una cadena de datos secuanciales.

- **STRING SUBSET:** lee toda la trama que se envia desde el arduino y compara si el valor que ingeso viene despues de una letra “S” si es verdad entra a graficar la señal .

- **BUSCAR CARÁCTER**: elimina todas las letras “S” de la trama que ingresa y solo imprime el numero que viene despues.

- **DECIMAL STRING TO NUMBER:** separa toda la trama que ingresa e imprime valores numericos con el valor de 0 a 1023 que es lo que envia el arduino.

- **AMPLITUD:** muestra valores sobre la amplitud de la señal.

- **BUILD ARRAY:** genera un vector de datos con el ultimo valor almacenado en el shift register para que los datos sean secuanciales y en tiempo real.
- **DBL:** extrae el valor numero.

- **MAX-MIN:** extrae el valor maximo y minimo que se encuentra en la señal durante el tiempo de muestreo.

- **INDEX ARRAY:** busca en la cadena de datos los valores en el tiempo que asocia el maximo y minimo.

3. **Almacena y lee historicos.**

Todo el programa esta dentro de un bucle While. Figura 2.31.

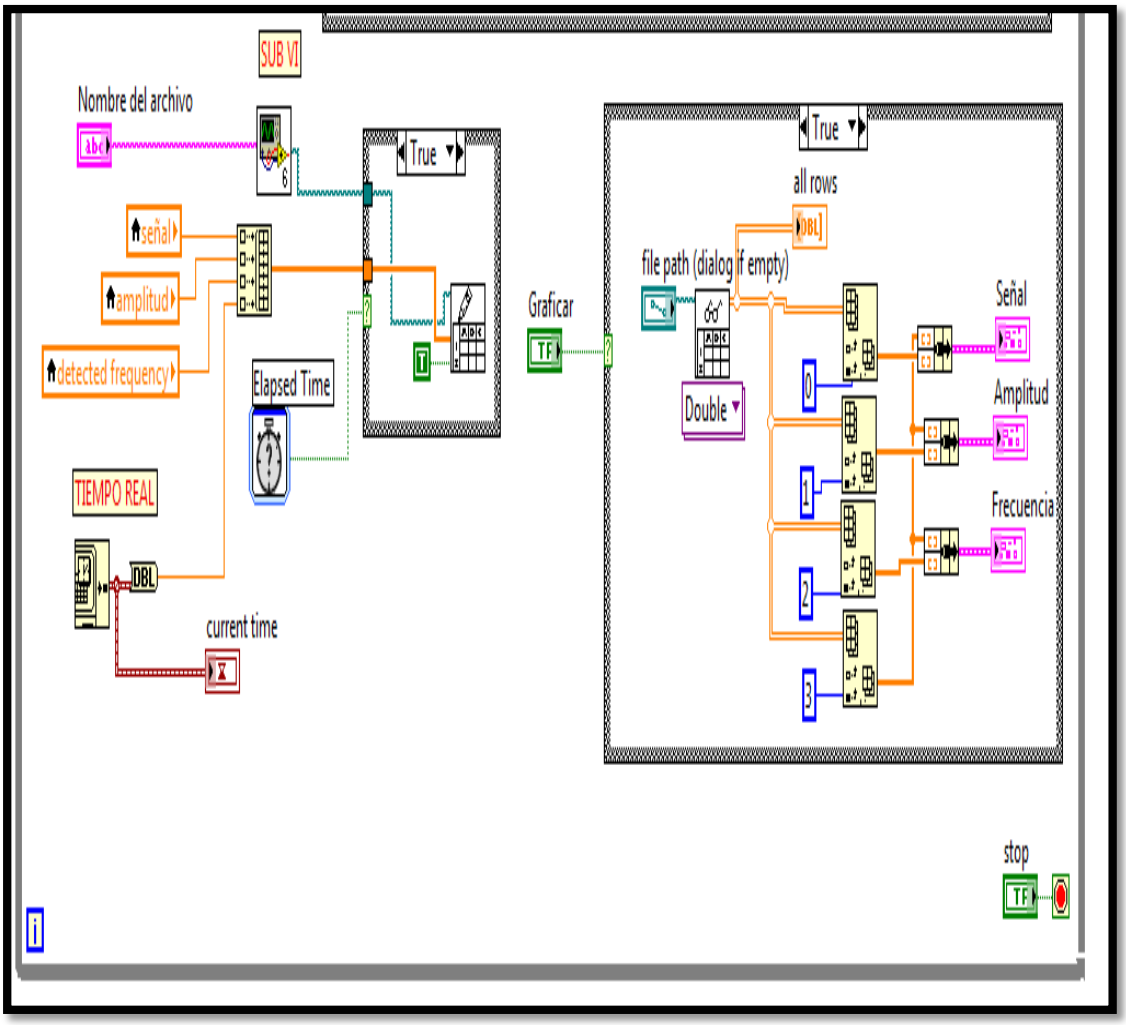


Figura 2.31 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabView (almacena y lee históricos).

- **TIEMPO REAL**: entrega el tiempo real de trasmision .

- **ELEPSET TIME:** entrega lapsos de tiempo extraidos desde la computadora, si esta en proceso los lapsos de tiempo cuando se ejecuta entonces comienza a escribir los valores en una matriz.

- **SUB-VI:** es un subvi, archivo donde se guardo los historicos, siempre se genera en el lugar desde donde se ejecute la aplicación, se le debe dar un nombre al archivo o se guardara a continuacion del archivo anteriro.

- **SEÑAL, AMPLITUD, DETECTED FRECUENCY:** son variables locales almacenadas, y se extraer de cualquier parte del programa en cualquier momento.

- **FILE PATH**: busca el archivo de los históricos para ser graficados.

- **READ FROM SPREADSHEET FILE:** lee la matriz previamente almacenada.

- **INDEX ARRAY:** separa la primera columna de la matriz, y todas las demas columnas.

- **ALL ARROW:** muestra todo la matriz que se almacena.

- **SEÑAL,AMPLITUD FRECUENCIA:** gráfica cada señal vs el tiempo que es la ultima matriz.

4. **SUB-VI (direccionamiento de archivo para gurdar).**

Genera el path (carpeta) para guardar. Figura 2.29

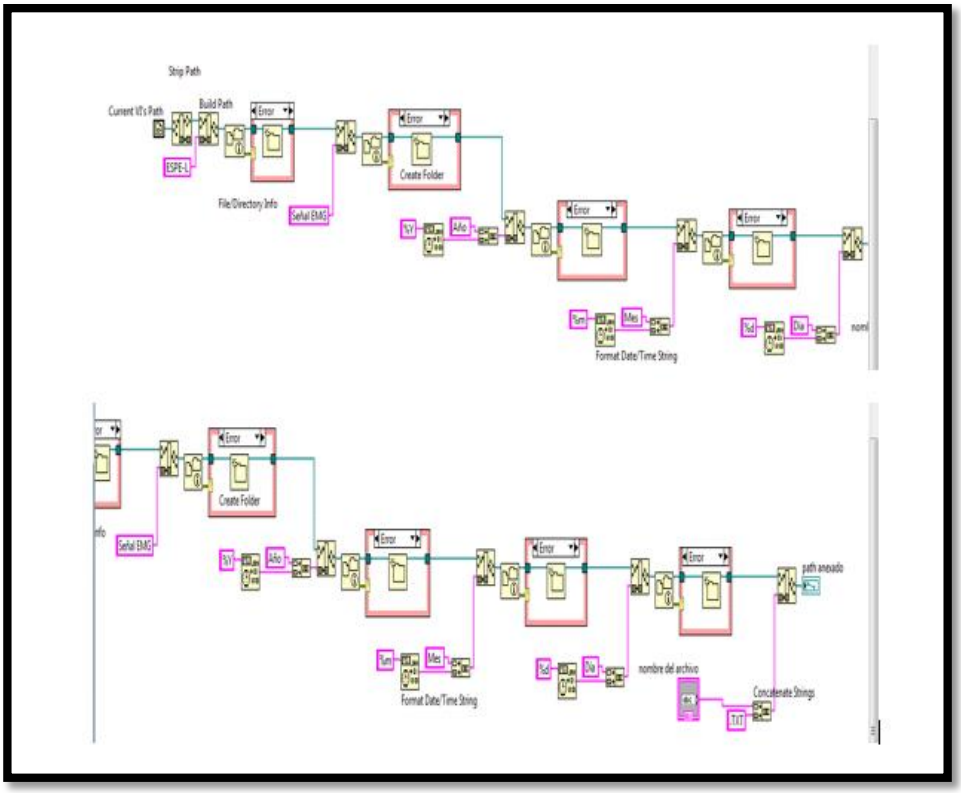


Figura 2.32 Panel de programación interfaz HMI desarrollada en LabView SUB-VI (direccionamiento de archivo para gurdar).

- **CURRENT VIS PATH:** entrega un path cada vez que se ejecute el programa.

- **STRIP PATH**: genera el path.

- **BUILD PATH**: asigna un nombre al path.

- **FILE DIRECTORY INFO**: almacena dentro de una carpeta con el nombre asigando en el buil path.

- **CREATE FOLDER:** crea la carpeta.

- **FORMAT DATE/TIME STRING:** entrega informacion del año %Y, mes %m y dia %d en curso en funcion de la fecha y hora de la compuatdora.

- **CONCATENATE STRING**: une la palabra año con el año que entrega el format date/times string.

- **PATH ANEXADO:** es el conjunto de todos los path generados y por ultimo genera un archivo de texto .TXT donde se guarda la matriz, puede ser cualquier tipo de archivo como word, excel, etc.

2.4.4 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PLATAFORMA LAB – VIEW.

En la siguiente figura se observa el diagrama de flujo para la adquisición y visualización de los datos, bajo la plataforma LabView. Figura 2.33.

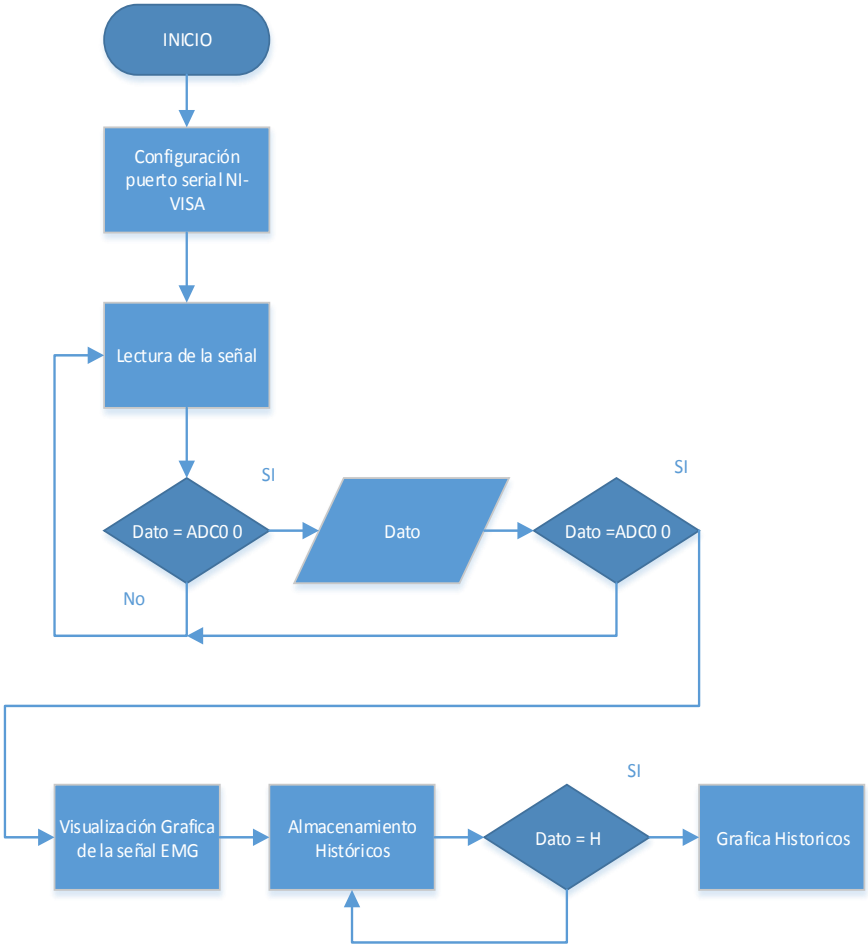


Figura 2.33 Diagrama de flujo del módulo bajo la plataforma LabView.

El diagrama de flujo de la programación del módulo para la obtención y visualización de los datos, muestra la entrada de datos de la etapa de configuración del puerto para la comunicación (Bluetooth) y luego lee el dato de la variable obtenida, asignada en la tarjeta Arduino Uno con su valor correspondiente para luego ser visualizada en el computador, tanto la señal del EMG como también un Histórico de dichas señales tomadas en la medición.

CAPÍTULO 3

PRUEBAS Y RESULTADOS OBTENIDOS

3.1 GENERALIDADES.

Después de la terminación del módulo didáctico se realizaron sus diferentes pruebas de acuerdo a los requerimientos que fueron planteados para su diseño, por la cual se realizaron las diferentes pruebas de comportamiento práctico del módulo, en el laboratorio de biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE Extensión Latacunga, para así verificar su funcionamiento correcto y realizar correcciones al mismo y poder determinar las conclusiones correspondientes a su funcionamiento.

3.2 COMPORTAMIENTO DE UN MÚSCULO.

La señal del EMG nos ayuda representar el comportamiento de cualquier músculo del cuerpo humano que se requiera estudiar, dependiendo de que parte del cuerpo se quiera realizar el estudio. Figura 3.1.

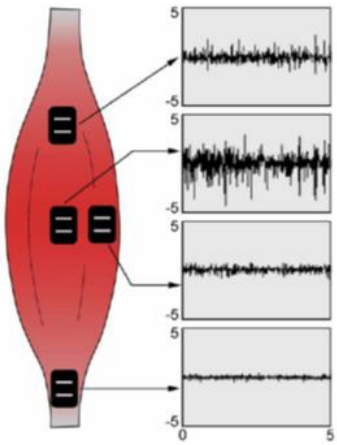


Figura 3.1 Gráfica del comportamiento de un músculo.

3.3 MATERIALES PARA REALIZAR LA PRUEBA EMG EN LA ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

En la siguiente Tabla 3.1 se mostrará los materiales a utilizarse.

Tabla 3.1 Materiales para la prueba EMG.

MATERIALES	FUNCIÓN
Alcohol	Limpieza de la piel.
Algodón	Limpieza de la piel.
Gel conductor	Reduce la impedancia de la piel.
Electrodos	Recoge la actividad eléctrica.

Para la demostración de las pruebas se tomará como ejemplo la siguiente ubicación de electrodos en el brazo (Flexor del antebrazo) Figura 3.2. en la figura se observa la ubicación de los electrodos, indicándonos los puntos de inervación que es donde se originan los potenciales de acción y cerca del tendón, mostrándonos que es una zona donde se registra señal de un EMG.

Figura 3.2 Posicionamiento de los electrodos para las respectivas pruebas, A = Electrodo positivo, B Electrodo negativo, C = Electrodo referencia.

3.4 PRUEBAS REALIZADAS EN EL MÓDULO DIDÁCTICO EN SUS DIFERENTES ETAPAS DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.

Mediante la realización de pruebas se presentan datos satisfactorios, en el Hardware al igual que con el software que fue desarrollado, se comprobó un nivel alto de fidelidad de los datos y una correcta visualización de las señales.

A continuación se realizaron las siguientes pruebas:

3.4.1 PRUEBA REALIZADA EN LA ETAPA DE PRE- AMPLIFICACIÓN.

En la siguiente figura, se observa la primera señal obtenida en el módulo didáctico, contiene ruido, debido a que es su primera etapa de acondicionamiento de la señal. Figura 3.3.

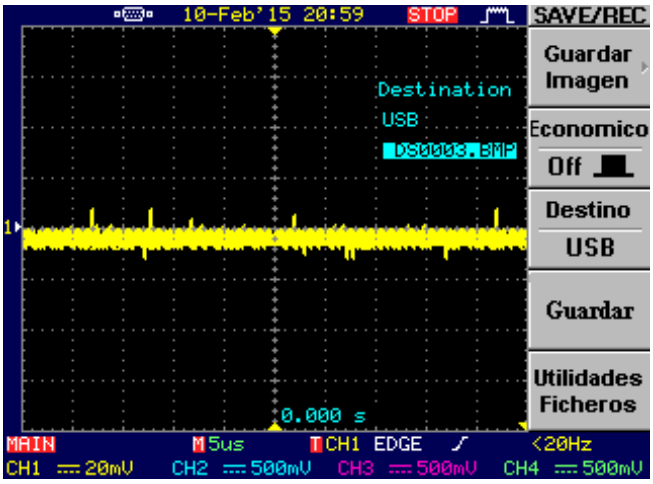


Figura 3.3 Gráfica de la etapa de pre amplificación, mostrada en un osciloscopio

3.4.2 PRUEBA REALIZADA EN LA ETAPA DE FILTRO PASA-BAJO (LPF), Y EN LA ETAPA DE FILTRO PASA-ALTO (HPF).

En la figura mostrada se observa la disminución de ruido, ya que para esta etapa se diseñó un filtro pasa bajo y un filtro pasa alto que nos ayuda a eliminar señales de entrada de frecuencia mayor a 2.3 KHz y menores a

79.56Hz, rango en las que se encuentran la señales eléctricas producidas por los músculos esqueléticos. Figura 3.4.

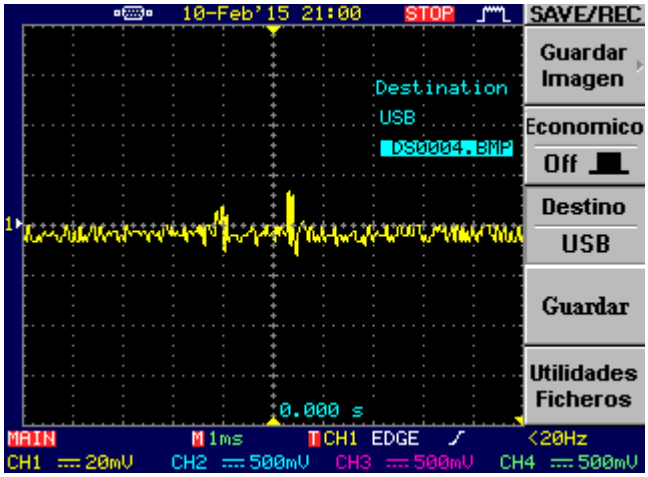


Figura 3.4 Gráfica de la etapa del Filtro Pasa-Bajo y Filtro Pasa-Alto mostrada en un osciloscopio

3.4.3 PRUEBA REALIZADA EN LA ETAPA DE AMPLIFICADOR DE GANACIA.

En la etapa de amplificación de ganancia se verificó la amplificación que tiene esta etapa, señal que se le puede amplificarla hasta 100 veces. Figura 3.5.

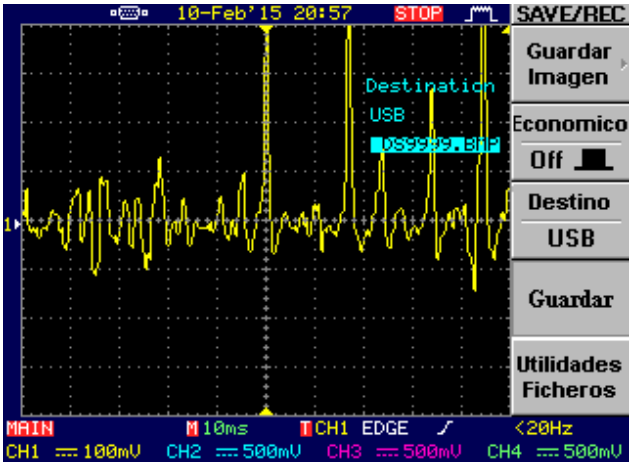


Figura 3.5 Gráfica de la etapa del Amplificador de Ganancia, mostrada en un osciloscopio.

3.4.4 PRUEBA REALIZADA EN LA ETAPA DEL RECTIFICADOR DE MEDIA ONDA.

A continuación se muestra la señal en la etapa de rectificador de media onda, como se nota se eliminó su parte negativa, debido a que para la medición de la fuerza muscular, la señal que pasa a través de la etapa de amplificador de ganancia debe ser también rectificada. Figura 3.6.

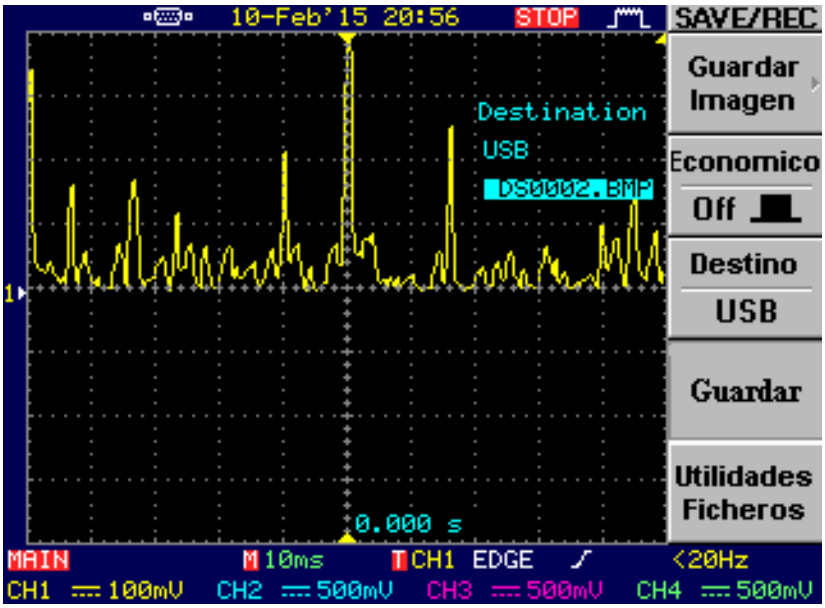


Figura 3.6 Gráfica de la etapa del Rectificador de media Onda, mostrada en un osciloscopio

3.4.5 PRUEBA REALIZADA EN LA ETAPA DEL INTEGRADOR Y SEGUIDOR DE VOLTAJE.

En esta etapa muestra la señal ya integrada como podemos observar en la siguiente figura (Figura 3.7) , las señales que pasan por las etapas anteriores deben ser integrada, es decir para poder obtener una señal más limpia en la cual se observe con claridad la amplitud de la fuerza muscular.

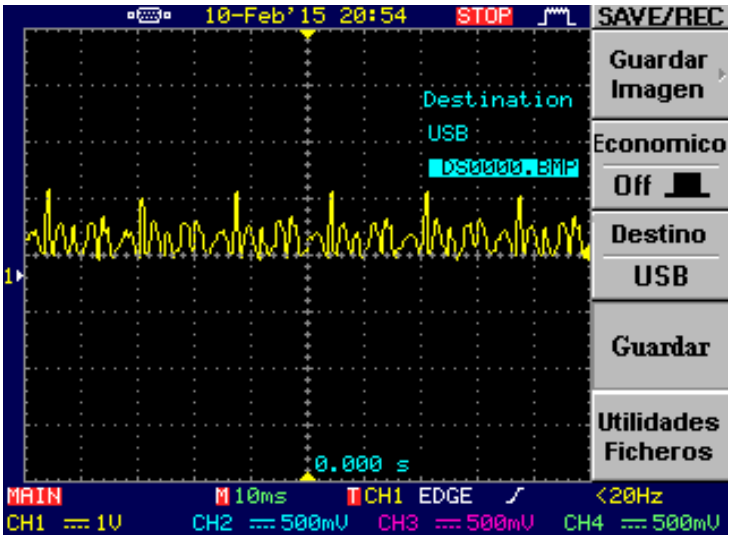


Figura 3.7 Grafica de la etapa integrador y Seguidor de Voltaje, mostrada en un osciloscopio

3.4.6 PRUEBA EN LA INTERFAZ HMI

En la figura se muestra la señal EMG, ya procesada por todas sus etapas analógicas la cual se visualiza con el software realizado en LabView, donde la forma de la señal EMG se obtiene en el computador vía la comunicación inalámbrica Bluettoth desde el módulo didáctico. Figura 3.8.

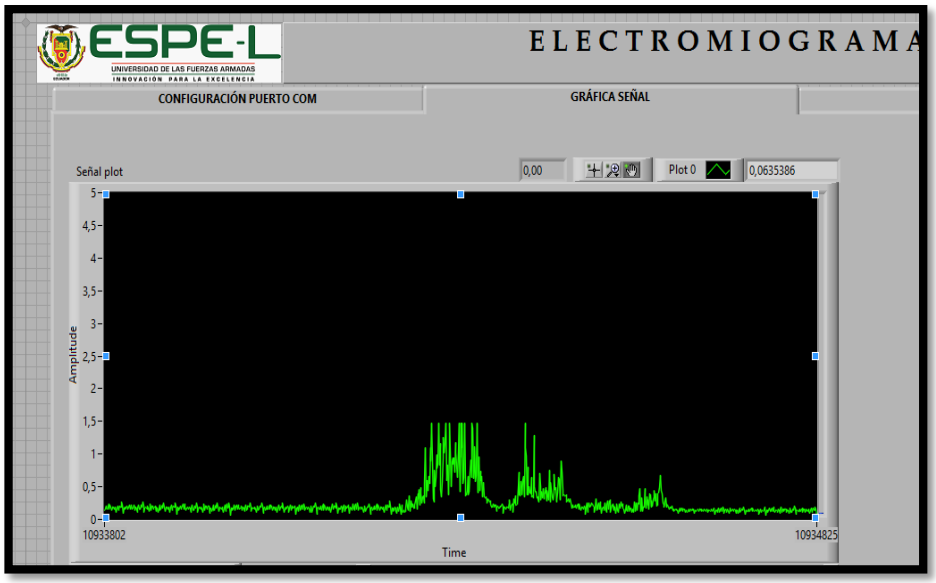


Figura 3.8 Tabla de la gráfica de la señal, mostrada en el computador HMI

3.5 PRUEBA UBICACIÓN CORRECTA DE ELCTRODOS.

En la siguiente figura se muestra la ubicación de electrodos en el brazo Flexor del Antebrazo. Figura 3.9

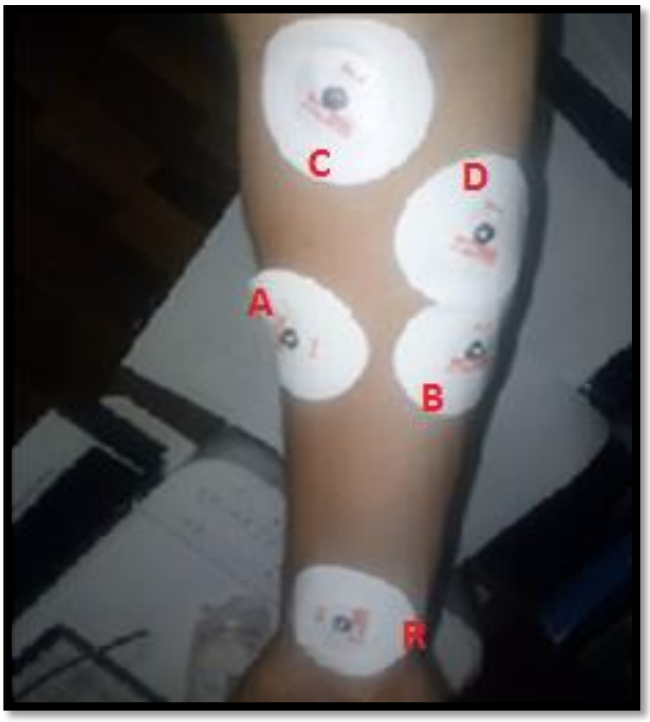


Figura 3.9 Ubicación de electrodos en el brazo Flexor del Antebrazo.

R= Referencia, A, B, C, D = Positivo o Negativo

Para la toma de la señal es necesario reconocer claramente la ubicación de electrodos, siempre el electrodo de referencia tiene que estar a una distancia de 7 cm de los electrodos positivo y negativo y los electrodos positivo y negativo tienen que estar a una distancia de 1 cm entre ellos, ya que es muy importante para una buena adquisición de la señal electromigráfica, en la presente tabla se muestra la combinación correcta para la ubicación de los electrodos. Tabla 3.2

Tabla 3.2 Ubicación correcta de electrodos.

Posiciones #	Electrodos
1	R – B – D
2	R – A – B
3	R – C – D
4	R – A – C

En la siguiente figura se observar la señal en el HMI con la ubicación y combinación correcta de los electrodos, posición 1 (R= Referencia, B = Positivo y D = Negativo) Figura 3.10

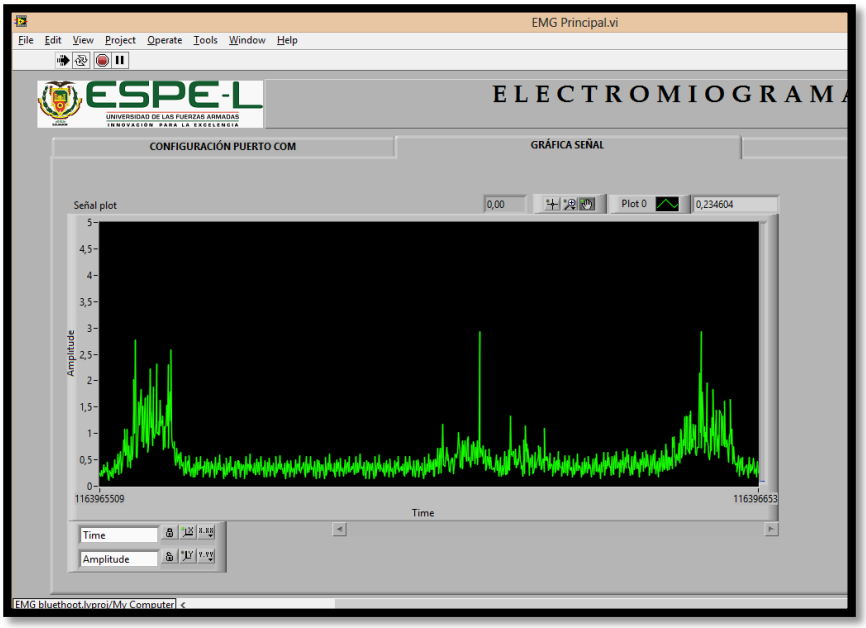


Figura 3.10 Señal en el HMI, ubicación correcta de electrodos.

Si los electrodos no son puestos correctamente podemos tener error en la obtención de la señal como se muestra en la figura 3.11.

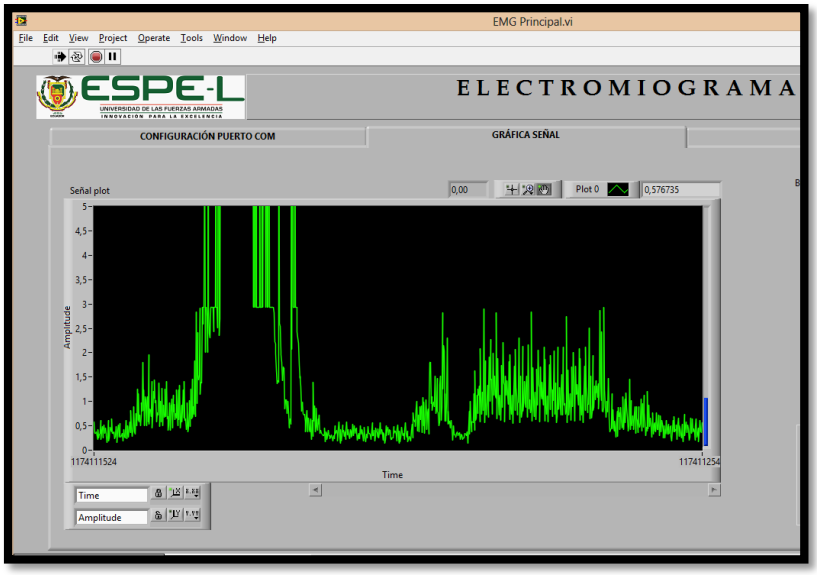


Figura 3.11 Señal en el HMI, mal ubicación de electrodos.

En la figura 3.11 se muestra un error que es la de ruido continuo, que no es la señal ideal como se muestra en la figura 3.10

3.6 PRUEBA VELOCIDAD DE TRASMISIÓN.

Para la siguiente prueba se toma en cuenta la velocidad de trasmisión en 9600 bps y 19600 bps, debido que se configuró el módulo bluetooth a 19600 bps por razones de trasmisión (Capítulo 2).

En la siguiente tabla (Tabla 3.3) se observa la comparación entre las dos velocidades de trasmisión.

Tabla 3.3 Comparación Velocidades.

Velocidad de trasmisión	Tiempo de trasmisión
9600 bps	4 s
19600 bps	4 ms

Como podemos observar en la tabla la velocidad de trasmisión de 19600 bps, a la cual se configuró, es mucho más fiable para la comunicación, debido a que los 4ms se asemejan más a una comunicación en tiempo real.

3.7 PRUEBA DEL MÓDULO CON UN EQUIPO MÉDICO EMG.

A continuación para la prueba de la interfaz se presenta datos satisfactorios, en la comparación con otro módulo de medición de este tipo de señal Electromiografía, EMG NeuroMax utilizado en diferentes hospitales como clínicas.

En la figura (Figura 3.12.) se observa la ubicación de los electrodos, tomando como prueba 4 puntos diferentes en combinaciones entre los electrodos positivos y negativos y un punto de referencia (Tabla 3.2), en el brazo derecho de la persona (Flexor del Antebrazo.).

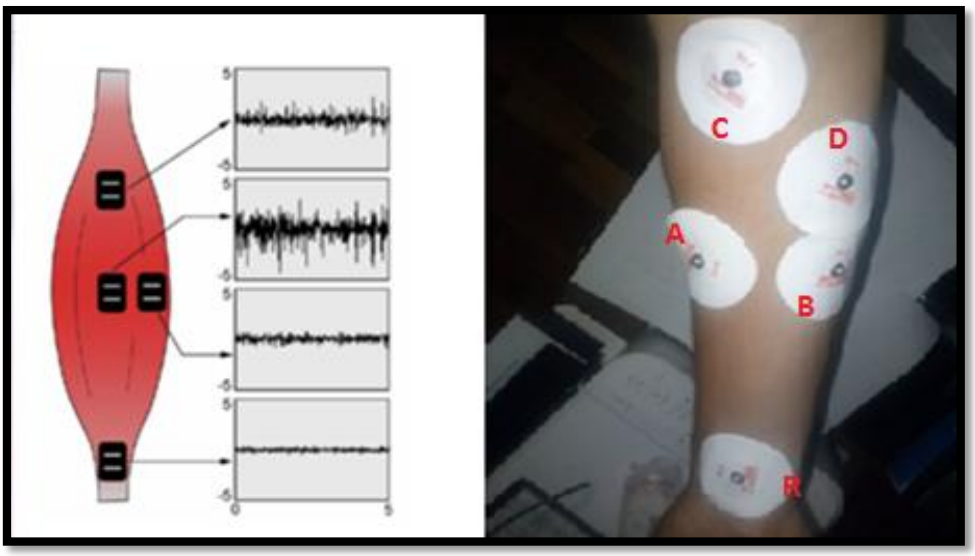


Figura 3.12 Ubicación y combinación de electrodos para la prueba del software del módulo con respecto al equipo NeuroMax

En la siguiente tabla se presenta la comparación del módulo implementado con el equipo médico. Tabla 3.4

Tabla 3.4 Resultados obtenidos con respecto a un equipo comercial.

Prueba #	EMG NeuroMax Vp	Módulo Vp	Error %
1	0,51	0,59	13.55
2	0,92	0,86	6.5
3	1,52	1,59	4.6
4	1,84	1,91	3.6
		Error %	7.06

Para calcular el porcentaje de error entre el módulo diseñado y el equipo de comparación se utiliza la ecuación 3.1.

$$\% \, Error = \frac{Vp \; Módulo - Vp \; Patrón}{Vp \; Módulo} x \; 100 \qquad \text{Ecuación (3.1)}$$

Se puede deducir que existe un porcentaje promedio de error en las mediciones con respecto al equipo EMG NeuroMax, esto se debe a que los circuitos integrados utilizados para el acondicionamiento, pre-amplificación, filtrado y el sensor de adquisición de la señal son de tipo genérico, ya que los circuitos de mayor precisión e inmunes al ruido no están disponibles en el mercado nacional.

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES.

- Se diseñó e implemento el módulo didáctico EMG, bajo las condiciones establecidas en el proyecto aprobado por la carrera.

- El uso de electrodos de tipo desechables de superficie de Ag/AgCl, permitió un registro adecuado de las señales eléctricas provenientes del musculo esquelético debido a su alta capacidad de captar la señal EMG con un nivel de ruido mínimo..

- Los amplificadores y preamplificadores del módulo fueron ajustados a ganancias de 10 a 100 para obtener la visualización de la señal adquirida, por motivo que las señales de amplitud de la electromiografía son muy bajas

- El desarrollo de la programación para la digitalización de la señal se lo realizó en la plataforma de programación para Arduino, con la ayuda del software que Arduino brinda en su sitio web y sin costo, debido a que el módulo Arduino Uno trabaja solo con estas plataformas de programación propios de su casa.

- El uso de rectificador de media onda, permitió anular la parte negativa de la señal adquirida, sin disminuir su amplitud, por lo que no hubo la necesidad de emplear otro amplificador antes de la integración.

- La tarjeta Arduino permitió la digitalización de la señal, acondicionada a un rango de 0 a 5 voltios para que esta sea mostrada en el HMI.

- Se configuró el módulo bluetooth HC 06, cambiando su nombre y su velocidad de trasmisión de 9600 bps a 19200 bps, debido a que la velocidad de trasmisión viene por defecto y es necesario cambiar a 19200 bps para que la visualización en el HMI sea en tiempo real, obteniendo así una comunicación inalámbrica deseada para la trasmisión de la señal con esta tecnología Bluetooth.

- La comunicación inalámbrica entre el módulo EMG y el computador tiene una efectividad de 6 metros de alcance para la trasmisión de datos, luego esta comunicación tiende a ser interrumpida.

- Este módulo puede trasmitir la señal tanto inalámbricamente o con el cable de conexión USB.

- LabView conformó una parte importante en la visualización de la señal, tanto como el puerto VISA, ya que gracias a este software se pudo visualizar en una interfaz amigable con los requerimientos establecidos.

4.2 RECOMENDACIONES.

- Para tener una señal correcta con los electrodos de tipo desechable de superficie Ag/AgCI se recomienda limpiar con alcohol la zona de la piel en donde se ubicará los electrodos para reducir la resistencia.

- Tomar las señales elctromiográficas en puntos musculares que generen mayor fuerza.

- Se recomienda tener cuidado con la posición de los cables con respecto a la persona sobre la cual se pruebe, de tal forma que no exista obstrucción o incomodidad de la persona.

- Verificar que todas las conexiones del módulo en las diferentes etapas, estén realizadas correctamente.

- Para establecer la conexión inalámbrica con un computador, se debe identificar el módulo bluetooth introduciendo la clave 1234.

- Antes de mirar la señal en el HMI es necesario configurar el puerto en el que está ubicado el módulo bluetooth en el computador.

- Tiempo de espera para la visualización de la señal en el HMI de 3 a 5 segundos hasta que se establezca la comunicación.

- Se recomienda un manejo adecuado al módulo debido a que es sensible a caídas y golpes.

4.3 ANÁLISIS ECONÓMICO.

A continuación se detalla el costo total de la realización del módulo.

Tabla 4.1 Costo total del módulo EMG inalámbrico.

CANTIDAD	REFERENCIA	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
4	Borneras de 3 pines	0.35	1.40
1	Amplificador instrumentación AD620	10.00	10.00
3	Amplificador operacional TL082	0.70	1.40

Tabla 4.1 Costo total del módulo EMG inalámbrico.

2	**Amplificador operacional LF353P**	**0.70**	**1.40**
2	Capacitor 2200uf	0.80	1.60
2	Capacitor 1uf	0.25	0.50
2	Capacitor 470uf	0.14	0.18
18	Capacitores electrolíticos 100nf	0.15	2.70
2	Diodos rectificadores 1N4148	0.10	0.20
1	Puente de diodos PW01	0.80	0.80
1	Diodos Led	0.25	0.25
6	Zócalos de 8 pines	0.12	0.72
2	Diodos zener	0.20	0.40
5	Regleta GM	0.80	4.00
5	Cables de protoboard	0.20	1.00
1	Regulador de tensión 7805	0.48	0.48
1	Regulador de tensión 7905	0.55	0.55
1	Regulador de tensión 7812	0.98	0.98
1	Regulador de tensión 79012	0.90	0.90

Tabla 4.1 Costo total del módulo EMG inalámbrico.

51	**Resistencias**	**0.04**	**2.40**
7	Placa PCB	60.00	280.00
2	Módulo Bluetooth HC-06	20.00	40.00
1	Módulo Max 232	1.00	0.48
25	Cables de protoboard macho hembra	0.25	6.25
25	Cables de protoboard macho macho	0.25	6.25
25	Cables de protoboard hembra hembra	0.25	6.25
3	Cable para EMG	15.00	45.00
1	Electrodos	15.00	15.00
1	Cable USB Arduino Uno	10.00	10.00
1	Galón Gel para Ultra Sonido	12.00	12.00
1	Arduino Uno	36.00	36.00
2	Switch on-off	1.00	2.00
1	Transformador de 110V220V1.5A	6.00	6.00

Tabla 4.1 Costo total del módulo EMG inalámbrico.

1	**Caja de Acrílico**	**30.00**	**30.00**
8	Cable de alimentación	2.50	2.50
1	Diseño Adhesivo con nombres	5.00	5.00
	SUBTOTAL	**0.00%**	**544.51**
	IVA	**IVA12%**	**65.34**
	SUBTOTAL 1		**609.85**
1	Otros gastos	300.00	300.00
40	Horas de Ingeniería	5	200.00
	SUBTOTAL	0.00	500.00
	IVA	IVA12%	60.00
	SUBTOTAL 2		**560.00**
	SUBTOTAL1		**609.85**
	SUBTOTAL2		**560.00**
	TOTAL		**1169.85**

Este es el valor real de la construcción del módulo EMG, teniendo en cuenta que el valor de construcción tiene una notable diferencia en comparación de módulos de este tipo en el mercado comercial. Ya que estos superan el valor de $1 000 dólares a $2 000 dólares por cada módulo.

4.4 PROYECTOS A FUTURO.

- Se puede realizar cambios en el módulo debido a su flexibilidad en la construcción para adecuarlo a otro sistema de entrenamiento.

- Se puede realizar cambios de software (actualización), para obtener mayor número de parámetros médicos, según los nuevos requerimientos impuestos por el mercado nacional internacional.

- Se puede cambiar el sistema de comunicación inalámbrica, por otras tecnologías como Wi-Fi, Zigbee entre otros.

- Se puede modificar el sistema de acondicionamiento de la señal implementando nuevos filtros que se adecuen a las nuevas investigaciones que se realizan en el ámbito de la medicina.

- Se puede realizar cambios en los electrodos como la utilización de otro tipo de electrodos para mejoramiento de adquisición de la señal.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] M. R. F. M. a. J. C. M. A. Mananas, Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm, E.E.U.U, 2005.

[2] R. Burke., Motor units: anatomy, physiology, and functional organization, E.E.U.U: Bethesda, MD, 1991.

[3] L. B. N. E. W. G. Feinstein B, Morphologic studies of motor units in normal human muscles., 2004.

[4] «neurofisiologiagranada.com,» 2005. [En línea]. Available: http://neurofisiologiagranada.com/emg/emg-interpretacion.htm. [Último acceso: 14 7 2014].

[5] «slideplayer,» Julio 2009. [En línea]. Available: http://slideplayer.es/slide/2261857/. [Último acceso: 14 7 2014].

[6] L. K&H MFG CO., E.E.U.U: UKS Quality Manageament, 2000.

[7] L. N. Robert L. Boylestad, Fundamentos Electricos, Mexico: Rex Davidsom, 1997.

[8] C. T. -. T. a. d. XBee, «tdrobotica.co,» [En línea]. Available: http://tdrobotica.co/tutoriales/arduino/327-comunicaciones-t01com-teoria-acerca-de-xbee. [Último acceso: 4 8 20014].

[9] «www.adafruit.com,» 18 8 2012. [En línea]. Available: http://www.adafruit.com/blog/2012/07/18/xbee-internet-gateway-released-for-macintosh-windows-and-linux/. [Último acceso: 8 8 2014].

[10] «www.nighthard.com,» 18 4 2011. [En línea]. Available: http://www.nighthard.com/2011/04/wi-fi-direct-tecnologia-permite.html. [Último acceso: 10 8 2014].

[11] L. Blackberry, «Lab Blackberry,» Blackberry, 23 julio 2013. [En línea]. Available: http://lablackberry.com/2013/07/blackberry-soporta-bluetooth-listo-listo-para-desarrollo-de-aplicaciones-de-m2m.html. [Último acceso: 12 Enero 2014].

[12] J. A. G. Mejía, «ingenio solido,» 2010. [En línea]. Available: http://www.ingeniosolido.com/blog/2010/06/zigbee-vs-bluetooth-vs-wi-fi-parte-1/. [Último acceso: 4 12 2014].

[13] www.copadata.com, «www.copadata.com,» 8 5 2008. [En línea]. Available: http://www.copadata.com/es/productos/product-features/interfaz-hombre-maquina-hmi.html. [Último acceso: 15 1 2015].

[14] «www.analog.com/,» 21 julio 2014. [En línea]. Available: http://www.analog.com/en/specialty-amplifiers/instrumentation-amplifiers/ad620/products/product.html. [Último acceso: 11 septiembre 2014].

[15] «texas instruments,» 2 mayo 1995. [En línea]. Available: http://www.ti.com/product/tl084. [Último acceso: 8 septiembre 2014].

[16] www.motoresyautomatizacion.com, «www.motoresyautomatizacion.com,» 8 4 2012. [En línea]. Available: http://www.motoresyautomatizacion.com/2012/08/rectificador-de-onda-completa-en-puente.html. [Último acceso: 8 11 2014].

ANEXOS

ÍNIDICE DE ANEXOS

Anexo A……..GLOSARIO DE TÉRMINOS

Anexo B…….CIRCUITOS ESQUEMÁTICOS

Anexo C…… DIAGRAMAS IMPRESOS

Anexo D……... PLACAS TERMINADAS

Anexo E…… AMPLIFICADOR INSTRUMENTACIÓN AD620 DATASHET

Anexo F…….. AMPLIFICADOR OPERACIONAL TL082 DATASHET

Anexo G……... AMPLIFICADOR OPERACIONAL LF353P DATASHET

Anexo H……..…. CARACTERÍSTICAS ARDUINO UNO

Anexo I. ……PROGRAMA ARDUINO

Anexo J…….…. PROGRAMACIÓN LAB – VIEW

Anexo K……...…PUENTE RECTIFICADOR RS207

Anexo L……..… REGULADOR LM79XX DATASHET

Anexo M……..…… MANUAL DE USUARIO

Anexo N……..……...…..ARTÍCULO

Anexo A. GLOSARIO DE TÉRMINOS

A

Adquisición de datos.

Tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en tensiones eléctricas y digitalizarlas de manera que se puedan procesar en una computadora.

Analogía.

Comparación o relación entre varias razones o conceptos.

Asincrónica.

Es aquella comunicación que se establece entre dos o más personas de manera diferida en el tiempo.

Automatización.

Es el uso de sistemas o elementos computarizados y electromecánicos para controlar maquinarias o procesos industriales.

Al.

Aluminio.

Ag.

Plata.

Au.

Oro.

Atrofia.

La atrofia es un término médico que se refiere a la disminución del tamaño del musculo.

Ag/AgCl.

Electrodo de plata / cloruro de plata.

AD620.

Amplificador de instrumentación.

Arduino.

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno. De desarrollo, diseñado para facilitar de uso de la electrónica en proyectos multidisciplinares.

ADC.

Corriente directa.

B.

Banda de frecuencia.

Son intervalos de frecuencias del espectro electromagnético asignados a diferentes usos dentro de las radiocomunicaciones.

Bioeléctrico.

El potencial eléctrico o potencial electrostático para mover una carga positiva que desde dicho punto hasta el punto de diferencia.

Bluetooth.

Bluetooth es una especificación industrial para las redes inalámbricas de área personal.

Butteworth.

Es uno de los filtros electrónicos más básicos, diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia del corte.

C.

Cu.

Cobre.

D.

Dispositivo.

Cualquier componente que lee y escribe datos en un medio de almacenamiento.

E.

Emisor.

Emisor es uno de los conceptos de la comunicación, de la teoría de la comunicación y del proceso de información.

Estándar.

Es un proceso, protocolo o técnica utilizada para hacer algo concreto.

Ethernet.

Es un estándar de redes de área local para computadores con acceso al medio por detección de la onda portadora y con detección de colisiones.

Ergonomía.

Es la disciplina que se encarga del diseño de lugares de trabajo, herramientas y tareas, de modo que coincidan con las características fisiológicas, anatómicas y las capacidades del trabajador.

Esclerosis.

Es una enfermedad degenerativa de tipo neuromuscular.

Electrodos.

Conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con la parte no metálica de un circuito.

Espasticidad.

Músculos tensos y rígidos.

F.

Fe.

Hierro.

H.

HMI.

Interfaz Hombre Maquina.

Hardware.

Partes tangibles de un sistema informático, sus componentes son, eléctricos, electrónicos, electromecánicos y mecánicos.

I.

Infrarrojo.

El infrarrojo es un tipo de luz que no podemos ver con nuestros ojos.

Interfaz.

Conexión física y funcional entre dos sistemas o dispositivos de cualquier tipo dando una comunicación entre distintos niveles.

IEEE.

Instituto de ingeniería eléctrica y electrónica.

ISM.

Banda ISM para usos industriales, científicos, y médicos en concreto ,868 MHz en Europa ,915 en estados unidos y 2,4 GHz en todo el mundo.

L.

La ciática

Es un conjunto de síntomas entre los cuales destacan el dolor en el territorio del recorrido del nervio ciático.

LabView

Entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfica.

M.

Magnitud.

Aquella propiedad de un cuerpo, sustancia o fenómeno físico susceptible que puede ser distinguida cuantitativamente.

Microcontrolador.

Es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales, los cuales cumplen una tarea específica.

M.

Mega ohm es la unidad derivada de resistencia eléctrica.

Miopatias

Enfermedad muscular.

Microsoft Xbox.

Videoconsolas.

N.

NI VISA.

Puerto de labview.

O.

OBEX.

Es un protocolo de comunicaciones que facilita el intercambio de objetos binarios entre dispositivos.

Opamp.

Amplificador operacional.

P.

Procesador.

El elemento que interpreta las instrucciones y procesa los datos de los programas de computadora.

Protocolo.

Protocolo de red para la comunicación de datos a través de paquetes conmutados.

Puerto.

Es una forma genérica de denominar a una interfaz a través de la cual los diferentes tipos de datos se pueden enviar y recibir.

PAUM.

Potencial de acción de la unidad motora.

Pt.

Platino.

Pb.

Plomo.

Plexopatías.

Es la presencia de dolor, disminución en el movimiento o la sensibilidad en el brazo y en el hombro debido a un problema neurológico.

PlayStation.

Videoconsolas de séptima generación.

R.

Receptor.

Es el dispositivo que recibe la información.

Resolución.

Se refiere al número de bits que componen una palabra digital.

Radiculopatías

El termino radiculopatías se refiere a la pérdida o disminución de la función sensitiva o motora de una raíz nerviosa.

Rx.

Receptor.

S.

Sensibilidad.

La facultad de sentir, propia de los seres animados.

Sensor.

Es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas.

SNC.

Sistema nervioso central.

Software.

Comprende el conjunto de los componentes lógicos necesarios que hacen posible la relación de las tareas específicas.

T.

Transductor.

Es un dispositivo capaz de transformar o convertir una determinada manifestación de energía de entrada.

TL082CN

Amplificador operacional.

TX.

Receptor.

U.

UART

Trasmisor receptor Asincrónico Universal.

USART.

Transmisor receptor sincrónico Asincrónico Universal.

USB.

Universal serial bus.

W.

WI FI

Es un mecanismo de conexión de dispositivos electrónicos de forma inalámbrica.

WPAM.

WPAM es una instalación de radio con licencia.

Wii

Videoconsola.

Z.

Zn.

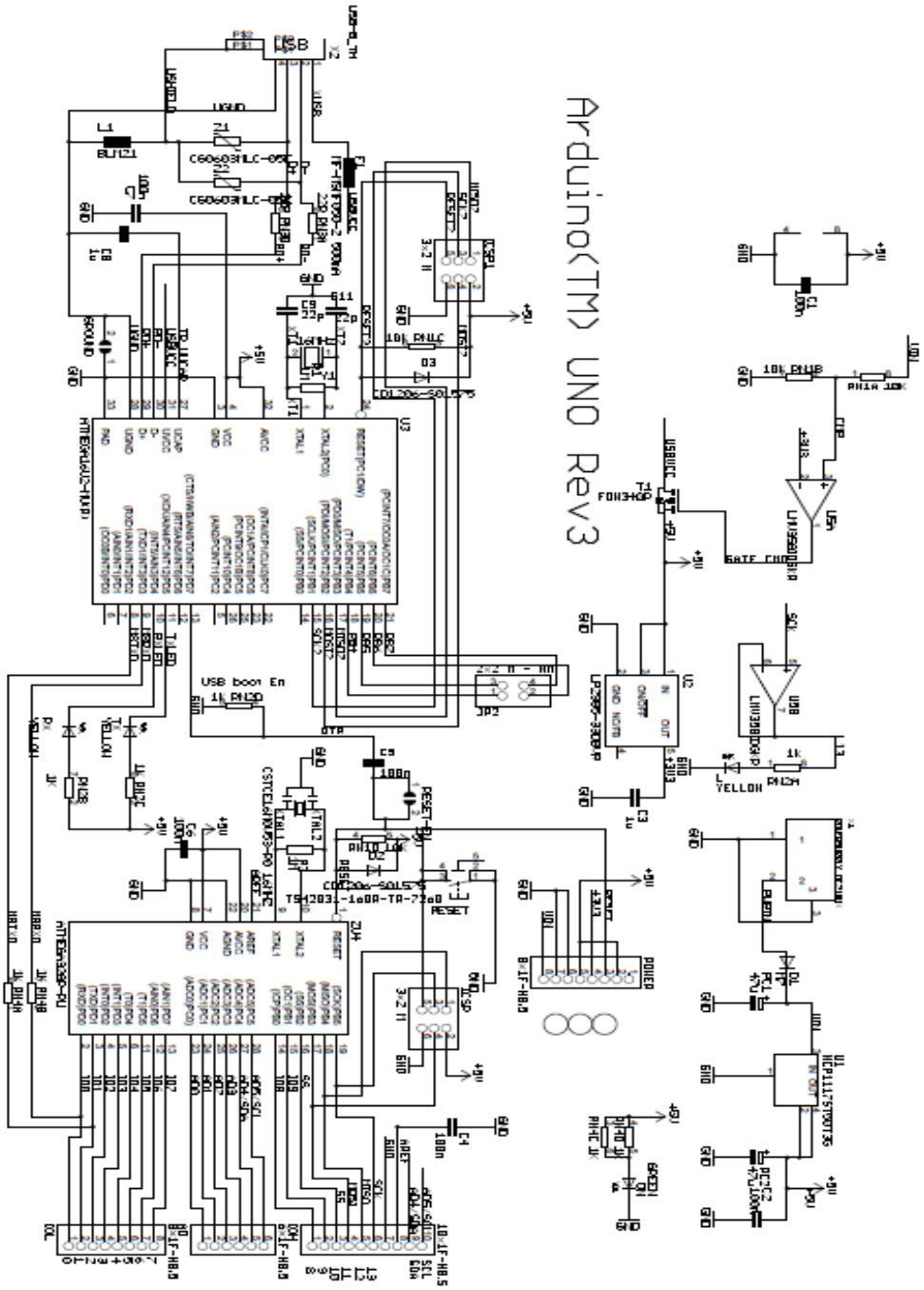
Zin.

Zigbee

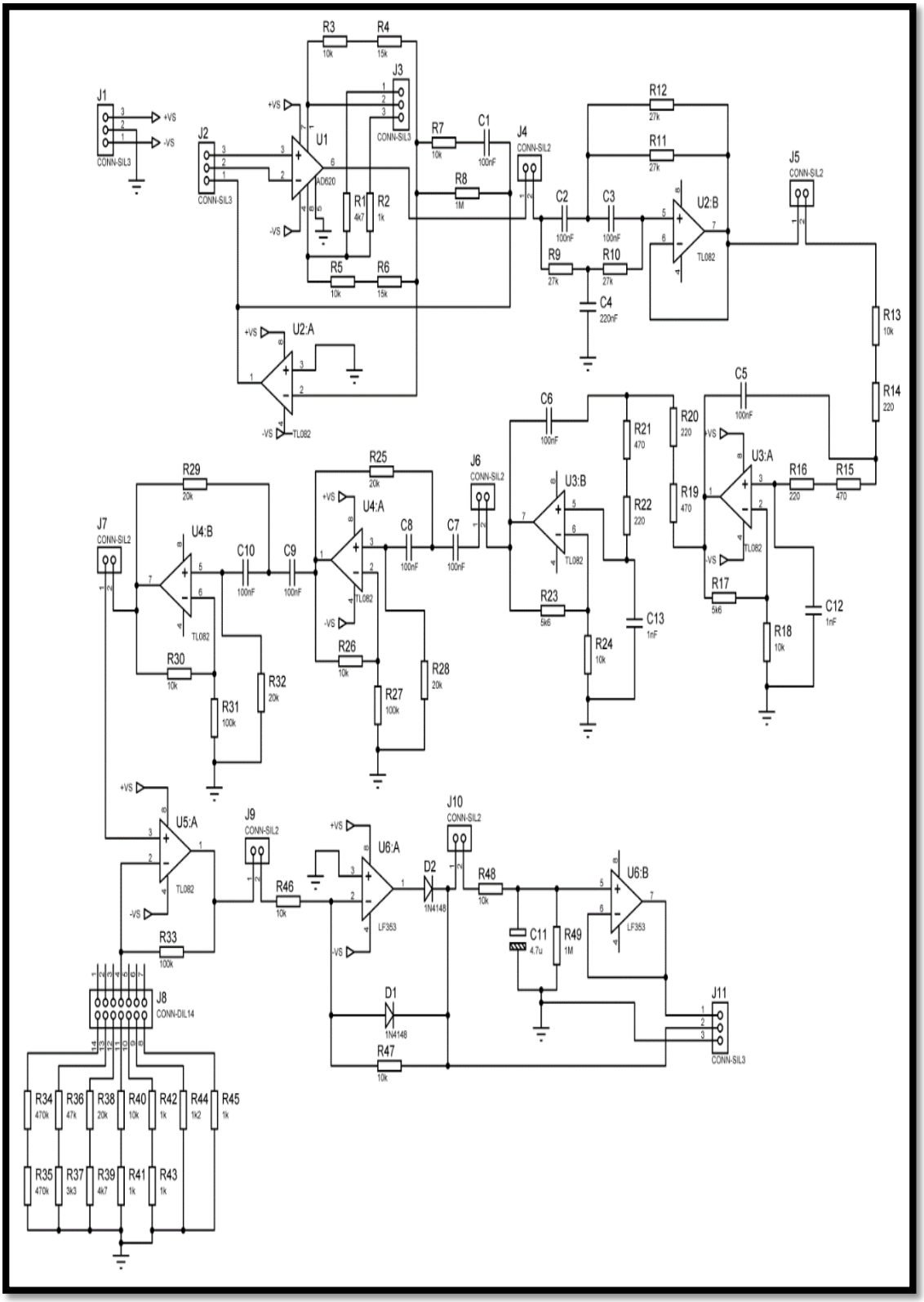
Es el nombre de especificación de un conjunto de protocolos de alto nivel de comunicación inalámbrica para su utilización con radio radiodifusión digital de alto consumo.

Anexo B. CIRCUITOS ESQUEMÁTICOS

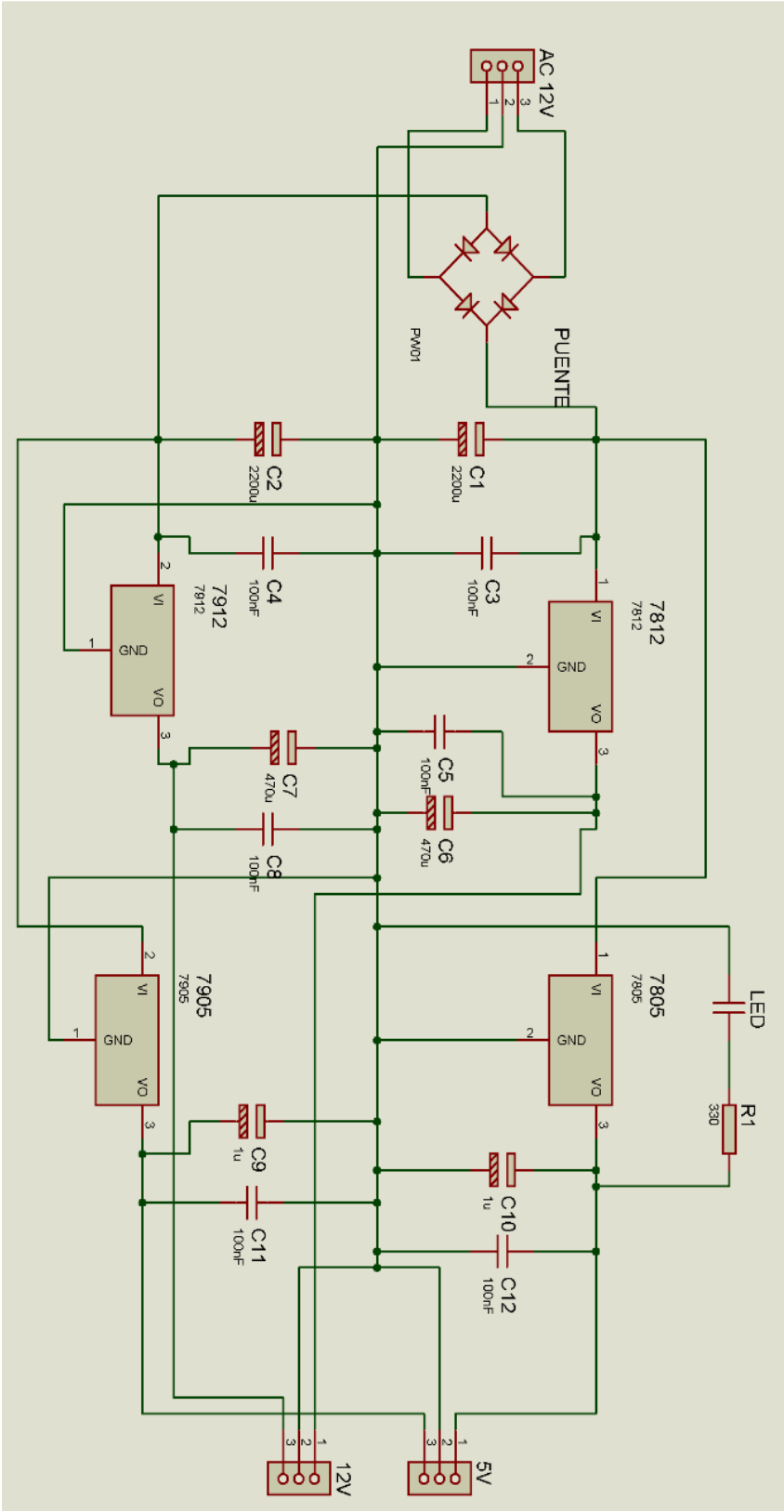
Tarjeta Arduino Uno



Electromiograma

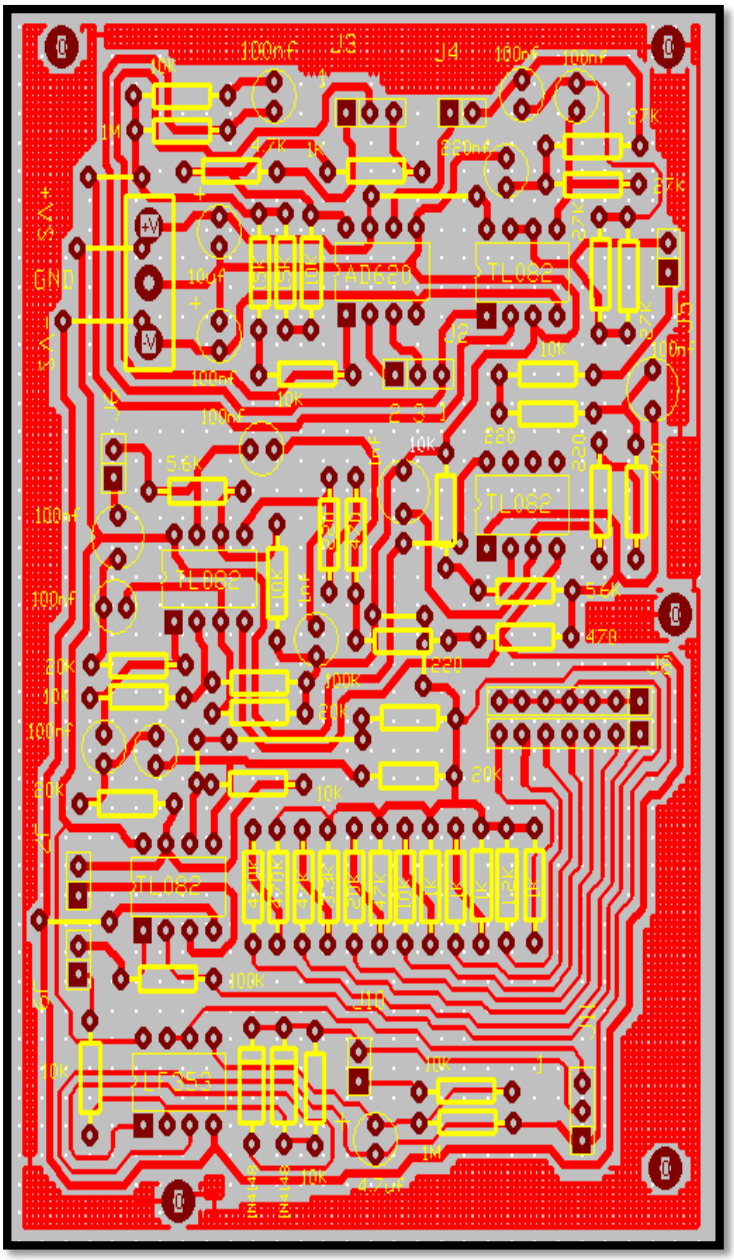

J1
CONN-SIL3
+VS
-VS
J2
CONN-SIL3
U1
AD620
R1
4k7
R2
1k
R3
10k
R4
15k
R5
10k
R6
15k
J3
CONN-SIL3
R7
10k
C1
100nF
R8
1M
J4
CONN-SIL2
C2
100nF
C3
100nF
R9
27k
R10
27k
C4
220nF
R12
27k
R11
27k
U2:B
TL082
J5
CONN-SIL2
R13
10k
R14
220
U2:A
TL082
C5
100nF
C6
100nF
R20
220
R21
470
R22
220
R19
470
U3:A
TL082
R16
220
R15
470
R17
5k6
R18
10k
C12
1nF
U3:B
TL082
R23
5k6
R24
10k
C13
1nF
J6
CONN-SIL2
R25
20k
U4:A
TL082
C8
100nF
C7
100nF
R26
10k
R27
100k
R28
20k
J7
CONN-SIL2
U4:B
TL082
C10
100nF
C9
100nF
R29
20k
R30
10k
R31
100k
R32
20k
U5:A
TL082
R33
100k
J8
CONN-DIL14
R34
470k
R36
47k
R38
20k
R40
10k
R42
1k
R44
1k2
R45
1k
R35
470k
R37
3k3
R39
4k7
R41
1k
R43
1k
J9
CONN-SIL2
R46
10k
U6:A
LF353
D2
1N4148
J10
CONN-SIL2
R48
10k
C11
4.7u
R49
1M
U6:B
LF353
D1
1N4148
R47
10k
J11
CONN-SIL3

Fuente

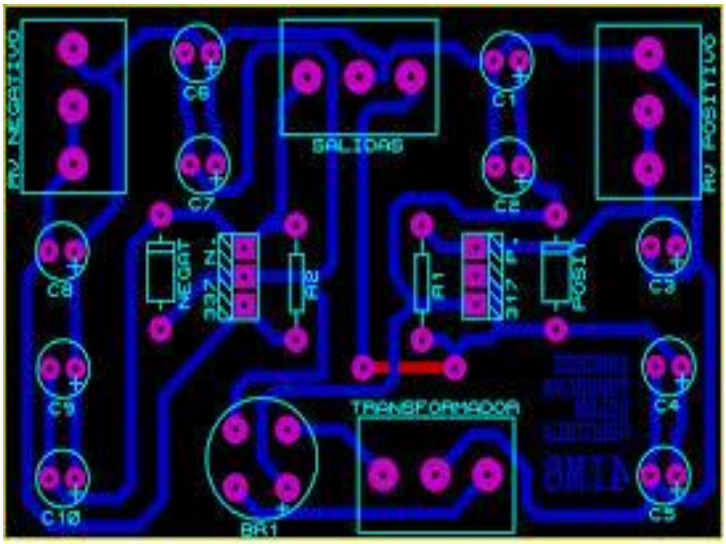


Anexo C. DIAGRAMAS IMPRESOS

PCB EMG

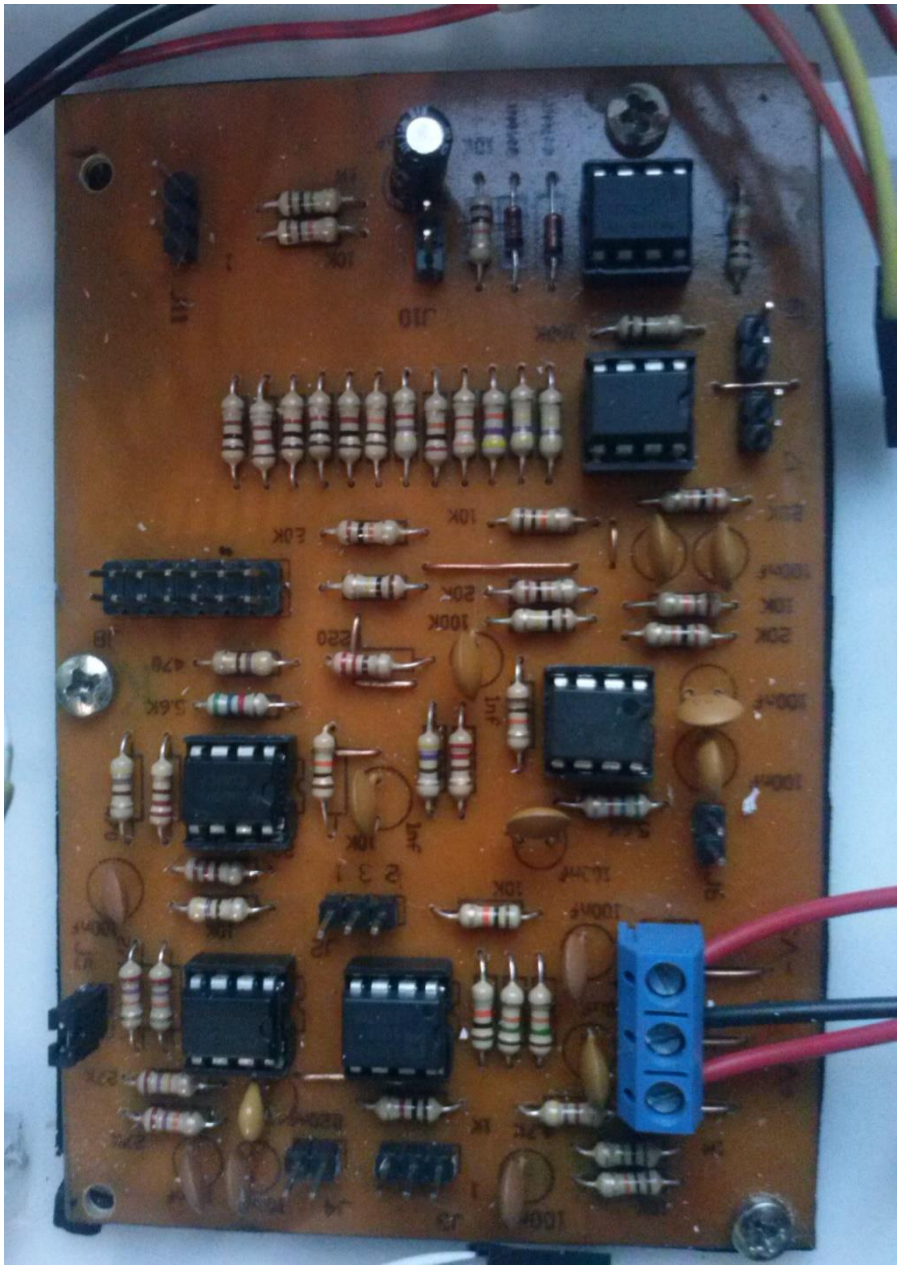


PCB Fuente



Anexo D. PLACAS TERMINADAS

EMG



Fuente

Equipo completo.

Anexo E. AMPLIFICADOR INSTRUMENTACIÓN AD620 DATASHET

ANALOG DEVICES

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 µV max, Input Offset Voltage
- 0.6 µV/°C max, Input Offset Drift
- 1.0 nA max, Input Bias Current
- 100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

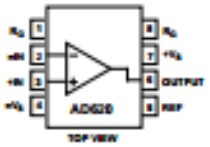
LOW NOISE
- 9 nV/√Hz, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
- 0.28 µV p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS
- 120 kHz Bandwidth (G = 100)
- 15 µs 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

CONNECTION DIAGRAM

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



PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 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 µV max and offset drift of 0.6 µV/°C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, 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 Superβeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 µV p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 µs to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

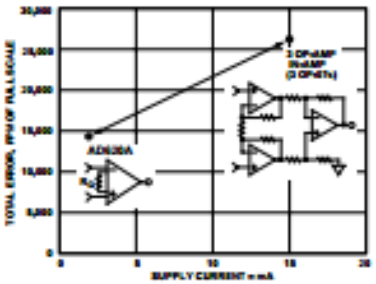


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

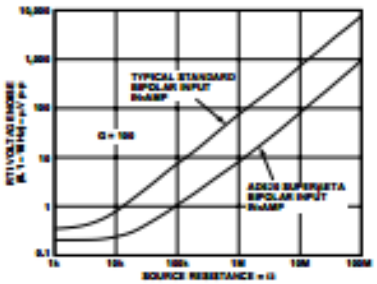


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: http://www.analog.com
Fax: 781/326-8703
© Analog Devices, Inc., 1999

Anexo F. AMPLIFICADOR OPERACIONAL TL082 DATASHET

TL082
TL082A - TL082B

GENERAL PURPOSE J-FET DUAL 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/µs (typ)

N
DIP8
(Plastic Package)

D
SO8
(Plastic Micropackage)

P
TSSOP8
(Thin Shrink Small Outline Package)

ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL082I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL082C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•
Example : TL082CD, TL082IN				

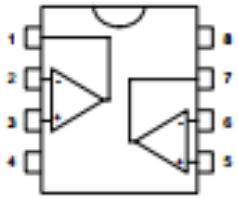
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J–FET input dual 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 current, and low offset voltage temperature coefficient.

PIN CONNECTIONS (top view)



1 - Offset null 1
2 - Inverting input 1
3 - Non-inverting input 1
4 - V_{CC}^-
5 - Non-inverting input 2
6 - Inverting input 2
7 - Output 2
8 - V_{CC}^+

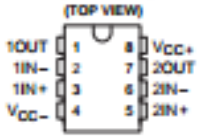
Anexo G. AMPLIFICADOR OPERACIONAL LF353P DATASHET

LF353
JFET-INPUT
DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

SLOS012B – MARCH 1987 – REVISED AUGUST 1994

- Low Input Bias Current . . . 50 pA Typ
- Low Input Noise Current
  0.01 pA/√Hz Typ
- Low Input Noise Voltage . . . 18 nV/√Hz Typ
- Low Supply Current . . . 3.6 mA Typ
- High Input Impedance . . . 10^{12} Ω Typ
- Internally Trimmed Offset Voltage
- Gain Bandwidth . . . 3 MHz Typ
- High Slew Rate . . . 13 V/µs Typ

D OR P PACKAGE
(TOP VIEW)



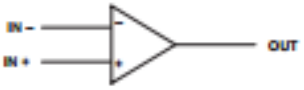
description

This device is a low-cost, high-speed, JFET-input operational amplifier with very low input offset voltage. It requires low supply current yet maintains a large gain-bandwidth product and a fast slew rate. In addition, the matched high-voltage JFET input provides very low input bias and offset currents.

The LF353 can be used in applications such as high-speed integrators, digital-to-analog converters, sample-and-hold circuits, and many other circuits.

The LF353 is characterized for operation from 0°C to 70°C.

symbol (each amplifier



AVAILABLE OPTIONS

T_A	V_{IO}max AT 25°C	PACKAGE	
		SMALL OUTLINE (D)	PLASTIC DIP (P)
0°C to 70°C	10 mV	LF353D	LF353P

The D packages are available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (ie., LF353DR).

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

Supply voltage, V_{CC+} ..... 18 V
Supply voltage, V_{CC-} ..... −18 V
Differential input voltage, V_{ID} ..... ±30 V
Input voltage, V_I (see Note 1) ..... ±15 V
Duration of output short circuit ..... unlimited
Continuous total power dissipation ..... 500 mW
Operating temperature range ..... 0°C to 70°C
Storage temperature range ..... −65°C to 150°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds ..... 260°C

NOTE 1: Unless otherwise specified, the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 1994, Texas Instruments Incorporated

TEXAS INSTRUMENTS
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Anexo H. CARACTERÍSTICAS ARDUINO UNO.

Introducción | Características | Lenguaje de Programación | Descargas | Ejemplos POP-168 | Videos | Contacto

Arduino UNO

La Arduino Uno posee:

- 14 entrada/salida digitales, de los cuales 6 pueden se usados como salidas PWM
- Posee 6 entradas analógicas
- Los pin 0 y 1 pueden funcionar como RX y TX serial.
- Un oscilador de crystal de 16 MHz
- Conector USB
- Un jack de poder
- Una conector ICSP
- Botón de Reset

La **Arduino UNO** posee todo lo que se necesita para manejar el controlador, simplemente se conecta a un computador por medio del cable USB o se puede alimentar utilizando una batería o un adaptador AC-DC. Si se conecta por USB, la alimentación externa no es necesaria.

Para programar sólo necesita el IDE de Arduino, que se encuentra en la sección de descargas en el sitio web de www.arduino.cc

Algunas características son:

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (of which 0.5 KB used by bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

cas son de 10 bits, por lo que entregan valores entre 0 y 1023. El rango de voltaje está dado entre 0 y 5 volts, pero

Anexo I. PROGRAMA ARDUINO.

```
#define ADC0 0
#define ADC1 1
#define LED 13


unsigned int val_ADC0=0;
unsigned int val_ADC1=0;


void setup() {

  pinMode(LED, OUTPUT);
  Serial.begin(19200);
  //  setup serial 19200
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(300);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
```

```
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,LOW);
  delay(200);
  digitalWrite(LED,HIGH);
  delay(200);
}

void loop() {
//delay(10);
```

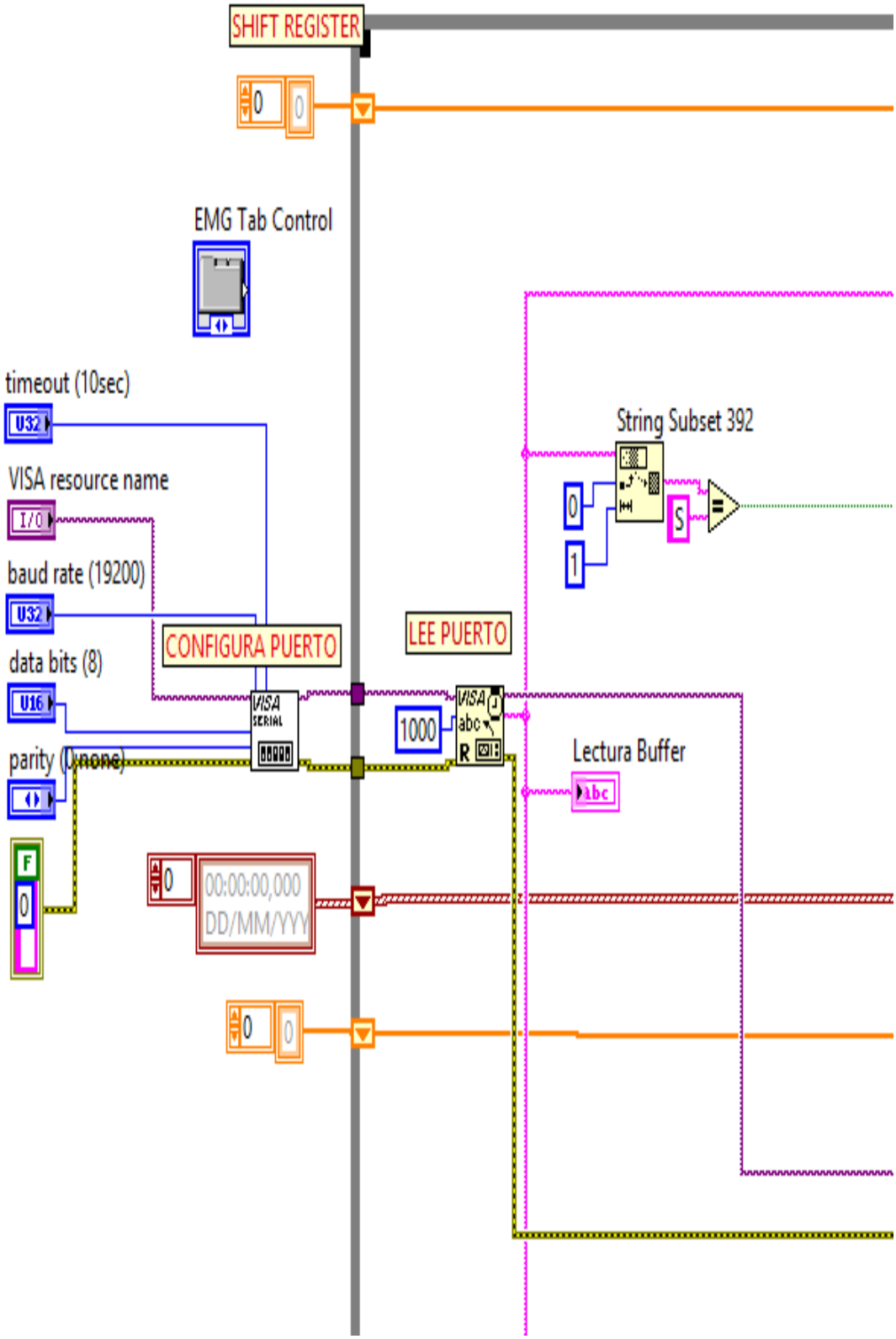
```
  val_ADC0 = analogRead(ADC0);    // read the input pin


  val_ADC1 = analogRead(ADC1);    // read the input pin


if (val_ADC0 <= 300 ){
Serial.print("S");
     Serial.println(val_ADC0);
delay(10);
 Serial.print("L");
     Serial.println(val_ADC1);
        delay(10);
}
else if (val_ADC0 > 300 && val_ADC0 < 600){
val_ADC0 = 300;
  val_ADC1 = 300;
  Serial.print("S");
     Serial.println(val_ADC0);
delay(10);
 Serial.print("L");
     Serial.println(val_ADC1);
        delay(10);
} else {
    Serial.print("S");
```

```
    Serial.println(val_ADC0);
delay(10);
 Serial.print("L");
    Serial.println(val_ADC1);
      delay(10);
}


}
```



Anexo K PUENTE RECTIFICADOR RS207 DATASHET

Puente Rectificador RS207

df

RS201 THRU RS207

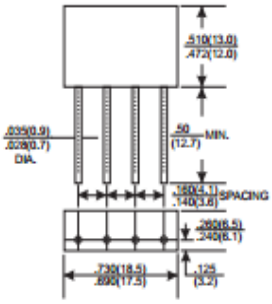
SINGLE PHASE 2.0 AMP BRIDGE RECTIFIERS

VOLTAGE RANGE
50 to 1000 Volts
CURRENT
2.0 Amperes

FEATURES

* Ideal for printed circuit board
* Low forward voltage
* Low leakage current
* Polarity: marked on body
* Mounting position: Any
* Weight: 2.74 grams

RS-2



Dimensions in inches and (millimeters)

MAXIMUM RATINGS AND ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Rating 25℃ ambient temperature uniess otherwies specified.
Single phase half wave, 60Hz, resistive or inductive load.
For capacitive load, derate current by 20%.

TYPE NUMBER	RS201	RS202	RS203	RS204	RS205	RS206	RS207	UNITS
Maximum Recurrent Peak Reverse Voltage	50	100	200	400	600	800	1000	V
Maximum RMS Voltage	35	70	140	280	420	560	700	V
Maximum DC Blocking Voltage	50	100	200	400	600	800	1000	V
Maximum Average Forward Rectified Current .375"(9.5mm) Lead Length at Ta=50℃	2.0							A
Peak Forward Surge Current, 8.3 ms single half sine-wave superimposed on rated load (JEDEC method)	50							A
Maximum Forward Voltage Drop per Bridge Element at 1.0A D.C.	1.0							V
Maximum DC Reverse Current Ta=25℃	10							μA
at Rated DC Blocking Voltage Ta=100℃	500							μA
Operating Temperature Range, T_J	-65 — +125							℃
Storage Temperature Range, T_{STG}	-65 — +150							℃

Anexo L. REGULADOR LM79XX DATASHET

Regulador LM 79XX

mlink/lm7905.pdf

www.ti.com SNOSBQ7C – JUNE 1999 – REVISED MAY 2013

LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators

Check for Samples: LM7905, LM7912, LM7915

FEATURES

- Thermal, Short Circuit and Safe Area Protection
- High Ripple Rejection
- 1.5A Output Current
- 4% Tolerance on Preset Output Voltage

DESCRIPTION

The LM79XX series of 3-terminal regulators is available with fixed output voltages of −5V, −12V, and −15V. These devices need only one external component—a compensation capacitor at the output. The LM79XX series is packaged in the TO-220 power package and is capable of supplying 1.5A of output current.

These regulators employ internal current limiting safe area protection and thermal shutdown for protection against virtually all overload conditions.

Low ground pin current of the LM79XX series allows output voltage to be easily boosted above the preset value with a resistor divider. The low quiescent current drain of these devices with a specified maximum change with line and load ensures good regulation in the voltage boosted mode.

For applications requiring other voltages, see LM137 datasheet.

Connection Diagram

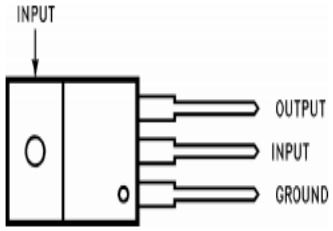
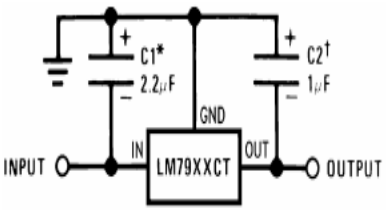


Figure 1. TO-220 Package Front View See Package Number NDE0003B

Typical Applications



*Required if regulator is separated from filter capacitor by more than 3". For value given, capacitor must be solid tantalum. 25μF aluminum electrolytic may be substituted.

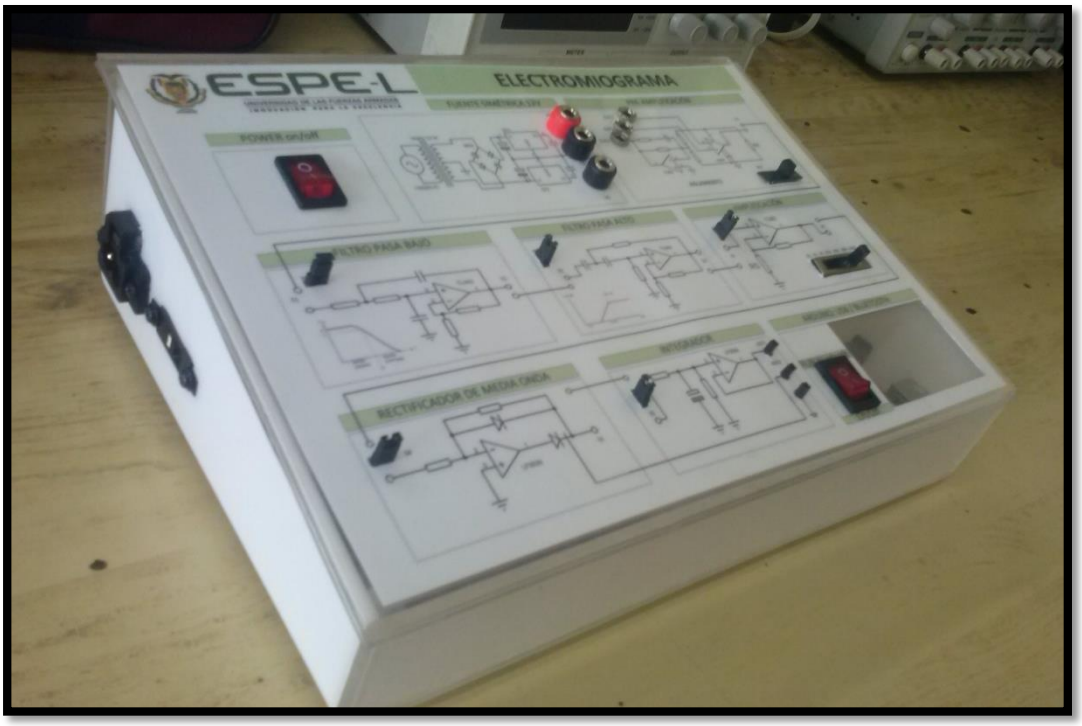
†Required for stability. For value given, capacitor must be solid tantalum. 25μF aluminum electrolytic may be substituted. Values given may be increased without limit.

For output capacitance in excess of 100μF, a high current diode from input to output (1N4001, etc.) will protect the regulator from momentary input shorts.

Figure 2. Fixed Regulator

Manual Usuario.

MÓDULO DIDÁCTICO DE EVALUACIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA PRODUCIDA POR LOS MÚSCULOS MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA.



ÍNDICE DE CONTENIDOS

INTRODUCCIÓN……..114

ACCESORIOS……...114

ESPECIFICACIONES GENERALES…… 114

FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO……116

FUNCIÓN DE ENCENDIDO……116

FUNCIÓN ETAPAS……..119

FUNCIÓN SOFTWARE……..125

INTRODUCCIÓN.

El presente módulo tiene como objetivo adquirir las señales eléctricas que generan las diferentes unidades motoras de un musculo esquelético, para así procesarlas y mostrarlas en cada una de sus etapas, como en su acondicionamiento de la señal, comunicación y visualización.

ACCESORIOS.

1. Módulo.
2. Cable de adquisición de la señal EMG.
3. Cable de alimentación.
4. Jumpers.

Figura 1. Accesorios.

ESPECIFICACIONES GENERALES.

Dimensiones: Largo: 27cm

Ancho: 18 cm

Alto: 6 cm & 3 cm

Peso: (1.4 kg).

Conectividad: Inalámbrica bluetooth (8 m)

Polarización: 110Vac/220Vac.

Voltaje de salida +- 12 VCD.

Entrada de la señal del Electromiograma.

Ganancias: 50 -100 & 10 -100

.

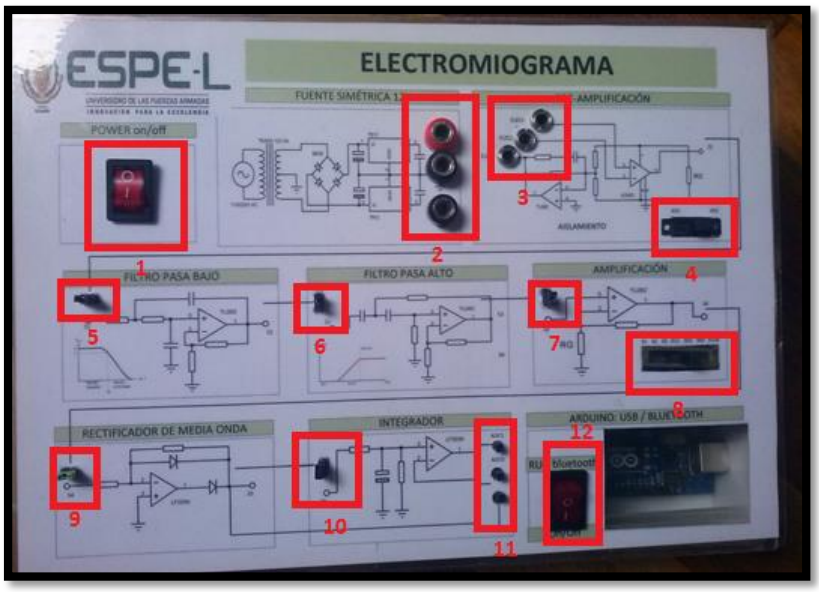


Figura 2. Parte Frontal del Módulo.

1. Switch de alimentación on/off.
2. Fuente de alimentación +- 12 VCD.
3. Entrada Electromiograma.
4. Ganancia etapa preamplificador 10 a100.
5. Entrada / Salida etapa filtro pasa bajo.
6. Entrada / Salida etapa filtro pasa alto.
7. Entrada / Salida etapa amplificación.
8. Ganancia etapa amplificador 1 a100.
9. Entrada / Salida etapa rectificador media onda.
10. Entrada / Salida etapa integrador.
11. Switch de on/off Bluetooth

Figura 3. Parte superior del Módulo.

1. Entrada de Alimentación.
2. Switch 110 -220 VCA.

FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO.

Para el funcionamiento del equipo se debe tomar en cuenta las siguientes características.

FUNCIÓN DE ENCENDIDO.

1. Seleccione ¨ 110 o 220 VCD ¨ para seleccionar tipo de energía de corriente alterna mediante el Switch 110 -220 VCA.

Figura 4. Selección de tipo de energía del equipo.

2. Coloque el cable de alimentación.

Figura 5. Cable de alimentación.

3. Encienda el módulo de adquisición de la señal EMG.

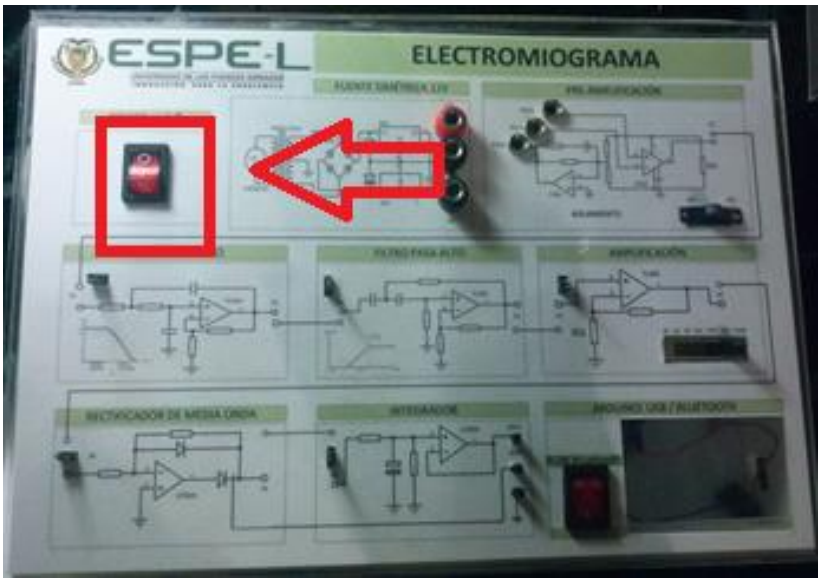


Figura 6. Encendido del módulo.

4. Encienda el Switch de on/off bluetooth, en caso de requerir ver la señal en el computador.

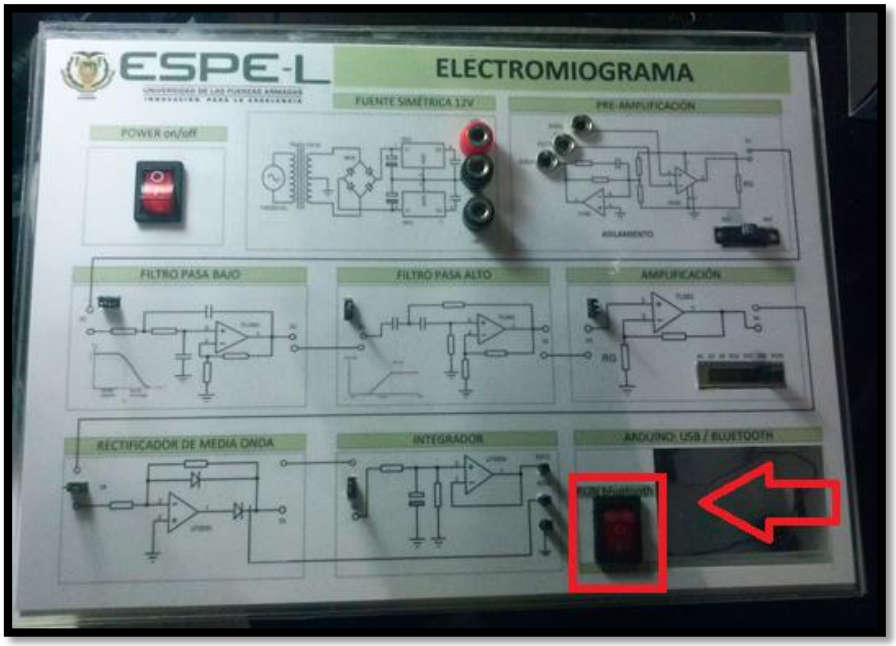


Figura 7. Encendido Switch on/off Bluetooth.

5. Empareje el bluetooth denominado EMG al computador insertando la clave ¨1234¨ para la conexión.

FUNCIÓN ETAPAS.

1. Coloque los cables de entrada de la señal EMG de acuerdo a la numeración, en la etapa de pre amplificación.

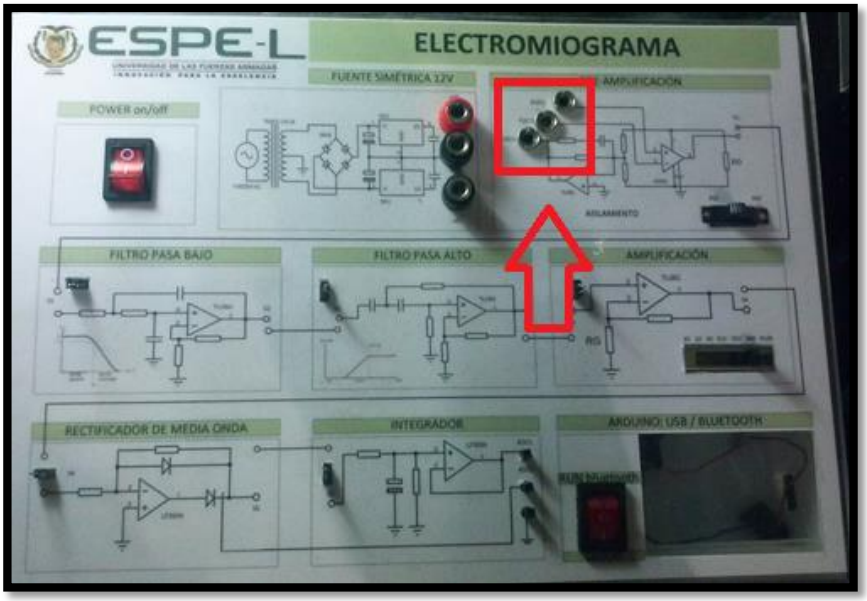


Figura 8. Colocación de cables EMG en la etapa de pre amplificación.

2. Coloque los cables del EMG en la persona que se le realizara la prueba estableciendo los puntos de inervación.

Figura 9. Colocación de cables EMG en la persona.

3. Coloque la tierra del osciloscopio a la tierra del módulo.

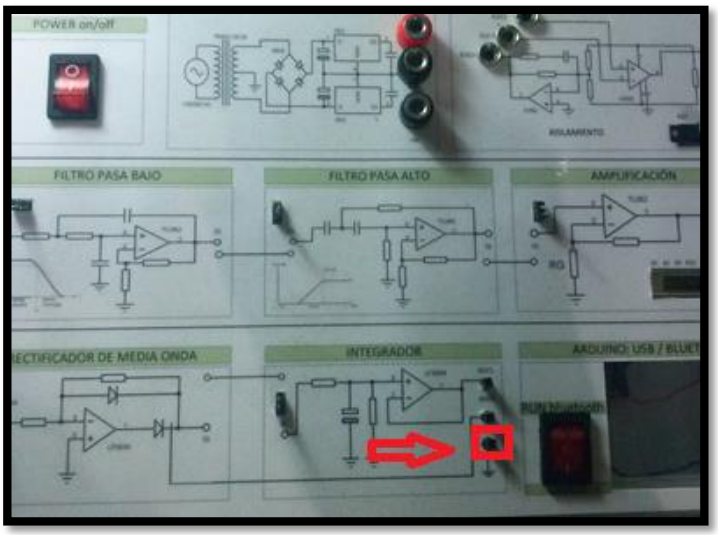


Figura 10. Colocación de la puesta a tierra del módulo.

4. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la primera etapa (pre-amplificación) del módulo.

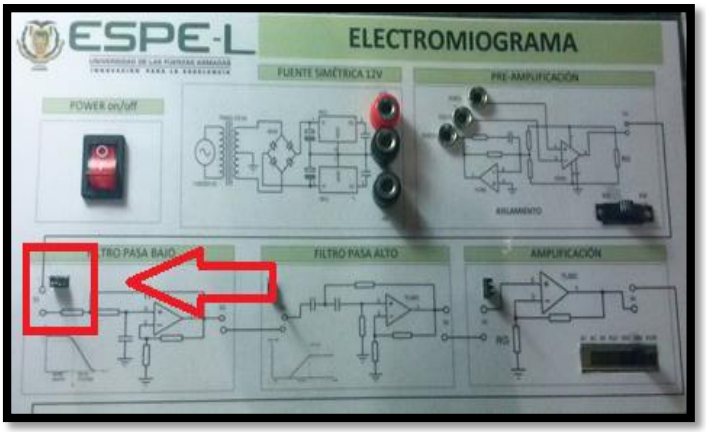


Figura 11. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la primera etapa del módulo.

5. Mirar la señal en un osciloscopio.
6. Establecer ganancias.

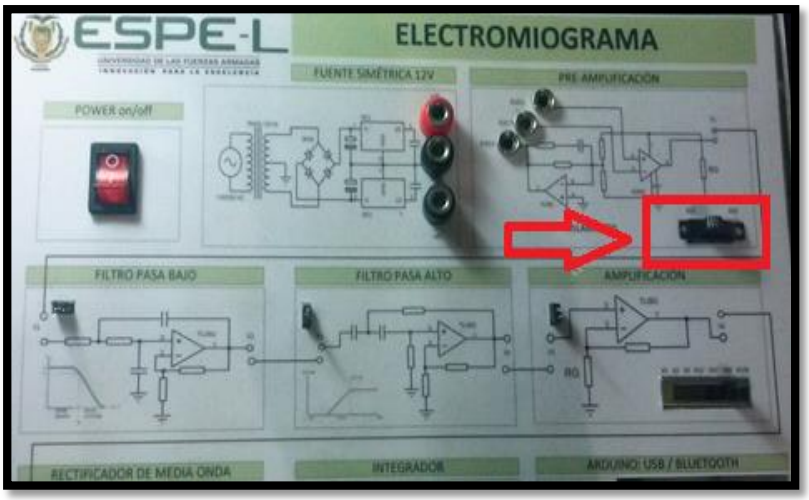


Figura 12. Ganancias.

7. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de filtro pasa bajo.

Figura 13. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de filtro pasa bajo.

8. Mirar la señal en un osciloscopio.
9. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de filtro pasa alta.

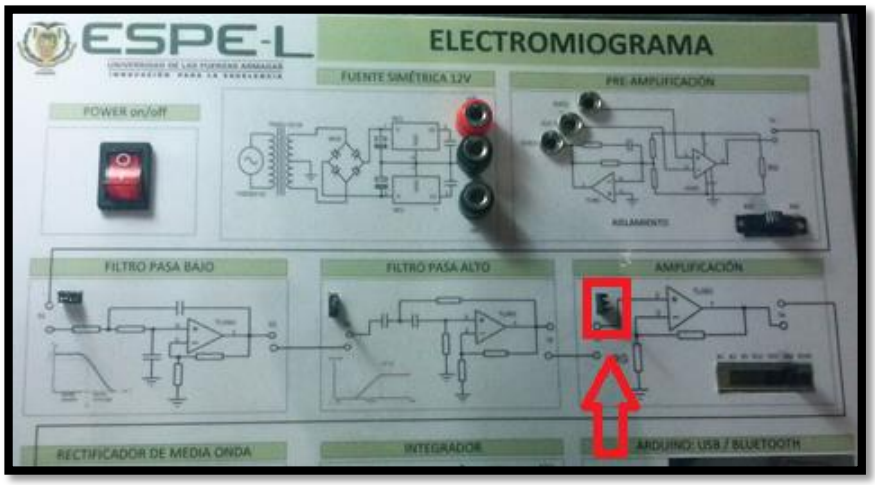


Figura 14. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de filtro pasa alta.

10. Mirar la señal en un osciloscopio.
11. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de amplificación.

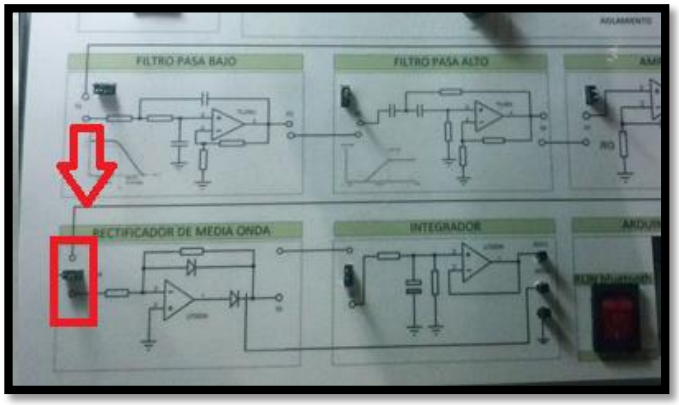


Figura 15. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de amplificación.

12. Mirar la señal en un osciloscopio.
13. Establecer ganancias.

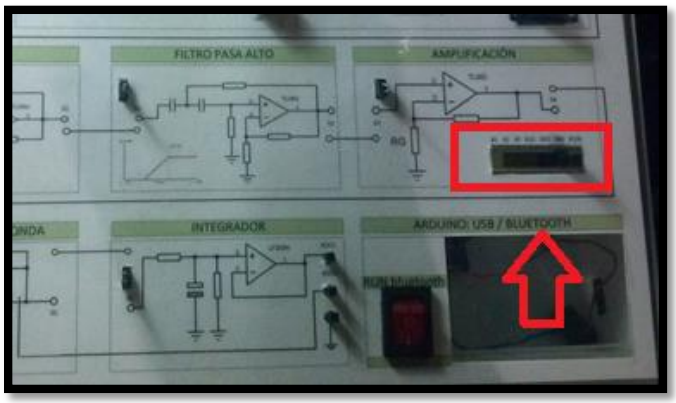


Figura 16. Ganancias.

14. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de rectificador de media onda.

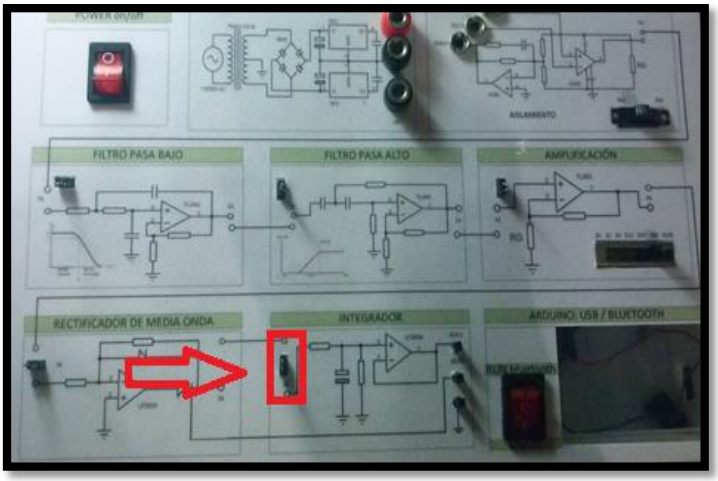


Figura 17. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la etapa de rectificador de media onda.

15. Mirar la señal en un osciloscopio.
16. Coloque la punta del osciloscopio en la salida de la etapa del integrador.

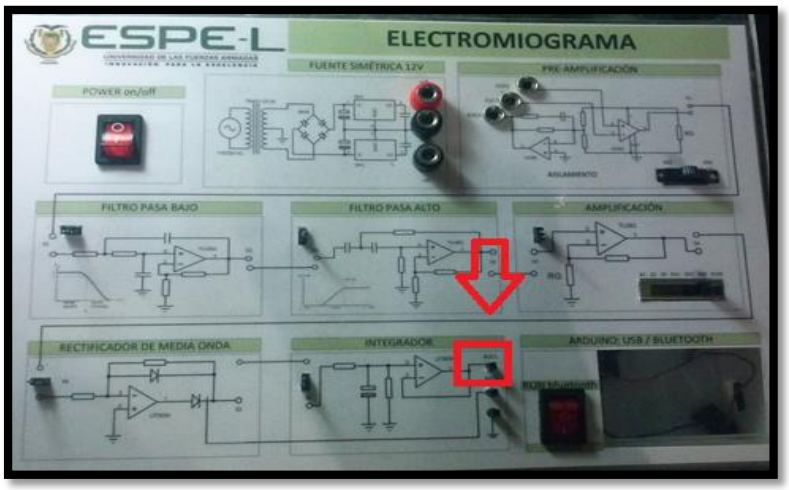


Figura 18. Colocación de la punta del osciloscopio en la salida de la etapa del integrador.

17. Mirar la señal en un osciloscopio.

FUNCIÓN SOFTWARE.

1. Encienda el Switch de on/off bluetooth.

Figura 19. Encendido el Switch de on/off Bluetooth.

2. Empareje el bluetooth denominado EMG al computador insertando la clave ¨1234¨ para la conexión.

Figura 20. Emparejamiento del bluetooth denominado EMG al computador insertando la clave ¨1234¨ para la conexión

3. De dos click en el programa de ejecución del módulo.

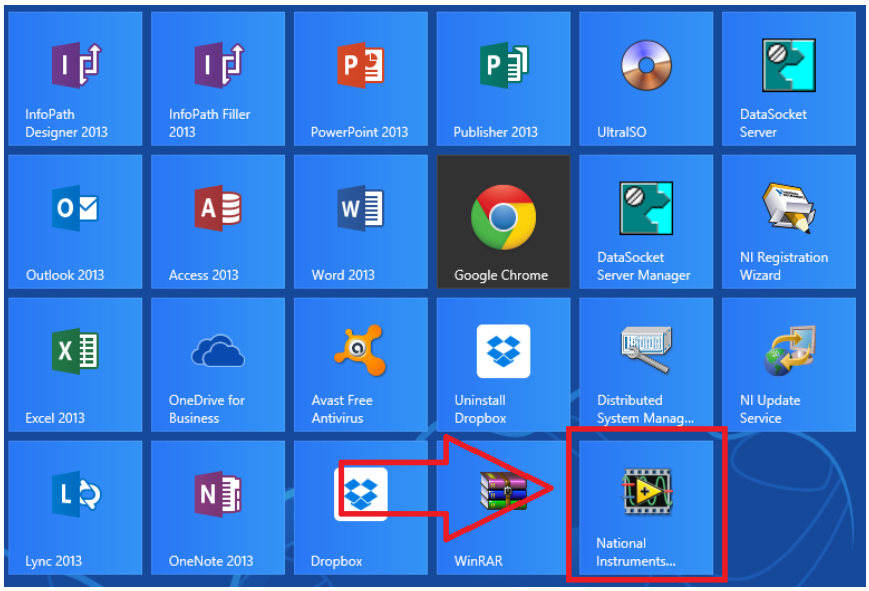


Figura 21. Ejecución del programa.

4. Seleccione las tablas que quiere visualizar (Configuración puerto, Grafica Señal, Históricos.)

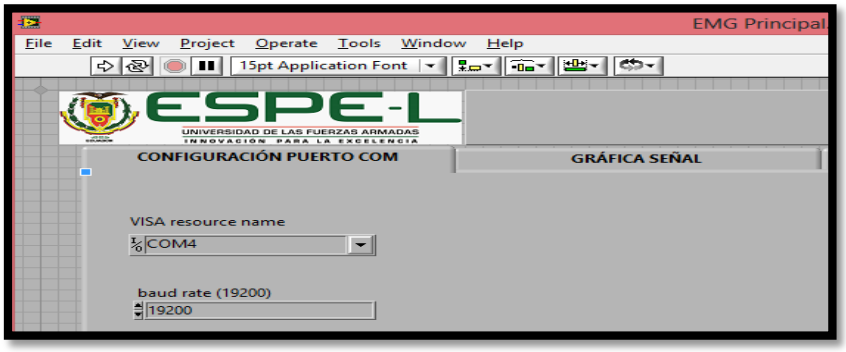


Figura 22. Tabla de visualización de pestañas

5. Mirar datos en las pestañas del software Configuración, Grafica de la señal e Históricos.

CERTIFICACIÓN

Latacunga, Febrero

ELABORADO POR:

_____

JAVIER FRIAS

C.C: 1803746757

APROBADO POR:

_____

ING. SILVA FRANKLIN

DIRECTORA DE LA CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

CERTIFICADO POR:

_____

DR. VACA RODRIGO

SECRETARIO ACADÉMICO

UNIDAD DE ADMISIÓN Y REGISTRO