



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

**TEMA: “ELECTROMIÓGRAFO CON SENSORES ACTIVOS PARA
DETERMINAR LA FUERZA DE LA MORDIDA DE UNA PERSONA”.**

AUTOR: MAZA PEÑA, SANTIAGO RAÚL

DIRECTOR: ING. PINEDA LOPEZ, FLAVIO MINOS MSC.

SANGOLQUÍ

2018



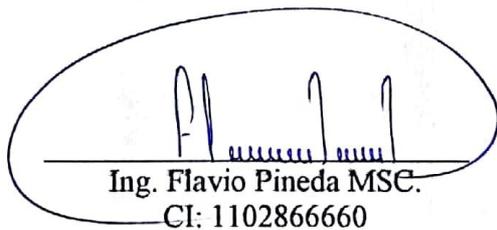
DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “ELECTROMIÓGRAFO CON SENSORES ACTIVOS PARA DETERMINAR LA FUERZA DE LA MORDIDA DE UNA PERSONA” fue realizado por el señor **Maza Peña, Santiago Raúl** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolqui, 10 de Julio del 2018



Ing. Flavio Pineda MSC.
CI: 1102866660



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Maza Peña Santiago Raúl**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“ELECTROMIÓGRAFO CON SENSORES ACTIVOS PARA DETERMINAR LA FUERZA DE LA MORDIDA DE UNA PERSONA”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas utilizadas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolqui, 10 de Julio del 2018

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Santiago Maza Peña', written over a horizontal line.

SANTIAGO RAÚL MAZA PEÑA
CI: 1718239120



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, **Maza Peña Santiago Raúl**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“ELECTROMIÓGRAFO CON SENSORES ACTIVOS PARA DETERMINAR LA FUERZA DE LA MORDIDA DE UNA PERSONA”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolqui, 10 de Julio del 2018

SANTIAGO RAÚL MAZA PEÑA
CI: 1718239120

DEDICATORIA

Este proyecto es dedicado en especial a mis padres Raúl y Myriam quienes siempre estuvieron a mi lado apoyándome ante toda adversidad quienes a pesar de las dificultades siempre supieron brindándome su amor, cariño y apoyo a todo momento; a mi hermano David que siempre supo creer en mí y pudo apoyarme cuando lo necesitaba; a Carolina por su constante apoyo, nunca rendirse en lo que formamos durante años y siempre buscar la felicidad para los dos. En todo momento a lo largo de esta carrera han sido un apoyo incondicional con su ejemplo y consejos para culminar mi formación académica. Gracias a su apoyo logre culminar esta meta tan anhelada. Les debo un eterno agradecimiento por su gran amor.

Santiago Raúl Maza Peña.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme las fuerzas, capacidad y salud para haber superado cada etapa y adversidad que ha surgido a lo largo de mi formación académica.

Con todo mi cariño y amor, agradezco a mi familia por su infinito apoyo y esfuerzo, han sido mi fuente de motivación, creyeron en mí, nunca permitieron que me rinda y siempre supieron ayudar a superarme. A mi madre Myriam por su gran amor, enseñarme a no rendirme, por darme su apoyo para nunca dejar las cosas y siempre alentarme a seguir superándome. A mi padre Raúl por todos los consejos, palabras que siempre estuvieron presentes en cada lección y motivación para seguir adelante. A mi hermano David por bríndame su apoyo. A Carolina por estar siempre a mi lado en los momentos más difíciles y apoyarme en todo momento.

Quiero agradecer a mi Director de Tesis Ing. Flavio Pineda, por su apoyo en cada etapa del proyecto, sus consejos y sabiduría fueron de gran aporte para culminar este trabajo. A mis amigos que a lo largo de la carrera en las buenas y malas estuvieron ahí, supieron dar lo mejor en cada momento y por todas las experiencias profesionales que serán de gran ayuda para el futuro.

Les agradezco infinitamente son mi razón de seguir adelante, y darme la oportunidad de crecer en lo profesional y como humano.

Santiago Raúl Maza Peña.

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIÓN	i
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT	xvii
CAPÍTULO I.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	1
1.1 ANTECEDENTES	1
1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA.....	4
1.3 ALCANCE	5
1.4 OBJETIVOS.....	8
CAPÍTULO II	9
MARCO TEÓRICO	9
2.1 INTRODUCCIÓN.-	9
2.2 CONCEPTOS GENERALES.....	9
2.2.1 INGENIERÍA BIOMÉDICA.....	9
2.2.2 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.....	10
2.2.3 SEÑALES BIOELÉCTRICAS	11

2.2.4 ELECTRODOS.....	16
2.2.4.1 Electrodos invasivos	17
2.2.4.2 Electrodos no invasivos	18
2.2.4.3 Electrodo Activo	18
2.2.4.4 Ubicación Electrodos.....	19
2.2.5 ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)	20
2.2.5.1 Características de Electromiografía	21
2.2.6 EL ELECTROMIÓGRAFO	22
2.2.6.1 Etapa de Amplificación.....	23
2.2.6.2 Etapa de Filtrado	25
2.2.6.3 Etapa de Digitalización	27
2.2.7 MÚSCULOS MASTICATORIOS	28
2.2.8 TARJETAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS.....	30
2.2.9 AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTACIÓN.....	32
2.3 ESTADO DEL ARTE.....	34
CAPÍTULO III	37
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN HARDWARE DEL PROTOTIPO	37
3.1 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO.-.....	37
3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO	38
3.3 DISEÑO SENSORES ACTIVOS.....	38
3.3.1 Diagrama de bloques de los sensores activos	39
3.3.2 Diseño de los Electrodos.....	39
3.3.3 Diseño de la etapa Acoplamiento de impedancias.....	41
3.3.4 Diseño de la etapa de Acondicionamiento de la señal.	43

3.3.4.1	Diseño etapa de Amplificación de la señal	44
3.3.4.2	Diseño etapa sensor de referencia.....	47
3.3.4.3	Diseño Filtrado de la señal.....	49
3.3.5	Esquema general de los sensores activos.....	51
3.4	DISEÑO ETAPA DE REFERENCIA	52
3.5	DISEÑO DE LA ETAPA ADQUISICIÓN DE DATOS	54
3.6	DISEÑO ETAPA DE COMUNICACIÓN	56
3.7	ETAPA DE PROCESAMIENTO Y VISUALIZACIÓN	58
3.8	DIAGRAMA ELECTRÓNICO GENERAL DEL PROTOTIPO	61
3.9	IMPLEMENTACIÓN SENSORES ACTIVOS	62
3.10	IMPLEMENTACIÓN SENSOR DE REFERENCIA	64
3.11	MONTAJE DE LOS SENSORES ACTIVOS EN UN SOPORTE POR LIGAS.	66
3.12	IMPLEMENTACIÓN DE LA TARJETA PRINCIPAL.....	67
3.11	DISEÑO DE LA CAJA	70
3.12	MONTAJE DEL PROTOTIPO EN LA CAJA.....	72
CAPÍTULO IV		77
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE DEL PROTOTIPO.....		77
4.1	INTRODUCCIÓN	77
4.2	APLICACIÓN PARA TARJETA STM32F4 DISCOVERY	78
4.2.1	Configuración Tarjeta STM32F4 Discovery	79
4.2.2	Recepción de señales EMG.....	80
4.2.3	Filtrado digital pasa bajo.....	81
4.2.4	Envío de datos Bluetooth	83
4.3	APLICACIÓN INTERFAZ GRAFICA EN LABVIEW.....	86

4.3.1 Recepción de señales EMG.....	87
4.3.2 Conversión y Visualización de señales EMG.....	89
4.3.3 Almacenamiento base de datos.....	93
4.3.4 Ejecución Programa Matlab.....	97
4.4 APLICACIÓN PROCESAMIENTO EN LA PC	100
4.4.1 Cargar señales EMG de la base de datos	101
4.4.2 Calculo valor RMS de cada contracción.....	103
4.4.3 Aplicación del modelo de conversión EMG vs FUERZA	104
4.4.4 Visualización de las señales EMG guardadas.....	105
CAPÍTULO V	107
PRUEBAS Y RESULTADOS	107
5.1. INTRODUCCIÓN	107
5.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO	107
5.2.1 Prueba de duración de baterías del Prototipo.....	107
5.2.2 Pruebas de Funcionamiento Sensores Activos.....	109
5.2.3 Pruebas de la calidad de la señal.....	111
5.3 MODELAMIENTO DE LA FUERZA.....	113
5.4 VALIDACIÓN DEL MODELO DE FUERZA VS EMG (RMS).....	120
CAPÍTULO VI.....	125
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	125
6.1 CONCLUSIONES	125
6.2 RECOMENDACIONES	128
BIBLIOGRAFÍA.....	130

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Rango de algunas de las Bio señales más usadas.</i>	11
Tabla 2 <i>Características del diseño de un electrodo.</i>	20
Tabla 3 <i>Características para un amplificador</i>	24
Tabla 4 <i>Características para Filtros de EMG</i>	26
Tabla 5 <i>Recomendación para Muestreo del A/D</i>	28
Tabla 6 <i>Características Amplificador Intrumentación LMP7704</i>	33
Tabla 7 <i>Parámetros establecidos para el diseño de electrodos superficiales</i>	40
Tabla 8 <i>Comparación Amplificadores Operacionales para acople de impedancia</i>	42
Tabla 9 <i>Comparación Amplificadores Operacionales para amplificación</i>	45
Tabla 10 <i>Características de Filtros</i>	50
Tabla 11 <i>Comparación Amplificadores operacionales etapa de referencia</i>	52
Tabla 12 <i>Comparativa de Tarjetas de Adquisición de datos</i>	55
Tabla 13 <i>Tabla comparativa entre Módulos Bluetooth</i>	57
Tabla 14 <i>Comparativa de PC para procesamiento y visualización</i>	60
Tabla 15 <i>Conexiones de los sensores activos a la caja</i>	72
Tabla 16.- <i>Conexiones de la caja a la tarjeta principal</i>	73
Tabla 17 <i>Amplitud de señales EMG y Error porcentual</i>	113
Tabla 18 <i>Datos de las pruebas RMS VS Fuerza</i>	118
Tabla 19 <i>Datos Obtenidos de las dos versiones de software implementadas</i>	122
Tabla 20 <i>Errores Porcentuales de los datos de las dos versiones</i>	123

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ubicación Sensores en músculos Maseteros y temporales	5
Figura 2. Diagrama de Bloques del proceso de las señales Bioeléctricas.....	7
Figura 3. Esquema de Conexiones al Prototipo Portable	7
Figura 4. Aplicaciones de Ingeniería Biomédica	10
Figura 5.- Potenciales de membrana en reposo en las tres condiciones.....	14
Figura 6.- Potencial de Acción registrado.....	15
Figura 7. Modelo electrónico de la interfaz Electrodo-Piel	16
Figura 8. Electrodo de Aguja	18
Figura 9. Electrodo Superficial.	18
Figura 10. Señal EMG en bruto del musculo bíceps.....	22
Figura 11. Diagrama de bloques de un sistema EMG.....	23
Figura 12. Amplificador Diferencial	25
Figura 13. Configuración seguidor de voltaje.....	27
Figura 14. Músculo Masetero (superior), Musculo Temporal (inferior).....	29
Figura 15. STM32F4DISCOVERY Layout.....	31
Figura 16. Diagrama Amplificador LMP 7704.....	33
Figura 17. Diagrama Amplificador LMP7702.....	34
Figura 18. Diagrama de bloques Hardware del Prototipo.....	38
Figura 19. Diagrama de bloques diseño de los sensores activos.....	39
Figura 20. Electrodo Superficial de Acero Inoxidable.....	41
Figura 21. Acople de impedancias	42
Figura 22. Diagrama eléctrico seguidor de voltaje para los Electroodos.....	43

Figura 23. Diagrama de bloques de las etapas Acondicionamiento de la señal EMG	44
Figura 24. Circuito Diferencial Aproximado	45
Figura 25. Diagrama Circuito Diferencial Implementado	47
Figura 26. Diagrama de Bloques sensor de referencia.....	48
Figura 27. Circuito eléctrico de Protección de Referencia.....	49
Figura 28. Filtro pasa alto a 5 Hz.	50
Figura 29. Filtro Pasa Alto de 5 Hz diseñado en FilterPro	51
Figura 30. Diagrama General de los 4 Sensores Activos y Sensor de Referencia	51
Figura 31. Diagrama electrónico Divisor de Voltaje para Offset	53
Figura 32. Diseño Circuito de Amplificador Sumador No inversor	54
Figura 33. Diagrama de bloques Tarjeta de Adquisición.....	55
Figura 34. Conexiones de Tarjeta STM32F4 Discovery	56
Figura 35. Diagrama de conexión Modulo Bluetooth HC-05	58
Figura 36. Diagrama de bloques características de etapa procesamiento y visualización	59
Figura 37. Diagrama Electrónico General del prototipo Electromiográfico	61
Figura 38. a) Circuito Electrónico Sensor Activo b) Placa PCB. c) Placa 3D.....	63
Figura 39. Electrodo Activo Construido	63
Figura 40. Sensor activo con caja de protección.....	64
Figura 41. a) Circuito Electrónico Sensor de Referencia. b) Placa PCB. c) Placa 3D.....	65
Figura 42. Sensor de Protección de Referencia	65
Figura 43. Sensor de referencia con y sin protección	66
Figura 44. Sensores Activos con ligas de soporte.....	67
Figura 45. Dimensionamiento Tarjeta PCB Principal.....	68

Figura 46. Diagrama Diseño PBC en Proteus	69
Figura 47. Diagrama Diseño PBC en 3D	69
Figura 48. Placa del Prototipo Implementado con sus elementos Electrónicos	70
Figura 49.- Dimensionamiento Caja del prototipo.....	71
Figura 50. Implementación caja prototipo Electromiógrafo	72
Figura 51. Prototipo con sus elementos Internos	74
Figura 52. Prototipo finalizado de vista frontal	75
Figura 53. Equipo Electromiográfico implementado.....	76
Figura 54. Diagrama de bloques Software general del prototipo.....	77
Figura 55. Flujograma Programación en Tarjeta STM32F4 Discovery.....	79
Figura 56. Bloque de Configuración Tarjeta STM32F4 Discovery	80
Figura 57. Bloque de configuración entradas Analógicas.....	81
Figura 58. Diseño del Filtro Pasa Bajo a 500Hz	82
Figura 59. Bloques de programación filtros digital.	83
Figura 60. Bloque de Configuración de envío de Datos	84
Figura 61. Bloque de Transmisión de datos	84
Figura 62. Diagrama Completo del Programa de la Tarjeta STM32F4 Discovery.....	85
Figura 63. Flujograma Programación Labview	87
Figura 64. Diagrama de Comunicación para los datos de entrada del Bluetooth	88
Figura 65. Datos Recibidos en la PC, verificados por HyperTerminal.....	89
Figura 66. Programa de Conversión y Visualización de Señales EMG.....	90
Figura 67. Diagrama de Bloques conversión de la Señal EMG a mV	92
Figura 68. Interfaz Gráfica de las 4 señales EMG	93

Figura 69. Diagrama de bloques de la Programación de la Base de Datos.....	94
Figura 70. Interfaz gráfica para Información del Paciente y Nombre de Base de datos	95
Figura 71. Diagrama de Bloques temporizador 20 segundo de grabación.....	96
Figura 72. Diagrama de Bloques Contador de para contracción.	96
Figura 73. Diagrama de bloques Ejecución del programa externo	97
Figura 74. Interfaz Gráfica de la presentación ELECTROMIÓGRAFO para el usuario.	98
Figura 75. Diagrama general de los bloques de programación en Labview	99
Figura 76. Flujograma Procesamiento en la PC.....	101
Figura 77. Interfaz Gráfica para visualizar Fuerza y Señales EMG de la base de datos.....	102
Figura 78. Implementación código para abrir Access y adquirir sus datos.....	103
Figura 79. Código transformación de datos “cell” a “doublé”.....	103
Figura 80. Líneas de código del cálculo RMS de contracciones EMG	104
Figura 81. Líneas de código con la ecuación modela de RMS vs Fuerza.....	105
Figura 82. Interfaz gráfica con los datos obtenidos de la fuerza y RMS de cada contracción...	105
Figura 83. Señales EMG de los cuatro músculos en estudio.	106
Figura 84. Escenario de Prueba 1.....	107
Figura 85. Escenario de Prueba 2.....	109
Figura 86. Señales EMG vistas en Osciloscopio.	110
Figura 87. Señale EMG del sensor Activo, amplitud Vpp 3.4V.....	110
Figura 88. Señal EMG ruido de base	111
Figura 89. Comparación de señales EMG.....	112
Figura 90. Escenario de Prueba 3.....	113
Figura 91. Puente de Wheatstone.....	115

Figura 92. Implementación para medir la Fuerza con Celda de carga.....	116
Figura 93. Valor RMS de la señal EMG.....	117
Figura 94. Grafica Ecuación modelado de RMS vs Fuerza	119
Figura 95. Relación típica de EMG vs Fuerza	120
Figura 96. Resultados de fuerza de una persona	121

RESUMEN

Un equipo electromiógrafo presenta un gran papel en la investigación de la actividad muscular del cuerpo humano, en especial para evaluación de pacientes que sufren trastornos musculares, la mayoría de equipos utilizan electrodos desechables que pueden ser ubicados en cualquier parte de cuerpo humano y solo se especializan en músculos grandes. El objetivo principal del presente trabajo de titulación es el desarrollo de un prototipo Electromiográfico con sensores activos para los dos músculos masetero y dos músculos temporales, con las investigaciones realizadas el prototipo es capaz de evaluar la fuerza producida por dicho músculos. Para el desarrollo de este estudio se elaboraron los sensores activos con micro integrados LMP7704 y LMP7702 para reducir el tamaño de cada sensor y ajustarlo al pequeño tamaño de los músculos temporales y maseteros, ubicándolos en la posición indicada de cada musculo para que no se muevan dichos sensores activos, con esto poder eliminar interferencias producidas por movimientos mecánicos o interferencias externas. Los sensores activos contienen los electrodos construidos de acero inoxidable los cuales están en una configuración bipolar para realizar una amplificación diferencial la cual aumenta la capacidad de eliminación de las señales en modo común. Las señales EMG obtenidas por los sensores activos y el prototipo Electromiográfico, se procesaron obteniendo el valor cuadrático medio (RMS) de cada contracción realizada por la mandíbula, con esos datos registrados se obtuvo un modelo que relaciona la amplitud RMS vs Fuerza, el modelo obtenido es representado por una ecuación lineal.

PALABRAS CLAVE:

- **ELECTROMIOGRAFÍA**
- **SENSORES ACTIVOS**
- **FUERZA MANDIBULAR**
- **VALOR CUADRÁTICO MEDIO**

ABSTRACT

An electromyography team has the great role of researching the muscular activity of the human body, especially the evaluation of patients suffering from muscular disorders, most of the equipment uses disposable electrodes that can be located in any part of the human body and are only specialized in large muscles. The main objective of the present degree work is the development of an Electromyographic prototype with active sensors for the two masseter muscles and two temporal muscles, with the research carried out the prototype is able to evaluate the force produced by these muscles. For the development of this study, active sensors with micro integrated LMP7704 and LMP7702 were developed to reduce the size of each sensor and adjust it to the small size of the temporal and masseter muscles, locating them in the indicated position of each muscle so that they do not move. This will allow the elimination of interferences produced by mechanical movements or external interferences. The active sensors contain the electrodes made of stainless steel which are in a bipolar configuration to perform a differential amplification, increasing the capacity of elimination of the signals in common mode. The EMG signals obtained by the active sensors and the Electromyographic prototype were processed obtaining the root mean square value (RMS) of each contraction performed by the jaw. With these recorded data, a model was obtained that relates the amplitude RMS vs. Force, the model obtained is represented by a linear equation.

KEYWORDS:

- **ELECTROMIOGRAPHY**
- **ACTIVE SENSORS**
- **BITTED FORCE**
- **MEDIUM QUADRATIC VALUE**

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1 ANTECEDENTES

El laboratorio de instrumentación Biomédica de la universidad de las fuerzas armadas ESPE, dispone de equipos de Electrocardiografía, Esfigmomanómetros, Estetoscopios y equipos de medición como osciloscopios, fuentes y generadores, para el desarrollo de las prácticas relacionadas con el funcionamiento de los sistemas fisiológicos del cuerpo humano, impartida a los estudiantes de instrumentación biomédica.

En este laboratorio se han desarrollado algunos proyectos como equipos de fototerapia, equipos de rehabilitación, etc. dentro de las líneas de investigación. En la actualidad se desea incursionar en el campo de la odontología para dar soporte a los médicos odontólogos en el análisis de los parámetros que influyen en la mordida de las personas utilizando sistemas de instrumentación biomédica acondicionados para este sistema.

Una de las investigaciones realizadas sobre la fuerza de la mordida por medio de una Electromiografía (EMG) fue realizada por Fausto Bérzin Docente de la UNICAMP en São Paulo - Brasil y Cesar Amorim, Ingeniero en São Paulo - Brasil, en el año del 2008, según los datos Electromiográficos en ambos lados del musculo masetero mandibular y por medio de electrodos pasivos conectados a un preamplificador de ganancia x20 forman un diferencial de potencial, obteniendo datos que demostraban una asimetría muscular y como la intensidad de la contracción. (M.J.P. Coelho-Ferraz, 2008)

Varias investigaciones se han desarrollado para el análisis de la mordida en las personas, así es el estudio realizado sobre la fuerza de la mordida por medio de Electromiografía (EMG)

desarrollado por A Manns, R Miralles, C Palazzi, en USA, en el año 2010, determinaron la relación de actividad electromiografía (EMG) con la fuerza de mordida y la elongación muscular, durante las contracciones isométricas del musculo masetero. De los resultados obtenidos registraron que la fuerza de la mordida va entre 10 y 20 Kg. Las grabaciones de la fuerza de mordida manteniendo la constante de EMG muestran que la fuerza de mordida aumenta hasta cierto rango de apertura de mordaza y luego disminuye a medida que se aproximan a la apertura de la mordaza. (A Manns, 2010)

De las investigaciones realizada sobre la fuerza de la mordida por los docentes Y.González , L.R. Iwasaki , W.D. McCall, Jr. , R. Ohrbach ,E. Lozier , de la Universidad de Buffalo, USA, en el año 2011, se determino la fiabilidad de la actividad EMG en relación con la fuerza estática de la mordida de los seres humanos. De estos datos obtenidos demostraron que las mediciones de mordida eran fiables para los músculos temporal y masetero, con ello apoyan el uso de mediciones para los resultados de estimación y validación de modelos mecánicos de sistema masticatorio. (Y. Gonzalez, 2011)

El principal musculo que mueve la mandíbula de una persona es el musculo Masetero y es importante estudiarlo para tener un buen concepto de cómo utilizarlo, tal como lo realizaron Behrouz A, Ali Ghanjal, Azadeh B, Monireh M y Boshara H, estudiantes en Tehran, Iran, en el año 2011, en el cual determinaron que los dolores de la cabeza influyen en la actividad del dicho musculo, evaluando la tendencia de nivel de energía electromiografía (EMG) del musculo masetero durante ciclos de apriete abierto en la migraña. Para la toma de datos realizaron una eliminación de ruido, suavizado, extracción de características y análisis estadísticos, en el cual demostró diferentes cambios en la distribución de energía de la actividad del musculo masetero. (Martinez, 2011)

Las investigaciones acerca de EMG en la mandíbula consisten en demostrar cuales de los músculos son los mejores para determinar la fuerza por medio de una electromiografía, como lo hicieron Duygu Koc, Arife Dogan, Bulent Bek y Meryem Yucel, miembros de la facultad de odontología, Ankara Turquía, en el año 2012, en el cual determinaron que la mandíbula puede conducir a cambios de fuerza de la mordedura en los EMG. Dando a conocer la influencia inmediata de tres diferentes dimensiones verticales oclusales sobre la fuerza de la mordida máxima y las actividades EMG de los músculos masetero y temporal anterior. (Koc, Dogan, Bek, & Yucel, 2012.)

La fuerza producida por la mandíbula puede desequilibrar fuerzas de otros músculos, como la del brazo, la investigación realizada por Khoa T, Hoa Le, Hai Nguyen y Toi Vo, estudiantes de la Universidad de Vietnam, en la Ciudad de Ho Chi Minh en Vietnam, en el año 2012, determino que la relación entre la oclusión dental y la fuerza del brazo provoca un desequilibrio en la mandíbula que puede causar perdida de la fuerza del brazo. Con ello registraron las fuerzas máximas con pull-down en sus manos mientras mordían un espaciador en los dos lados de la mandíbula, por medio de una electromiografía (EMG) detectaron la fuerza de la mandíbula, el cuello y los músculos del brazo dando una información útil sobre la perdida de la fuerza de los brazo debido a los efectos biomecánicos del desequilibrio en el mecanismo de la mandíbula. (Khoa, Hoa Le Minh, & Van, 2012)

Una de las investigaciones realizadas por Anna Gruebler Estudiante de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Essex en el Reino Unido y Kenji Suzuki, del centro de investigación Cibernética de la Universidad de Tsukuba en Japón, en el año 2014, realizaron un dispositivo portátil para leer expresiones faciales con señales fisiológicas. Según la señal electromiografía de

alta amplitud se demuestra el área de baja movilidad facial en el lado de la cara, con ello lograron detectar las expresiones faciales de una persona. (Anna Gruebler, 2014)

La investigación realizada por Arionobu Nijima y Takefumi Ogawa en la Universidad de Tokyo Japon en el año de 2016, consiste en detectar la textura de alimentos virtuales mediante el uso de la estimulación muscular de la mandíbula, detectando en la mordedura y según una base de datos de texturas de alimentos, todo esto por medio de sensores de una electromiografía para medir la textura de los alimentos por medio de la amplitud y el ancho de pulso de la electromiografía (EMG). (Arinobu Nijima, 2016)

1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

El presente proyecto se justifica por la implementación de sensores activos superficiales para la detección de la actividad eléctrica específicamente en los músculos masetero y temporal que intervienen en la mordida de la persona, reduciendo de esta forma el ruido que se genera por las interferencias, por lo tanto toda la instrumentación es diseñada para ubicarla de la manera más pequeña posible, teniendo como ventaja la reducción de ruido por movimientos con los sensores.

El aporte en la adquisición de señales Electromiografías serán la captación de la actividad eléctrica en estos músculos relativamente pequeños, sin interferencias mediante el uso de sensores activos y con ello obtener los suficientes datos para calcular la fuerza de cada musculo y una fuerza en general de la mordida, por ello es importante el correcto diseño de todo el Hardware requerido para la implementación del sistema de instrumentación que enviara vía Bluetooth la señal captada por los sensores activos en los músculos masetero y temporal al computador, el cual dispondrá de una interface gráfica para visualizar y almacenar la información captada del paciente, necesaria para verificar los datos y comprobar que todo funciona correctamente.

Como aporte y de gran importancia será la manera de calcular la fuerza de la mordida, ya que es complicado colocar pesos en la mandíbula para poder saber la capacidad máxima de fuerza que puede alcanzar, se analizará las señales electromiográficas utilizando un método de análisis para detectar dichas fuerzas.

1.3 ALCANCE

El prototipo a desarrollarse en el presente proyecto dispondrá de 4 canales para la adquisición de la actividad eléctrica de los dos músculos temporales y dos músculos maseteros que generan la mordida en las personas a través de sensores activos que utilicen amplificadores y filtros integrados en el sensor, el prototipo será portátil y utilizará una comunicación Bluetooth para la transmisión de datos al computador, en el cual se implementará una interfaz gráfica desarrollada en LabVIEW que mostrará la actividad eléctrica de cada uno de los músculos en tiempo real, otra interfaz gráfica que muestren las fuerzas ejercidas de cada músculo y una en general sobre la fuerza de la mordida, estos datos podrán ser capturados y almacenados. Con los datos obtenidos del paciente se generaran registros o archivos en el computador para que el usuario pueda transportarlos a otro dispositivo.

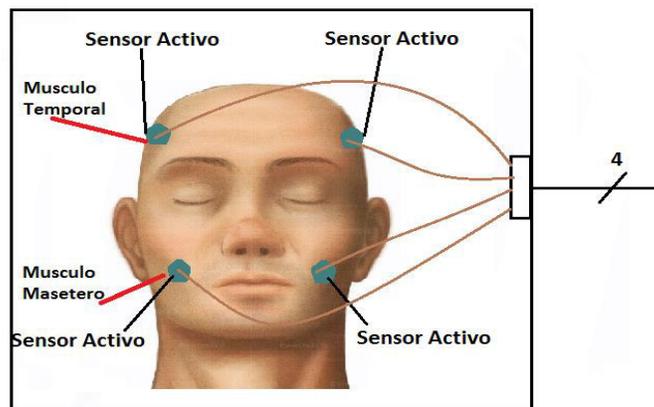


Figura 1. Ubicación Sensores en músculos Maseteros y temporales

Los músculos a utilizar en estas mediciones son los músculos temporal y masetero ubicados como se muestra la Figura 1, el musculo masetero es el capaz de realizar el movimiento de la mandíbula, por lo que tendrá una mayor señal que el musculo temporal. Las señales que se generen por estos músculos serán amplificadas y filtradas para tener una señal más nítida, eliminando ruidos e interferencias producidos por movimientos, por lo que toda la instrumentación realizada para los sensores serán ubicados en una sola placa PCB.

Para la instrumentación de los sensores se utilizara los integrados LMP7704, con dicho integrado se amplificara la señal obtenida por cada musculo, se utilizara el integrado por su pequeño tamaño, alta ganancia de amplificación y CMRR de 130dB.

Las cuatro señales obtenidas por los sensores viajaran por cables blindados hasta el prototipo portable, en el cual estará ubicado el micro controlador; será seleccionado la tarjeta STM32F4 Discovery por su velocidad de procesamiento, necesario para el procesamiento de las 4 señales, y la implementación de los filtros necesarios para tener una señal más nítida, su gran velocidad de procesamiento será eficaz para el procesamiento de las señales y poder enviar y visualizar los datos en tiempo real, evitando cualquier retraso producido. El prototipo además tendrá una fuente de alimentación independiente para los circuitos ya dichos y tendrá una comunicación por Bluetooth la cual será necesaria para enviar los datos hasta un computador para poder ser visualizados gráficamente en una interface de LabView, la característica principal del módulo Bluetooth tiene que ser la velocidad de transmisión para este caso de 2.4G Hz, suficiente para una buena comunicación y visualización en tiempo real de los datos obtenidos por los sensores, tal como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 2.



Figura 2. Diagrama de Bloques del proceso de las señales Bioeléctricas

La potencia de la señal variara según la cantidad de fuerza que produzca los músculos es decir la fuerza de la mordida y para ello se tendrán 3 tipos de fuerza que se los dividirá en suave, media y fuerte, con ello se lograra clasificar la cantidad de fuerza empleada y poder analizar de mejor manera las señales electromiografías obtenidas. En las señales Electromiográficas se podrán calcular el valor cuadrático medio (RMS), con ello obtendremos la potencia de la señal EMG y relacionarla con la fuerza muscular empleada en la mordida, para la verificación de los resultados se utilizara un sensor de presión que nos indicara la fuerza empleada en la mordida.

Para obtener mejores resultados el universo de muestras que se van a realizar será de 15 personas adultas mayores de 20 años y con su dentadura completa, con ello obtener resultados óptimos y verificar que las pruebas realizadas son correctas para todo tipo de personas.

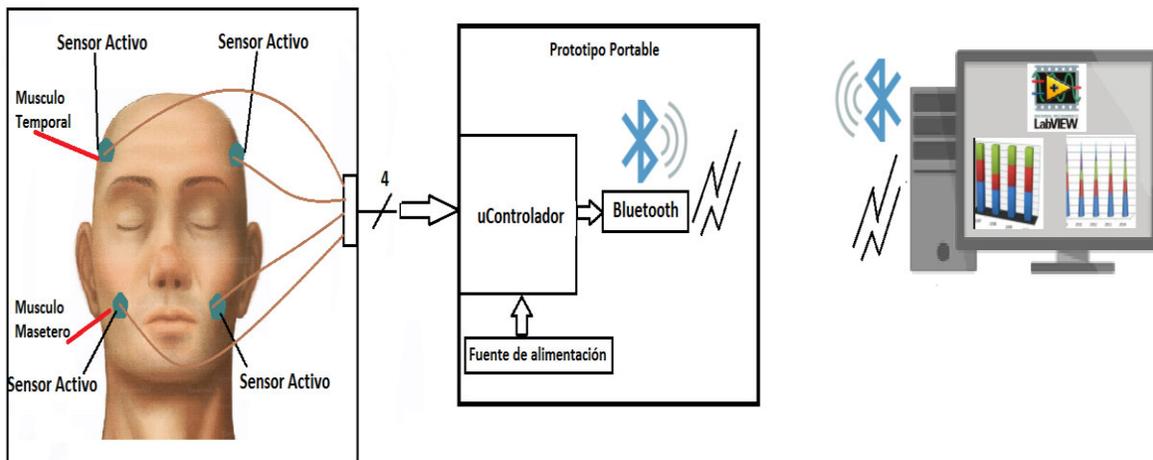


Figura 3. Esquema de Conexiones al Prototipo Portable

Finalmente los datos graficados en la interface de LabView se mostraran los rangos y descripción de cada uno de los músculos medidos y uno en general, en cual determine la fuerza total de la mordida. La Figura 3 se muestra el diagrama de bloques de conexión del equipo Electromiográfico hacia el computador.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

- Diseñar e implementar un prototipo de electromiógrafo para medir la fuerza de la mordida en personas, empleando 4 electrodos activos que permitan captar la actividad muscular en la mordida.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar el estado del arte de dispositivos que midan la fuerza de la mordida en las personas.
- Diseñar e implementar los electrodos activos mediante el arreglo de amplificadores de instrumentación.
- Diseñar e implementar el prototipo de adquisición los datos obtenidos por los electrodos activos.
- Diseñar la interface de Software en la plataforma de LabVIEW
- Realizar las pruebas del prototipo que permitan validar el correcto funcionamiento del prototipo Electromiográfico.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 INTRODUCCIÓN.-

En este Capítulo explica una introducción a los conceptos básicos tratados de la fisiología de los músculos del cuerpo humano enfocado en la actividad muscular, la transmisión de señales bioeléctricas producidos por los potenciales de acción de la contracción muscular.

Las herramientas y conceptos generales para la implementación de este proyecto, serán detallados y explicados para un mejor análisis al concluirlo.

2.2 CONCEPTOS GENERALES

2.2.1 INGENIERÍA BIOMÉDICA

La ingeniería biomédica es una rama de la ingeniería que aplica los conocimientos, principios y métodos propios de la ingeniería a la solución de problemas de la biología y medicina, permitiendo así la mejora en métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes (Valencia, 2012). Lo que quiere decir que es la aplicación de la ingeniería y la Biología para poder utilizar de forma más compleja al unir las dos ciencias para el beneficio de una persona.

La ingeniería Biomédica reúne los principios, métodos y técnicas propias de la ingeniería y la física, para dar solución a los problemas existentes y emergentes en Medicina, Biología y Tecnología Biosanitaria (Unab, 2010). Utilizando dichas técnicas con la ingeniería se ha logrado desarrollar grandes equipos biomédicos que han facilitado la comprensión clara y sencilla de los sistemas del cuerpo humano.

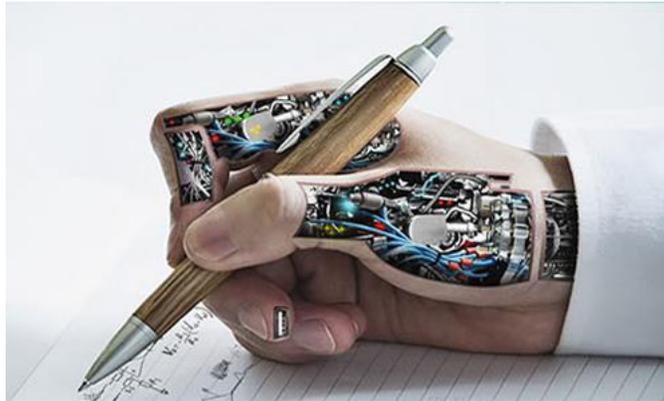


Figura 4. Aplicaciones de Ingeniería Biomédica
Fuente: (ULA, 2012)

La definición de “Bioingeniería” parte del prefijo “bio” que significa vida. La “Bioingeniería” puede subdividirse en diferentes áreas como la Bioelectrónica o biomecánica. La Bioelectrónica es la rama de la ingeniería electrónica que se aplica a los seres vivos en lugar de los componentes físicos (Electrónicos). (Navarro, 2012)

2.2.2 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

La instrumentación biomédica trata sobre los instrumentos empleados para obtener información a aplicar energía a los seres vivos, y también a los destinados a ofrecer una ayuda funcional o a la sustitución de funciones fisiológicas. Existen equipos o instrumentos para diagnóstico, monitorización, terapia, electrocirugía y rehabilitación. (Navarro, 2012)

Por medio de la instrumentación biomédica se han diseñados equipos que detectan señales bioeléctricas del cuerpo humano, dando así a conocer más a fondo las maneras para tratar enfermedades o poder determinar síntomas con anticipación.

La Bioinstrumentación obtiene medidas de variables fisiológicas de seres vivos para su posterior procesamiento y obtención de resultados que determina el estado del mismo. (Navarro, 2012)

2.2.3 SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Las señales Bioeléctricas son propias del sistema biológico, las cuales mediante ciertas condiciones pueden generar una diferencia de potencial por medio de células excitables.

Hay potenciales eléctricos a través de las membranas de prácticamente todas las células del cuerpo. Además algunas de las células nerviosas y musculares, son capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes en sus membranas, y estos impulsos se utilizan para transmitir señales a través de las membranas de los nervios y de los músculos (Hall, 2011).

Los biopotenciales, se originan en la membrana externa de las células excitables, tales como las que componen el tejido nervioso o muscular. Estas señales eléctricas de origen iónico, se propagan a través de los tejidos circundantes que funcionan de conductor de volumen, y pueden ser detectadas en la superficie del cuerpo mediante electrodos, Estas señales son de reducida amplitud y deben ser amplificadas para poder procesarlas o registrarlas (Spinelli, 2015).

Los potenciales bio-eléctricos en realidad son potenciales iónicos que son producidos por la actividad electroquímica. Puesto que cada tipo de señal presenta una característica eléctrica distinta, como su rango de amplitud y frecuencia como lo muestra la Tabla 1, la medida de esta actividad da información sobre su funcionamiento para el diagnóstico a partir de registros.

Tabla 1

Rango de algunas de las Bio señales más usadas.

Bioseñal	Definición	Rango Amplitud	Rango Frecuencia
Electrocardiograma(ECG)	Actividad eléctrica cardiaca	0.5 – 4 mV	0.01-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 – 300 uV	DC-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica	10 uV – 1 mV	DC-1 Hz

CONTINÚA 

	gástrica		
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 – 5 mV	DC-10 kHz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 – 3 mV	DC-1 kHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-cornea	50 – 3500 uV	DC-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 – 900 uV	DC-50 Hz
Fonocardiograma (PCG)	Sonidos cardiacos	80 dB (Rango dinámico) 100 uPa (umbral)	5-2000 Hz
Flujo Sanguineo	Flujo Sanguíneo	1-300 ml/s	DC -20 Hz
Gasto Cardíaco	Cantidad de sangre bombeada por el corazón el unidad de tiempo	4-25 litros/minuto	DC -20 Hz
pH sanguíneo	Medida del pH en sangre	6.8 – 7.8 unid. pH	DC -2 Hz
Pletismografía	Medida del cambios de volumen	Depende del órgano medido	DC – 30 Hz
Pneumotacografía	Medida del flujo respiratorio	0 – 600 litros/minuto	DC – 40 Hz
Potencial acción	Potencia característico de diferentes tipos de células	100 mV	2 kHz
Potenciales evocados (EP)	Respuestas cerebrales evocados por estímulos sensoriales	0.1 – 10 uV	0.5 – 3 kHz
Presion arterial	Presión sanguínea arterial	10 – 400 mm Hg	DC - 50 Hz
Presion venosa	Presión sanguínea venosa	0 – 50 mm Hg	DC – 50 Hz
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	Potencial generado por la actividad de las glándulas sudoríparas de la mano	1 – 500 kΩ	0.01 – 1 Hz

Fuente: (Martinez, 2011)

2.2.3.1 Generación de potenciales Bioeléctricos

Rodeando a las células del organismo están los líquidos orgánicos. Dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados o iones. Los iones principales son sodio (Na⁺), potasio (K⁺) y cloruro (Cl⁻). La membrana de las células excitables, inicialmente permite fácilmente la entrada de iones de potasio y cloruro, pero bloquea eficazmente la entrada de iones

de sodio. Al momento de recibir una excitación externa, la membrana cambia su composición y permite la entrada de los iones sodio (Flavio Pineda, 2014).

2.2.3.2 Potencial de Reposo

La membrana celular está compuesta de un complejo lipoproteínico muy delgado, generalmente impermeable a las proteínas e iones existentes en el interior de la célula. La diferencia de permeabilidad entre estos iones se debe fundamentalmente a la presencia de “porros” o canales selectivos a cada tipo de iones. El hecho de disponer dos medios diferentes (interno y externo a la célula) separados por una membrana con estas características implica la aparición de dos flujos de los iones a través de la membrana. El flujo de difusión se debe a la diferencia de concentración a ambos lados de la membrana, y alcanzaría un estado estacionario cuando se igualan las concentraciones (Martinez, 2011).

Los factores importantes que establecen el potencial de membrana en reposo normal de -90 mV son los siguientes:

- Cuando el potencial de membrana esta producido totalmente solo por la difusión de iones potasio, por los canales abiertos del potasio (K+) en el interior y exterior de la membrana por el elevado cociente de los iones potasio, el potencial de Nernst en de -94mV (potencial en reposo interior de la fibra). Figura 5.A (Hall, 2011)
- Cuando el potencial de membrana está producido por la difusión de los iones de sodio y potasio, por el cociente de los iones sodio desde el interior hasta el exterior el potencial de Nernst en el interior de la membrana es de +61mV y -94mV según si la membrana es muy permeable al potasio pero solo ligeramente permeable al sodio contribuirá más al potencial de membrana de difusión del sodio. Figura 5.B (Hall, 2011)
- Cuando el potencial de membrana está producido por la difusión de los iones sodio y potasio

más el bombeo de estos dos iones por la bomba Na⁺ y K⁺. Se produce un bombeo continuo de tres iones sodio hacia el exterior por cada dos iones potasio que se bombean hacia el interior de la membrana. El hecho de que se bombeen más iones sodio hacia el exterior que iones de potasio hacia el interior da lugar a una pérdida continua de cargas positivas desde el interior de la membrana; esto genera un grado adicional de negatividad (aproximadamente -4mV más). Por lo tanto el potencial de membrana neto cuando actúan todos estos mecanismos a la vez es de aproximadamente -90mV. Figura 5.C (Hall, 2011)

El potencial en reposo es equilibrio que mantiene en ambos lados la membrana, con un potencial negativo en el interior, también se dice que la célula esta polarizada.

Por lo tanto los potenciales de difusión aislados que produce la difusión del sodio y del potasio darían un potencial de membrana de aproximadamente -86mV, casi todo determinado por la difusión de potasio. Además se generan -4mV adicionales al potencial de membrana por la acción continua de la bomba de Na⁺ y K⁺ electrógena, generándose un potencial neto de membrana de -90mV. (Hall, 2011)

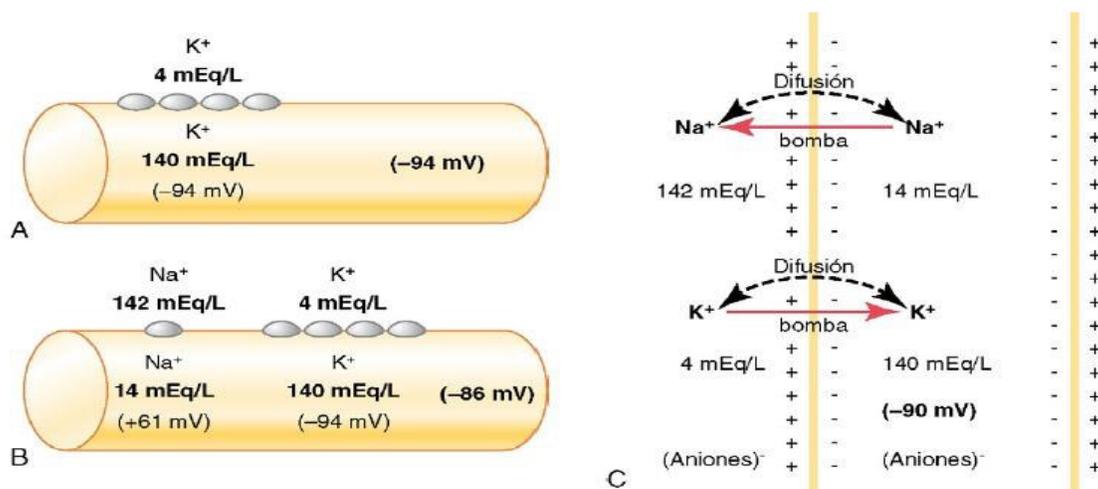


Figura 5.- Potenciales de membrana en reposo en las tres condiciones.
Fuente: (Hall, 2011)

2.2.3.3 Potencial de Acción

Para que se produzca un potencial de acción se estimula a la célula el cual produce cambios característicos en la permeabilidad a los diferentes iones que presenta durante el potencial en reposo. Estas modificaciones afectan especialmente a las permeabilidades del Na⁺ y K⁺.

Tras la estimulación, al incrementarse la permeabilidad al Na⁺, la membrana comienza admitir este tipo de iones. La entrada de estos hace a si vez más permeable, produciéndose un efecto de avalancha una gran cantidad de Na⁺ entra en la célula, desalojando a algunos K⁺, pero solo en una pequeña proporción. El efecto neto es que la célula queda cargada positivamente (despolarizada), a un valor aproximadamente +20 mV. Este valor se denomina como potencial de acción. (Martinez, 2011)

Una vez alcanzado este nuevo estado de equilibrio, la membrana vuelve a impedir la entrada a nuevos iones. La evacuación del mismo (proceso de repolarización), está asociado a la dependencia temporal de la nueva permeabilidad de la membrana, que retorna al cabo de cierto tiempo a sus características iniciales, y por tanto a las concentraciones en reposo. (Martinez, 2011)

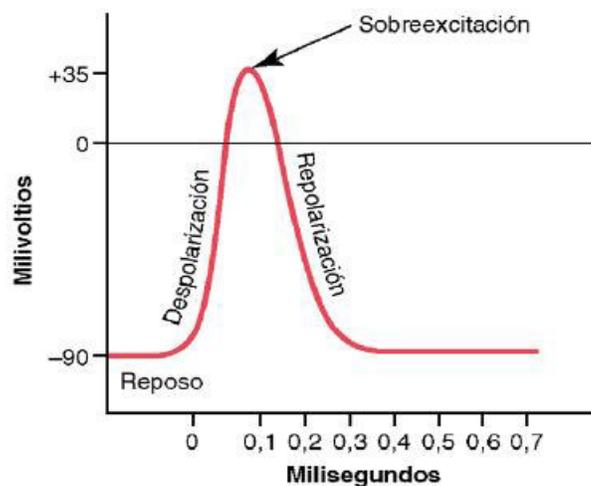


Figura 6.- Potencial de Acción registrado.
Fuente: (Hall, 2011)

2.2.4 ELECTRODOS

Los electrodos para grabaciones de biopotenciales esta diseñados para obtener la señal de interés de forma selectiva a la vez que se reduce el potencial para recoger ruido. El diseño debe ser pragmático para reducir los costos y permitir una buena fabricación y un uso confiable a largo plazo. Estas consideraciones prácticas determinan si se utilizan electrodos de alta calidad pero reutilizables hechos de plata u oro o electrodos desechables. (Nitish, 1999)

Los electrodos son los principales elementos que detectaran la actividad eléctrica muscular de una persona, por ello la calidad de las señales EMG depende del contacto entre la superficie de la piel y los electrodos. El modelo eléctrico generado entre el contacto electrodo –piel, determina la existencia de cierta impedancia entre ese contacto, considerando la presencia del gel electrolítico. La Figura 7 no indica en la parte izquierda una representación del contacto entre el electrodo y la piel y en la parte derecha el equivalente del circuito eléctrico de dicho contacto.

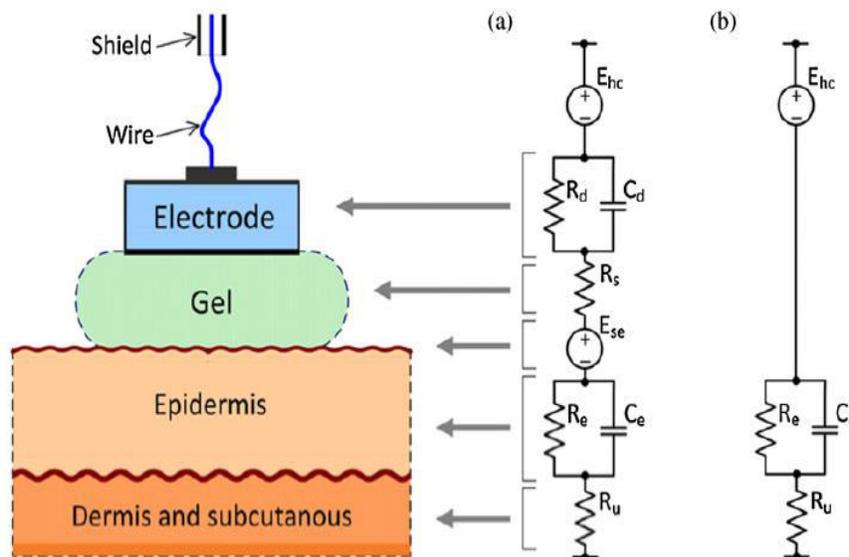


Figura 7. Modelo electrónico de la interfaz Electrodo-Piel
Fuente: (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013)

En la todos los sistemas del cuerpo humano se pueden encontrar biopotenciales, pero en la mayoría son difíciles de medir o que no tienen aplicaciones médicas, pero otras son muy importantes para diagnosticar enfermedades y todo esto es por medio de electrodos, los más comunes utilizados son desechables de plata (Ag). Algunas de las señales bioeléctricas más comunes que se utilizan se muestran en la Tabla 1.

Las señales eléctricas asociadas a la actividad de los sistemas biológicos pueden ser medidas mediante un tipo especializado de electrodos, conocidos como electrodos biopotenciales. Su nombre se debe a que dichos electrodos tiene como entradas los potenciales iónicos, producidas como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo de células excitables, como se explica en el apartado anterior. En otras palabras los electrodos biopotenciales convierten corrientes iónicas en corriente eléctricas. (Neuman, 2012)

Se tiene dos tipos de electrodos para registrar señales eléctricas, electrodos de superficie y electrodos de aguja, Dependiendo de la medición que se desea realizar se selecciona el tipo de electrodo.

2.2.4.1 Electrodo invasivos

Los electrodos invasivos son aquellos que necesariamente deben traspasar la piel y hacer contacto con el musculo de estudio como lo es uno de ellos el electrodo de aguja, que tiene una amplia calidad para observar las componentes de un EMG. La Figura 8 indica las componentes de un electrodo de aguja.

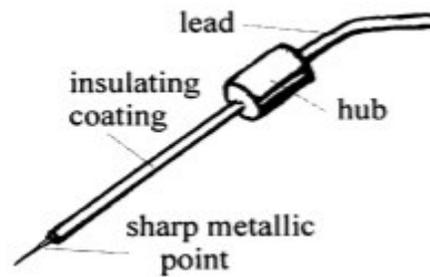


Figura 8. Electrodo de Aguja
Fuente: (Nitish, 1999)

2.2.4.2 Electrodo no invasivos

Los electrodos no invasivos son aquellos que se colocan encima de la piel, es decir q no es ingresado al organismo, estos electrodos por lo general disponen de adhesivos para sujetar a la piel y no se produzcan ruidos por movimientos; además tiene una capa de gel conductor de Ag/AgCl para una mejor detección de señales. La Figura 9 muestra la forma de un electrodo superficial.

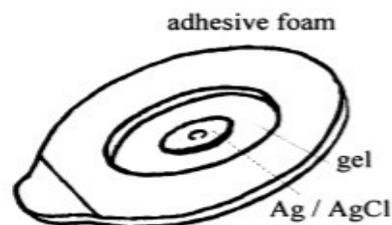


Figura 9. Electrodo Superficial.
Fuente: (Nitish, 1999)

2.2.4.3 Electrodo Activo

La construcción del electrodo activo seco está basado en un circuito con un amplificador de instrumentación, adaptado en electrodos secos superficiales, para mejorar el acoplamiento de la impedancia, con la finalidad de captar mejor la señal y reducir el ruido con el cual se permiten detectar señales de biopotenciales en lapsos prolongados de tiempo, disminuyendo el tiempo de colocación de los electrodos. La contribución principal en la unión del amplificador de

instrumentación con el electrodo seco, con el mismo circuito, evitando interferencias y acondicionando una señal con amplitud adecuada hacia la siguiente etapa de adquisición de datos. (Flores, Morales, Samano, San-Pablo, & Ceballos, 2017)

2.2.4.4 Ubicación Electrodo

La ubicación de los electrodos lo ha definido la Electromiografía superficial para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM) que es un consenso multinacional que abarca importantes aspectos sobre las señales EMG. La ubicación de los electrodos para un estudio de electrodos superficiales (EMGs) es crucial por dos puntos para obtener una calidad de señal óptima siempre con un buen sistema de registro. De acuerdo con las recomendaciones de SENIAM se pueden colocar los electrodos longitudinales o transversales:

- Longitudinal: SENIAM recomienda ubicar el electrodo bipolar en la zona media del musculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envia el impulso eléctrico al musculo (Aproximadamente línea media del musculo) y el tendón distal.
- Transversal: SENIAM recomienda ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del musculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del musculo. (Stegeman & Hermens)

La distancia entre electrodos (Distancia entre los centros de las áreas de conductividad de los electrodos) también está definida por la normativa de SENIAM:

Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.

Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre ellos no debe superar $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular. De esta

forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares (Gonzales, 2010). La Tabla 2 nos indica un resumen de las características necesario para el diseño de un electrodo.

Tabla 2

Características del diseño de un electrodo.

ELECTRODOS	
Tamaño Electrodo	Diámetro < 10mm
Distancia electrodo	<20 mm, o < 1/4 de la longitud del musculo, el que sea más pequeño.
Posición electrodo	Entre la zona de inervación más distal y el tendón distal. Entre la zona de inervación más proximal y el tendón próximo; no sobre una zona de invasión.
Posición electrodo de referencia	Muñeca, tobillo, proceso espinoso de C7 u otra área eléctricamente inactiva.

Fuente: (Merletti & Parker, 2004)

2.2.5 ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

La Electromiografía estudia la actividad eléctrica muscular. La activación de cada fibra del musculo produce en respuesta a un potencial de acción transmitida a través de la fibra nerviosa motora (axón), que inerva la fibra muscular. La combinación de la célula nerviosa motora en la espina dorsal, su axón, y las fibras musculares que inerva forma la unidad funcional básica del sistema muscular, y es denominada unidad motora. Cuando el potencial de acción nervioso alcanza la unión compuesta de tejido especializado entre el nervio y musculo, cierta cantidad de trasmisor químico se produce, convirtiendo el potencial de acción nervioso en otro muscular que se propaga por la fibra muscular completa. (Martinez, 2011)

La electromiografía es el estudio de la actividad de los músculos esqueléticos, está constituida por los potenciales bio eléctricos asociados con la actividad muscular. Proporciona información útil acerca del estado fisiológico de los músculos y sus nervios (Marcombo, 1988)

Las fibras musculares generan actividad eléctrica cuando los músculos están activos. Las señales EMG se registran colocando electrodos cerca del grupo muscular. Las señales de EMG registradas de esta manera han demostrado dar una indicación aproximada de la fuerza generada por el grupo muscular. Los electrodos utilizados para tales aplicaciones deben ser pequeños y bien conectados. (Nitish, 1999)

2.2.5.1 Características de Electromiografía

A una señal EMG se logra observar por su medición de la superposición de los potenciales de activación de las unidades motoras es decir una señal en bruto, es decir q no es procesada ni filtrada.

Se la puede dividir en dos partes:

- Musculo en Reposo: En su línea base, que es cuando el musculo esta relajado o no realiza ninguna contracción y la señal EMG está casi libre de ruido. La línea base de la señal depende de la calidad del amplificador, ruido ambiental y las condiciones para detectar la señal. Con una adecuada amplificación y apropiada preparación de la piel, el promedio de la línea base de la señal EMG no debería pasar los 5uV. (Konrad, 2006)
- Contracción del Musculo: En la contracción muscular se producen picos de potencial de forma estocástica, haciendo imposible reproducir de forma exacta el registro del evento. La contracción muscular hace referencia a la tensión desarrollada por el musculo al recibir la señal de activación o activación muscular. (Konrad, 2006)

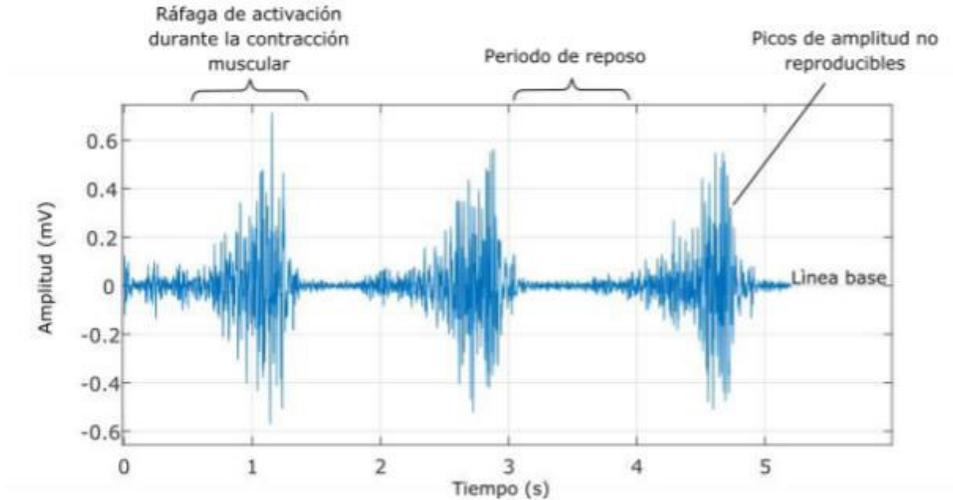


Figura 10. Señal EMG en bruto del músculo bíceps.
Fuente: (Konrad, 2006)

La amplitud de las señales EMG están ubicadas en el rango de 0 a 5 mV y dentro de un rango de frecuencias de 20 a 500 Hz. Las señales EMG son muy sensibles al ruido de fuentes internas o externas, por lo tanto es necesario procesar las señales para poder visualizar las señales con precisión. El ruido que genera las fuentes electromagnéticas como radio y televisión, bombillas de luz, etc, por lo general se encuentran en la frecuencia de 60 a 50 Hz, correspondiente a la radiación emitida por la red eléctrica y los dispositivos conectados a ella. El movimiento del dispositivo produce un ruido que afecta la señal EMG, esto se encuentra dentro de un rango de frecuencia de 0 a 20Hz. Se produce por la interfaz de la superficie del electrodo y el pie, y la otra por el movimiento de los conductores que conectan con el amplificador. Se puede reducir dichos ruidos por medio de un correcto diseño de los circuitos. (Day, 2000)

2.2.6 EL ELECTROMIÓGRAFO

El dispositivo que adquiere las señales bioeléctricas a través de los electrodos y generadas por los músculos del cuerpo humano se lo conoce como Electromiógrafo, estas señales bioeléctricas se

las convierte en señales eléctricas y se las procesa para obtener una señal más clara, sin interferencias y ser visualizadas en una interfaz gráfica.

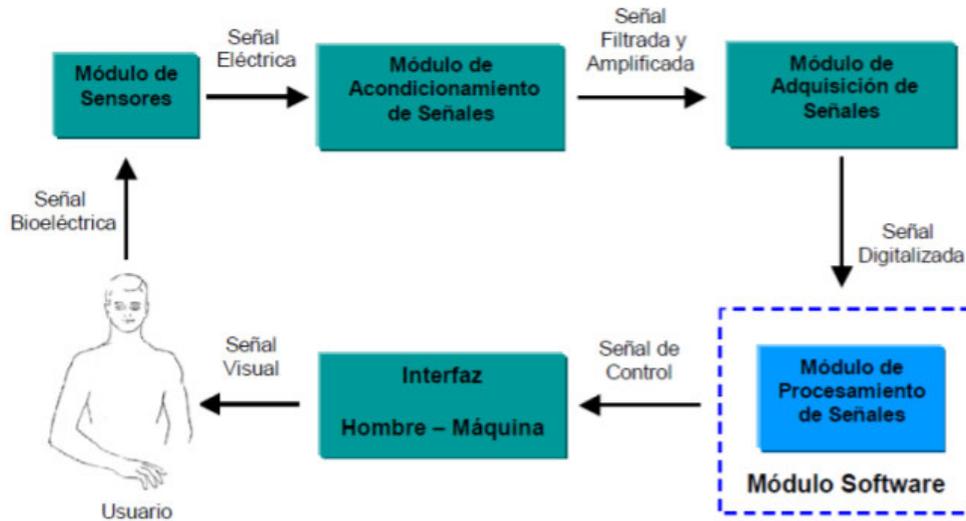


Figura 11. Diagrama de bloques de un sistema EMG

Fuente: (Ariza, 2009)

Las señales EMG pasan por un acondicionamiento donde son amplificadas, filtradas, digitalizadas y visualizadas, tal como se muestra en la Figura 11.

2.2.6.1 Etapa de Amplificación

Las señales EMG que se obtienen por los electrodos son de muy baja amplitud, por lo que debe ser acondicionada para una medición adecuada antes de su procesamiento y análisis.

Primero se tiene una etapa de pre amplificación, en la cual se incrementa la amplitud de la señal EMG de una manera notable para verificar la señal. Luego se realiza una amplificación donde se amplifica la señal pre amplificada hasta un punto en el que sea adecuado para realizar la medición las señales analógicas, según el dispositivo de adquisición. Y finalmente se rectifica la señal amplificada del EMG, eliminando las señales de amplitud negativa para poder registrar por el

dispositivo de adquisición de las señales, esta amplificación realizada depende del dispositivo en el que se va a utilizar para el registro de las señales EMG.

El dispositivo electrónico que realiza la amplificación de una señal analógica es un Amplificador Operacional, este dispositivo electrónico requiere ciertas características para una buena amplificación de la señal, estas características se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3
Características para un amplificador

AMPLIFICADOR	
Característica	Valor
Impedancia de entrada	$> 10^{10}$
Ganancia de amplificación	200 - 100000 V/V
Relación de rechazo al modo común (CMRR)	>90 dB
Respuesta en frecuencia	1 - 3KHz medido a -3 dB
Corriente de bias de entrada	< 50 nA
Ruido	$< 5\mu$ V

Fuente: (De Luca, 2006)

Para que el amplificador operacional realice la amplificación desea, es necesario la utilización de otros elementos eléctricos externos para realizar las operaciones matemáticas con el fin de incrementar la amplitud de la señal de entrada, de acuerdo a los rango establecidos por el fabricante del amplificador.

Los amplificadores más comunes que se utilizan para la amplificación de señales analógicas, son los amplificadores de instrumentación, el cual se basa en un amplificador diferencial de la Figura 12, una característica importante de este operacional, es la relación de rechazo en modo común, lo cual hace es eliminar señales de interferencia que contiene la señal a la entrada.

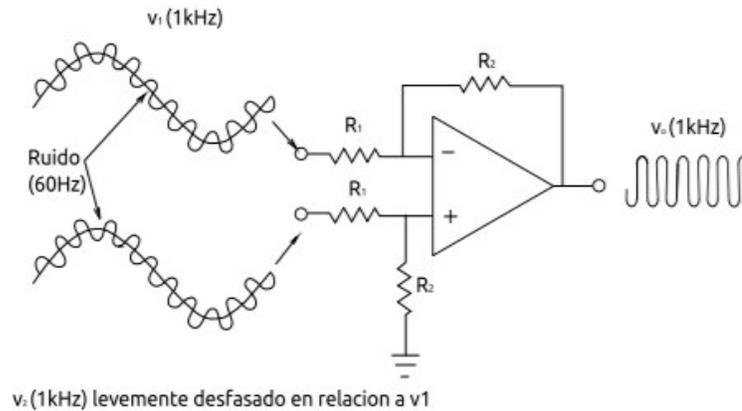


Figura 12. Amplificador Diferencial
Fuente: (Pertenece, 2000)

La Figura 12 explica el funcionamiento de un amplificador diferencial, el cual como su nombre lo explica, realiza la diferencia entre las entradas, con ello elimina las señales de interferencia en modo común que ingresan.

2.2.6.2 Etapa de Filtrado

La filtración de las señales EMG se las puede realizar digital o analógico para reducir el nivel del ruido introducido por fuentes internas o externas durante el acondicionamiento de las señales EMG, mejorando la calidad para registro y medición.

Con lo explicado en los apartados anteriores, el rango de frecuencia de las señales EMG se encuentra entre 10 y 500 Hz, es ahí donde se encuentra la mayor cantidad de información de la señal, por ello lo que no esté dentro de ese rango es lo que se desea filtrar. Hay que tomar en cuenta que dentro del rango de frecuencia de las señales EMG también están las frecuencias de 50 y 60 Hz, las cuales también generan ruido por equipos electrónicos o la misma red de energía. Por lo tanto hay que tomar en cuenta la configuración del filtro y el orden del mismo. (Pertenece, 2000)

Las implementaciones previas sin filtros mostraron, en algunos casos, la saturación a la salida

del sensor, un mayor tiempo de estabilidad y mayores desplazamientos de CC. Utilizando los filtros de pasa alto se redujo este problema. (Chi, Kang, Fang, & Cauwenberghs, 2010)

Tabla 4
Características para Filtros de EMG

AMPLIFICADOR	
Filtro Pasa alto (corte de frecuencia bajo)	
Para análisis espectral EMG	<10 Hz
Solo para análisis de movimiento	-20 Hz
Filtro Pasa Bajo (corte de frecuencia alto)	
Para aplicaciones en general	-500Hz (frecuencia de muestreo >1000 muestras)
Para aplicaciones especiales ancho de banda	-1000Hz (frecuencia de muestreo >2000 muestras)
Entrada de nivel de ruido de voltaje referido	< $1\mu V_{RMS}$ (En ancho de banda de 10 – 500 Hz)
Entrada referida al nivel de ruido actual	< $10pA_{RMS}$ (En ancho de banda de 10 – 500 Hz)
Impedancia de entrada	>100M Ω (para electrodos convencionales)
	>1000M Ω (Para electrodos secos sin pasta)
Ganancia	Adecuado para llevar la señal al rango de entrada del convertidos A/D con la resolución de entrada deseada.

Fuente: (Merletti & Parker, 2004)

En la Tabla 4 se encuentran algunas de las frecuencias de corte recomendadas, incluyendo el ruido que se produce a la entrada, esto se puede tomar como dato para tener una filtración más adaptada. Hay que tomar en cuenta la impedancia de entrada al momento de conectar los electrodos, para poder evitar el efecto de carga, se puede utilizar Amplificadores operacionales en la configuración de seguidor de voltaje como se muestra la Figura 13. En esta configuración el voltaje de entrada es igual al voltaje de salida y la impedancia de salida de un amplificador operacional es casi nula.

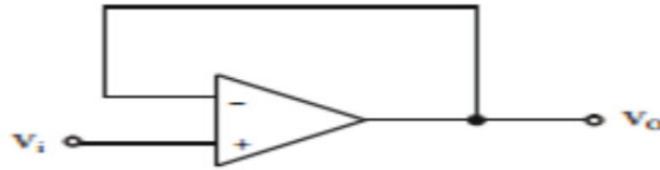


Figura 13. Configuración seguidor de voltaje
Fuente: (Pertenece, 2000)

2.2.6.3 Etapa de Digitalización

La Digitalización de una señal consiste en transformar de una señal análoga a Digital (A/D), es decir de un voltaje transformas a un código binario. Un conversor A/D acepta señales en un rango específico de voltaje, este voltaje se subdivide en niveles discretos, esta división está dada por la fórmula $2^n - 1$, donde n es número de bits del conversor.

La digitalización consta de varias etapas:

- **Muestreo:** Se toman las muestras de la señal continua, la velocidad máxima de muestreo depende del reloj interno del dispositivo y a esto se le llama frecuencia de muestreo.
- **Retención:** Mantiene el valor de la muestra el tipo necesario para ser procesado.
- **Cuantificación:** Mide el valor del voltaje recibido y le asigna un valor único de salida.
- **Codificación:** Traduce el valor cuantificado a un valor binario.

Una de las desventajas de este proceso es la pérdida de información, por los truncamientos y redondeo al momento de la codificación. Para evitar este problema se debe aplicar el teorema de Nyquist, el cual dicta que una señal puede ser completamente reconstruida sin perder información, la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble del armónico más grande de la señal análoga que se desea reconstruir. En el caso de señales EMG el armónico más grande está entre los 400 y 450 HZ (Cifuentes, 2010). En la Tabla 5 se muestra algunas recomendaciones para el muestreo de las señales.

Tabla 5
Recomendación para Muestreo del A/D

MUESTREO Y CONVERTOR A/D	
Frecuencia de muestreo	>1000 muestras (aplicaciones en general)
	>2000 muestras (aplicaciones de banda ancha)
n bits del A/D	12 (requieres amplificador con ganancia variable)
	16 (amplificadores de ganancia fija pueden ser usados)

Fuente: (Merletti & Parker, 2004)

2.2.7 MÚSCULOS MASTICATORIOS

El movimiento de la mandíbula se produce por un grupo de músculos asociados a los músculos de masticación, entre ellos lo conforman músculos de la cabeza y músculos de la expresión facial. Los principales músculos que realizan el movimiento de la masticación son: el masetero, temporal, pterigoideo medial y pterigoideo lateral, también participan músculos supra e infrahioides. (FuturoFonoaudiologico, 2018)

A continuación se detallan la anatomía de los músculos de la masticación:

- **Masetero:** El musculo masetero es el más superficial de los músculos masticadores y más relevantes de detectar cuando se produce un movimiento en la mandíbula. Es un musculo de forma rectangular y muy amplia. El principal objetivo de este musculo es elevar la mandíbula cuando los músculos se contraen simultáneamente. (FuturoFonoaudiologico, 2018)
- **Temporal:** El musculo temporal es el musculo elevador, situado en cada lado de la cabeza, ocupa la fosa temporal en los laterales de la cabeza. La acción de contraerse estos músculos, eleva la mandíbula y la dirigen hacia atrás. (FuturoFonoaudiologico, 2018)

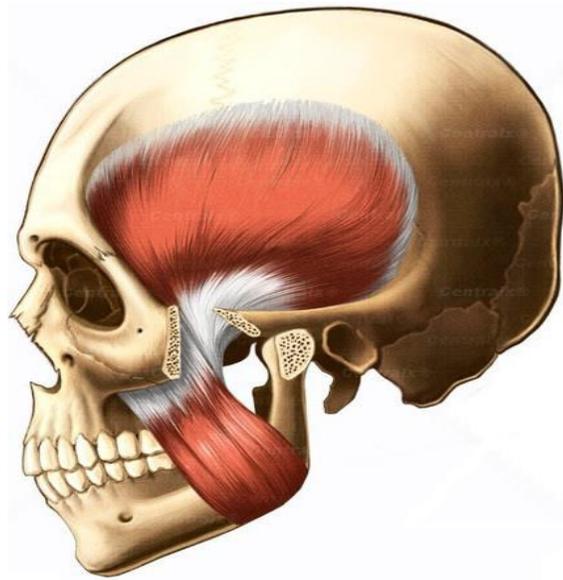


Figura 14. Músculo Masetero (superior),
Musculo Temporal (inferior)
Fuente: (CENTRALX, 2018)

En la Figura 14 se muestran el músculo temporal y masetero de uno de los lados de la cabeza, siendo el músculo temporal en que está ubicado en la parte superior o en los laterales de la cabeza y el musculo masetero en la parte inferior o el que está ubicado en los lados de la mandíbula.

La mandíbula puede realizar distintas fuerzas de la mordida como se detalla a continuación:

- **Fuerzas ejercidas en el proceso de masticación:** Las fuerzas masticatorias son un factor muy importante para el diseño de implantes, generándose entre amabas arcadas dentarias, producto de la contracción isométrica del grupo muscular elevador mandibular.
- **Fuerzas masticatorias en el proceso de masticación:** Llamada también FMMA, es la potencia contráctil máxima ejercida por los músculos elevadores mandibulares, la que se puede calcular por la suma de las fuerzas teóricas máximas que pueden desarrollar cada uno de los músculos. (Gysi & Fick, 2011)
- **Fuerza masticatoria máxima funcional:** Llamada también FMMF, es la fuerza generada

entre ambas arcadas dentarias cuantificada mediante un transductor de tensión conocido como gnatodinamometro. Durante la contracción máxima voluntaria de los músculos elevadores mandibulares, se calcula una fuerza que oscila entre 60 y 70 Kg.

- **Fuerza habitual de masticación:** Llamado también FHM, es la fuerza interoclusal ejercida durante el proceso masticatorio normal, cuyo rango de valores fluctúa entre 15 y 25 Kg, observando que la FHM corresponde de un 25 al 35% de la FMMF.

(Sotomayor, 2016)

2.2.8 TARJETAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS

En la actualidad existen muchas tarjetas de adquisición de datos, controladores de gran capacidad y una gran cantidad de periféricos o módulos que se emplean para el procesamiento de señales analógicas. Una de las empresas que realiza esto es STMicroelectronics, la cual es la encargada de la producción masiva de los microcontroladores STM32F4, la cual ha desarrollado un Kit de desarrollo con este microcontrolador. El kit de desarrollo la placa STM32F4 Discovery por lo que todas las características del microcontrolador STM32F4 están disponibles para desarrollar aplicaciones.

Las características principales de la placa STM32F4 Discovery son las siguientes:

- Microcontrolador STM32F407VGT6 con 1 MB de memoria flash, 192 KB de RAM, encapsulado LQFP100.
- ST-LINK/V2 incorporado con selector usar el kit como un ST-LINK/V2 independiente (conector SWD para programación y depuración).
- Fuente de alimentación mediante el bus USB o desde una fuente de alimentación externa de 5V.

- Sensor de movimiento ST MEMS LIS302DL, acelerómetro con salida digital de 3 ejes.
- Sensor de audio ST MENS MP45DT02, micrófono digital omnidireccional
- Audio DAC CS43L22 con controlador integrado de altavoz clase D
- Ocho LEDs:
 - LD1 (rojo/verde): comunicación USB.
 - LD2 (rojo): para voltaje encendido de 3.3 V.
 - Cuatro LEDs para el usuario: LD3 (tomate), LD4 (verde), LD5 (rojo) y LD6 (azul).
 - 2 LEDs OTG para USB: LD7 (verde) VBus y LD8 (rojo) sobre corriente.
- Dos pulsadores (Usuario y Reset)
- USB OTG con conector micro-AB (STMicroelectronics, STM User Manual, 2018)

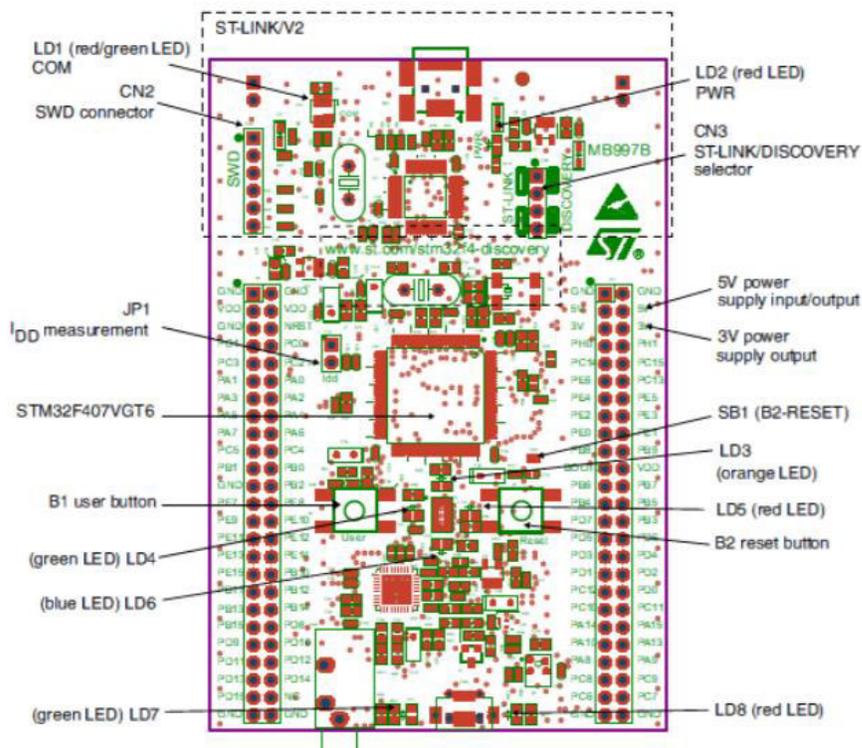


Figura 15. STM32F4DISCOVERY Layout
Fuente: (STMicroelectronics, STM User Manual, 2018)

En la Figura 15 se muestran algunos de los componentes integrados de la tarjeta STM32F4 Discovery. La programación de la tarjeta STM32F4 Discovery se la puede realizar en el propio programa desarrollado por STMicroelectronics por un lenguaje de programación en C++ o por el programa Matlab para lo cual se realiza una programación de configuración por bloques, más sencilla para la adquisición de datos.

2.2.9 AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTACIÓN

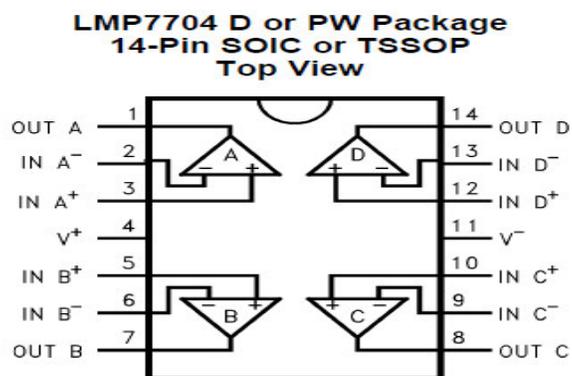
Los amplificadores LMP 7704 son de precisión de salida y entrada, con una etapa de entrada CMOS y un amplio rango de voltaje de suministro. Son parte de la familia LMP y son ideales para la interfaz de sensores y otras aplicaciones de instrumentación. El voltaje de desplazamiento especificado es menos de ± 200 μV y con una corriente de polarización de entrada de menos de ± 1 pA. Son construidos con tecnología VIP50 que permiten la combinación de una etapa de entrada CMOS y un rango de tensión de alimentación y modo común de 12V. Esto hace que los LMP770X sean ideales para aplicaciones donde las piezas CMOS convencionales no pueden funcionar en las condiciones de voltaje deseadas. Los amplificadores LMP770X tienen cada uno una entrada de riel a riel que reduce significativamente la falla de CMRR comúnmente asociada con los amplificadores de entrada de riel a riel. La salida de los LMP770X oscila dentro de 40mV de cualquiera de los rieles para maximizar el rango dinámico de la señal en aplicaciones que requieran baja tensión de alimentación. El LMP7704 se ofrece en el paquete pequeño SOIC Y TSSOP de 14 pines. Estos pequeños paquetes son soluciones ideales para tableros con limitaciones de área y dispositivos electrónicos portátiles. (TEXAS INSTRUMENTS, 2015)

Tabla 6*Características Amplificador Instrumentación LMP7704*

LMP 7704	
Tamaño (TSSOP-14)	4.40 mm x 5.00 mm
Input Offset Voltage	± 220 μ V (Maximo)
Input Bias Current	± 220 fA
Input Voltage Noise	$9\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
CMRR	130 dB
Ganancia de lazo Abierto	130 dB
Rango de temperatura	-40° C to 125° C
Suministro de Corriente	2.9 mA
Suministro de Voltaje	2.7 V to 12 V
Entrada y Salida	Rail to Rail

Fuente: (TEXAS INSTRUMENTS, 2015)

Como se observó en la Tabla 6, el voltaje necesario para alimentar el amplificador operacional es de 2.7 a 12 V. Esta alimentación tiene q ser bipolar y solo alimentara a los electodos activos. Por ello para la alimentación de los sensores activos se utilizara dos baterías de 9 voltios las cuales polarizaran a los amplificadores operacionales y el resto de componentes electrónicos de los sensores activos.

**Figura 16.** Diagrama Amplificador LMP 7704

Fuente: (TEXAS INSTRUMENTS, 2015)

En la Figura 16 se muestra el diagrama interno del amplificador operacional LMP7704 y en la Figura 17 se muestra el diagrama interno del amplificador operacional LMP7702, su encapsulado es mayor al LMP7704.

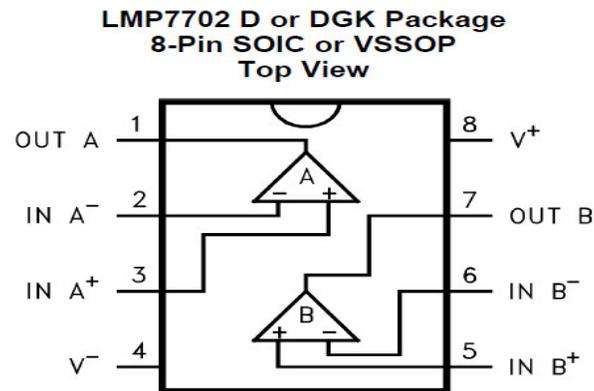


Figura 17. Diagrama Amplificador LMP7702
Fuente: (TEXAS INSTRUMENTS, 2015)

2.3 ESTADO DEL ARTE

Se ha realizado una revisión exhaustiva en las principales bases de datos digitales durante el año 2017 de los estudios sobre temas relacionados con este proyecto. A continuación se detallan los trabajos que se ha desarrollado dentro de esta temática.

La implementación de sensores activos los realizan Julio Reátegui y Rocio Callupe, Estudiantes de la Universidad Católica de Perú en 2017, en el cual por medio de las señales electromiografías y de los electrodos superficiales, realizaron una matriz de electrodos baratos y fáciles de fabricar, con este sistema utiliza múltiples sensores diferenciales activos integrados en un pequeño PCB de doble capa, cada uno utiliza su capa inferior como capa conductora para la adquisición de señales. La característica de ese diseño es su rechazo de modo común de 60 dB a 60Hz y la portabilidad del dispositivo. (Reátegui & Callupe, 2017)

Por medio de la electromiografía se puede analizar los cambios producidos por tratamientos de ortodoncia tal como lo realizaron C Rodríguez, L Cruz, E Llamosas, D Viñas, L García, N Pacheco, en una revista mexicana de Ortodoncia en el año 2017, en cual se midió la actividad EMG bilateral durante 30 segundo de máxima intercuspidadación, con un electromiógrafo digital que determina uV cada 0.002 segundos y el valor Cuadrático medio (RMS) de la señal EMG. La medición basal fue de 239 uV y su modelo mostro una disminución de la EMG en comparación con la basal. (Rodriguez, Cruz, LLamosas, Viñas, & Garcia, 2017)

El musculo masetero es el principal musculo que interviene en el movimiento motora de la mandíbula y la electromiografía nos permite valorar la función normal del musculo, tal como lo realizo Abigail Orellana, estudiante de la facultad de odontología de la Universidad de las Américas en el 2017, en el cual realizo la diferencia muscular del masetero en pacientes entre 18 y 25 años de ambos sexos, confirmando que la actividad que se genera varía entre los individuos y no hay una diferencia entre hombres y mujeres en un rango de actividad ampliamente variable. (Orellana, 2017)

Los músculos de masticación ayudan a un mejor entendimiento de la función oral, así como el estudio realizado por J Aristizabal, O López y L López en el año 2017, en el cual por medio de un análisis cuantitativo de la actividad muscular y la fuerza, compararon entre los músculos maseteros y temporales, Aplicando un estudio de corte transversal a 28 adultos, en el cual se analizó la actividad muscular durante una masticación y contracción voluntario máxima (CMV), mediante una prueba U de Mann Whitney. Obteniendo un promedio de masticación de 198.56 mV y una fuerza de masticación en libras de 0.38lb para el musculo Masetero derecho y 0.37lb para el musculo Masetero Izquierdo, concluyendo que hay diferencias de fuerza y la actividad

electromiografía durante una contracción máxima en músculos temporales y maseteros. (Aristizabal, López, & López, 2017)

Muchas investigación van avanzando con el tiempo implementando nuevas maneras de analizar aspectos electrofisiológicos, como lo realizaron L Fernández, M Kreiner, A Francia, G Zanotta y J Piaggio en el año 2017, en el cual el control voluntario de la actividad del musculo masetero se lo estudio por medio de una retroalimentación visual en tiempo real para controlar el esfuerzo contráctil del musculo masetero y se calculó para cada registro Electromiográfico el tiempo que cada paciente necesito para controlar la trayectoria de la actividad motora, obteniendo un coeficiente de variación mayor a 0.936, determinando una especificidad del 93.7%, con un 60% de sensibilidad. (Fernandez, Kreiner, Francia, Zanotta, & Piaggio, 2017)

CAPÍTULO III

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN HARDWARE DEL PROTOTIPO

En este capítulo se establecen los parámetros de diseño, características e implementación del prototipo de adquisición de señales EMG. El diseño del Hardware del prototipo se divide en dos partes: los sensores activos y el prototipo de adquisición de datos.

3.1 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO.-

El hardware de prototipo cumplirá las características en conjunto que se explica a continuación:

- El prototipo tendrá cuatro sensores activos que medirán la actividad muscular de los dos músculos masetero y dos músculos temporales; y un sensor de referencia.
- Los sensores activos tendrán la instrumentación adecuada para garantizar que las señales EMG lleguen a la tarjeta de adquisición de datos, con un nivel de amplitud adecuada y sin ruido.
- Cada sensor activo tendrán dos electrodos que miden la actividad del musculo en puntos estratégicos del mismo y que serán implementando en una sola placa PBC.
- El prototipo de adquisición de datos, será autónomo e inmune a las interferencias de 60Hz ya que se energizara con baterías y la transmisión de datos al computador se realizara por Bluetooth.
- El prototipo utilizara un microprocesador de 32bits que permita ejecutar algoritmos de filtraje digital en tiempo real, digitalización de las señales y transmisión de datos.

- El equipo debe ser portátil, por lo que la alimentación de todos los elementos deben estar dentro de una sola caja que contenga todo los elementos electrónicos o necesarios para el prototipo Electromiográfico.
- El tamaño de todo el equipo no debe ser muy grande para poder movilizarlo.

3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO

Para cumplir con las características propuestas, el prototipo debe tener un diagrama de bloques que abarquen las etapas esenciales como se muestra en la Figura 18 la cual contiene 5 etapas para la elaboración del prototipo de adquisición de datos los cuales son: Diseño de sensores activos, diseño etapa de referencia el cual será el encargado de elevar las señales EMG para solo poseer valores positivos, Diseño etapa de adquisición de datos en la cual se elijara la mejor opción de la tarjeta de adquisición de datos según las características necesarias, Diseño etapa de comunicación de transmisión de datos que será por bluetooth y la PC con las características necesarias para la visualización de datos en los programas realizados.



Figura 18. Diagrama de bloques Hardware del Prototipo

3.3 DISEÑO SENSORES ACTIVOS

A continuación se describe las características principales que deben cumplir los sensores activos:

- Los electrodos deben ser ubicados en una sola placa PBC y con la correcta distancia entre ellos, según el tamaño del musculo.

- Todo el sensor activo debe ser organizado y ubicado para que tenga del menor tamaño posible.
- Los sensores activos deben poseer blindaje metálico para evitar interferencias y para que la manipulación del sensor no cause daños en el circuito.
- Para captar la señal de los 4 músculos se requieren 4 sensores activos.
- Cada sensor activo debe tener 2 electrodos.
- Se debe incluir un sensor de referencia.

3.3.1 Diagrama de bloques de los sensores activos

El diagrama de bloques contiene 3 etapas bien marcadas que son: 1) los electrodos que hacen la conversión del potencial bio eléctrico a eléctrico, 2) la etapa de acoplamiento de impedancias del cuerpo humano con las del equipo y 3) etapa de acondicionamiento que proporciona los niveles adecuados para la entrada analógica de la tarjeta de adquisición y el sensor de referencia que es parte del acondicionamiento de la señal en la Figura 19 se muestra el diagrama de bloques de los sensores activos.

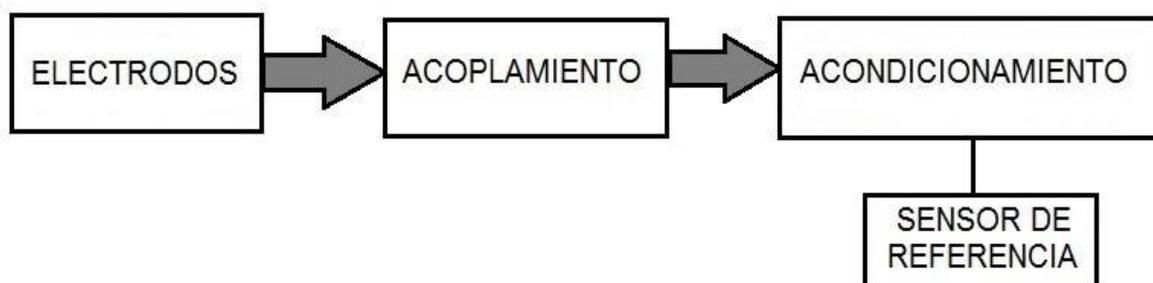


Figura 19. Diagrama de bloques diseño de los sensores activos

3.3.2 Diseño de los Electrodos

Los electrodos van a cumplir la función de transformación de los parámetros bioeléctricos en parámetros eléctricos con la ayuda del gel conductor, para lo cual los electrodos deben cumplir con

los requerimientos del diseño total que son:

- Deben ser de acero inoxidable.
- La base debe ser de forma circular.
- Las dimensiones del electrodo deben ser lo más pequeñas posible para poder ubicarlos en una sola placa PBC considerando que la toma de señales en los músculos son en puntos estratégicos.

Para el diseño se ha recurrido a las recomendaciones dadas por SENIAM que es un proyecto para la evaluación Electromiográfica no invasiva de los músculos, concretada en un programa de investigación y salud biomédica en Europa, la cual da recomendaciones para el diseño de los electrodos. En la Tabla 7 se muestra las recomendaciones dadas por la SENIAM y la selección de las mismas para el presente proyecto.

Tabla 7

Parámetros establecidos para el diseño de electrodos superficiales

Parámetro	Recomendación SENIAM	Selección
Forma	Circular o Cuadrada	Circular
Dimensiones		
Diámetro	1 [cm]	1 [cm]
Largo	1 [cm]	1 [cm] con bisel de 0.2 [cm]
Grosor		0.2 [cm]
Material	Ag/AgCl, AgCl, Ag, Au, Acero Inoxidable.	Acero Inoxidable

Los electrodos serán diseñados en una configuración bipolar, por lo que para los cuatro canales de los cuatro músculos, por lo tanto se necesitará 8 electrodos, más 1 electrodo de referencia, en total 9 electrodos que serán distribuidos como se muestra la Figura 1, en la cual se observa la distribución de los sensores activos en los músculos temporales y maseteros de estudio.



Figura 20. Electrodo Superficial de Acero Inoxidable.

El electrodo diseñado tendrá una base circular de Acero Inoxidable con un diámetro de 1 cm y un espesor de 0.2 cm y estará sujeta por un bisel soldado a la base de medio centímetro de largo al cual será soldado a una de las entradas de la placa PBC. La Figura 20 muestra el electrodo diseñado con las características propuestas.

3.3.3 Diseño de la etapa Acoplamiento de impedancias.

Según lo descrito en apartados anteriores del Capítulo 1, el cuerpo humano posee una impedancia en el rango de cientos de Kilo Ohms, por lo que es necesario evitar el efecto de carga que produciría los sensores activos al colocarlos sobre la superficie del cuerpo del paciente si no se considera un acople correcto de impedancias que garantice la máxima transferencia de la señal del cuerpo hacia los sensores activos. Esto se puede lograr en forma ideal haciendo que la impedancia del cuerpo sea igual a la impedancia de entrada de los sensores activos, ya que esto no es posible es conveniente asegurarse una alta impedancia de entrada en los sensores activos mediante la colocación de un seguidor de voltaje que aumente la impedancia de la entrada del sensor activo como se muestra la Figura 21.

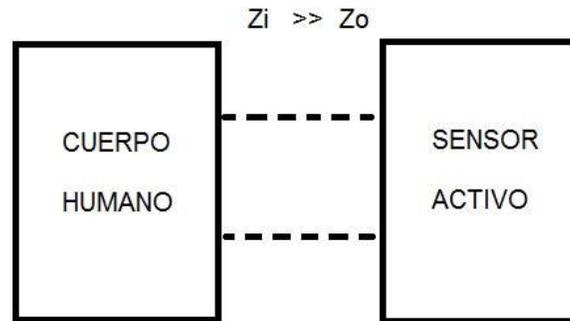


Figura 21. Acople de impedancias

Por lo tanto los requerimientos de la etapa de acoplamiento son los siguientes:

- Alta impedancia de entrada.
- De acuerdo al criterio de diseño debe tener un valor de $Z_i \gg Z_o$.

De acuerdo a las características de esta etapa la impedancia típica que debe tener la misma obedece a la condición de acoplamiento que dice que $Z_i \gg Z_o$. Considerando que la impedancia del cuerpo típica es de 320 k Ohms la impedancia de entrada mínima de esta etapa deberá ser por lo menos 10 veces mayor es decir 3.2 M Ohms. Tomando en cuenta estas consideraciones se elaboró la **Tabla 8** para la selección del circuito de la etapa de acoplamiento.

Tabla 8

Comparación Amplificadores Operacionales para acople de impedancia

	LM741		LM7704	
$Z \geq 3.2 \text{ M } \Omega$	2M Ω	NO	10M Ω	SI
Bajo consumo de corriente	2.8m A	SI	2.9m A	SI
Impedancia Activa	SI		SI	

El amplificador LMP7704 se ha seleccionado para la implementación de esta etapa ya que cumple con las características técnicas necesarios. A este amplificador se lo ha conectado en la

configuración de seguidor de voltaje como indica la Figura 22 en la cual indica el diagrama eléctrico para cada uno de los electrodos.

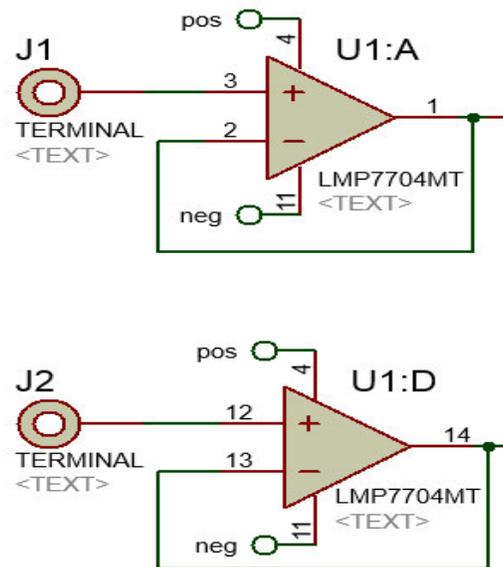


Figura 22. Diagrama eléctrico seguidor de voltaje para los Electrodo

3.3.4 Diseño de la etapa de Acondicionamiento de la señal.

Para una correcta obtención y visualización de las señales EMG se necesita el acondicionamiento de las señales con las siguientes características:

- La salida de la esta etapa de acondicionamiento debe ser máximo de 3.3 V.
- La ganancia máxima del circuito de amplificación debe ser de 5000 para asegurar que las señales que oscilan entre 0 y 500u V no saturen el amplificador.
- El amplificador debe amplificar diferencialmente las entradas provenientes de los dos electrodos de cada sensor.
- Esta etapa debe realizar un filtrado pasa alto con una frecuencia de corte de 5 Hz para eliminar con componentes de baja frecuencia, componente de continua CC y artefactos

provocados por movimientos del paciente que generan movimientos en los electrodos.

El diagrama de bloques propuesto para esta etapa es el siguiente:

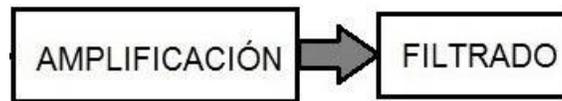


Figura 23. Diagrama de bloques de las etapas Acondicionamiento de la señal EMG

3.3.4.1 Diseño etapa de Amplificación de la señal

La etapa de amplificación es muy importante ya que es la encargada de amplificar las señales EMG para garantizar el nivel adecuado en la entrada de la tarjeta de adquisición de datos. Por lo tanto debe cumplir con las siguientes características:

- La ganancia de esta etapa amplificadora debe ser de 5000.
- El encapsulado debe ser lo más pequeño posible y mínimo con 4 amplificadores operacionales internamente, para que realice toda la instrumentación necesaria con un solo componente.
- El consumo de energía no debe sobre pasar los 3 mA y la alimentación debe ser mínimo de 3 V para que se alimenten de la misma fuente de alimentación del resto de componentes del sensor activo.
- El factor de rechazo en modo común (CMMR) del amplificador Operacional debe ser mayor a 100 dB.

En vista de que existen amplificadores integrados que tienen características apropiadas se ha optado por utilizar uno de los amplificadores disponibles en el mercado local que cumplan con los requerimientos de esta etapa, de acuerdo a las características de esta etapa se elaboró la Tabla 9 para la selección del amplificador operacional que tenga las características solicitadas.

Tabla 9

Comparación Amplificadores Operacionales para amplificación

	LM324		LM7704	
Tamaño	5.00 mm × 4.40 mm	SI	4.40 mm x 5.00 mm	SI
Consumo de corriente	1.5 mA	SI	2.9 mA	SI
CMMR	85 dB	NO	130 dB	SI
Numero de Amplificadores	4	SI	4	SI
Numero de pines del Integrado	14	SI	14	SI

De acuerdo a la Tabla 9 se seleccionó el amplificador operacional LMP7704 por su relación de rechazo en modo común (CMMR) de 130 dB que es superior al que tiene circuito integrado LM324. En base al diagrama eléctrico de este integrado se ha diseñado la etapa de amplificación con una ganancia de 5000.

Los electrodos serán conectados en una configuración bipolar, por lo tanto es necesario utilizar un circuito amplificador diferencial como se muestra en la Figura 24.

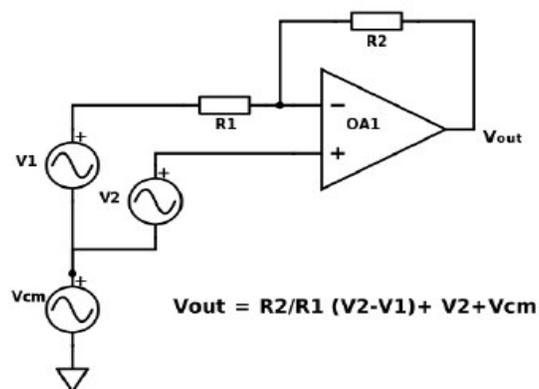


Figura 24. Circuito Diferencial Aproximado
Fuente: (Reátegui & Callupe, 2017)

Para la amplificación se realizara primero la diferencia de señales de los dos electrodos ubicados en el musculo a censar. Por medio de la configuración de amplificador diferencial aproximado de la Figura 24. Su ganancia viene dado por la parte diferencial establecida por la siguiente ecuación:

$$G = \frac{V_{OUT} - V_2}{V_2 - V_1} = \frac{R_2}{R_1}$$

Se estableció una ganancia de la etapa de amplificación de 5000 de manera que una señal EMG que va a ser amplificada en un rango de 50uV a 500uV se obtendrá una salida de la señal en un rango de 25mV a 2.5V. Esta ganancia de determino por los valores máximos y mínimos de la señal EMG, por lo tanto los valores establecidos de las resistencias para que se produzca esta ganancia será definida por valores comerciales teniendo:

$$R_1 = 1020 \Omega$$

$$R_2 = 5.1 M\Omega$$

En la Figura 25 se muestra el diagrama eléctrico implementado con las resistencias establecidas en el apartado anterior. La resistencia R1 se la ha dividido en dos de 510 Ω , con el objetivo de realizar un divisor de voltaje para el circuito de referencia que será explicado en un siguiente apartado. Cada sensor activo tendrá este divisor de voltaje para realizar una realimentación con un solo circuito y un solo electrodo de referencia.

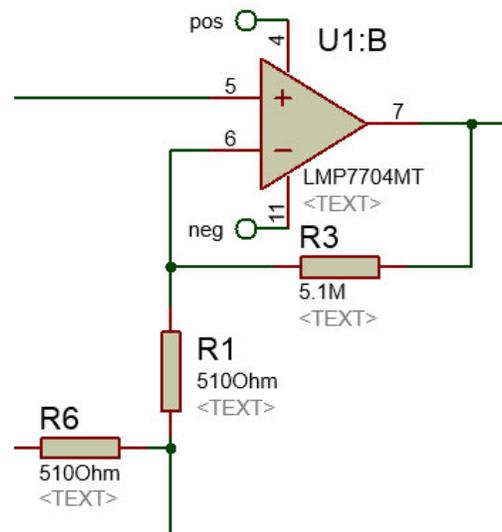


Figura 25. Diagrama Circuito Diferencial Implementado

3.3.4.2 Diseño etapa sensor de referencia.

La etapa sensor de referencia establece el nivel de referencia en el sistema en el cuerpo del paciente a partir de la realimentación de la suma de todas las señales de cada uno de los sensores. Evitando que la tierra del equipo se conecte con la referencia del cuerpo proporcionando un aislamiento entre el sistema de medición y el cuerpo del paciente. El sensor de referencia debe cumplir las siguientes características:

- Debe utilizar un solo electrodo que servirá como realimentación hacia el cuerpo humano.
- Debe tener el acople de impedancias desde la salida de la etapa de amplificación sensores activos hacia el seguidor de voltaje que forma parte del sensor de referencia.
- El tamaño del sensor de referencia debe ser comparable con los sensores activos.

La Figura 26 muestra el diagrama de bloque para el diseño del sensor de referencia, la cual consiste en dos partes: un acople de impedancias y una amplificación.

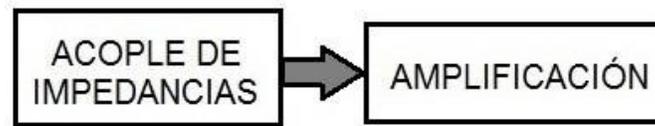


Figura 26. Diagrama de Bloques sensor de referencia

El acople de impedancias para el sensor de referencia, cumple con las mismas características descritas en el capítulo de acople de impedancias de los sensores activos.

Para el sensor de referencia se necesita dos amplificadores operacionales, por lo tanto se utilizara el amplificador de instrumentación LMP7702, que contiene solo dos amplificadores operacionales con las mismas características descritas del amplificador de instrumentación LMP7704 de la Tabla 6.

Las señales EMG pueden ser tolerantes a interferencias externas que afecten la instrumentación del sensor, por lo que se requiere un sistema de protección, la cual aísla a las interferencias eléctricas del usuario con el sistema. La ubicación del sensor de referencia generalmente posiciona en un área sin perturbaciones eléctricas como: articulaciones, secciones óseas, extremos frontales, procesos de la columna, cresta iliaca, tibia, etc.

Para los cuatro sensores activos implementados se utilizara un circuito de retroalimentación de referencia propuesto por: (Reátegui & Callupe, 2017), del divisor de voltaje mencionado en la amplificación diferencial se unen las cuatro señales ingresando a un seguidor de voltaje y un amplificador inversor de 60dB y 50 de ganancia. En la Figura 27 se muestra el circuito eléctrico implementado para el sensor de referencia.

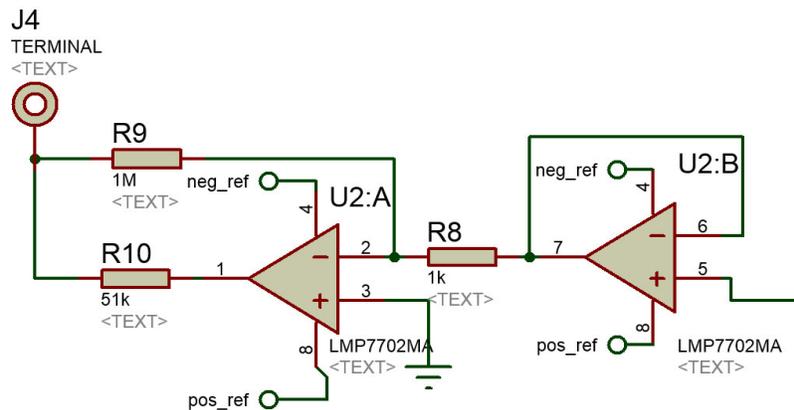


Figura 27. Circuito eléctrico de Protección de Referencia

3.3.4.3 Diseño Filtrado de la señal

Esta etapa realiza la eliminación de componentes no deseados en los sensores activos. Esta etapa consta de dos filtros. La primera etapa es un filtro pasivo RC con una frecuencia de corte 5 Hz. Y la segunda un filtro activo que debe tener las siguientes características:

- El filtro a implementar debe ser un filtro pasa alto con una frecuencia de corte a 5 Hz.
- La pendiente de atenuación del filtro debe ser lo más pronunciada posible.
- Se debe eliminar las componentes de corrientes continuas (CC) de baja frecuencia.
- En su banda pasante debe tener una respuesta plana.

La filtración de las señales EMG es necesario para eliminar ruidos o interferencias y una mejor visualización final de las señales EMG. Un filtro pasa alto pasivo fue implementado antes de la etapa de amplificación mediante un capacitor y una resistencia, este circuito denominado RC representa un filtro de primer orden. La respuesta en frecuencia de este filtro tiene una pendiente positiva de 20dB por década y su frecuencia de corte está dado por la siguiente ecuación (Espí, Camps, & Muñoz, 2006):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Este filtro pasa alto se ha diseñado con una frecuencia de corte de 5 Hz y se ha ubicado en la salida de cada amplificador seguidor de voltaje. La Figura 28 muestra el diagrama eléctrico implementado para el filtro pasa alto con su frecuencia de corte a 5Hz.

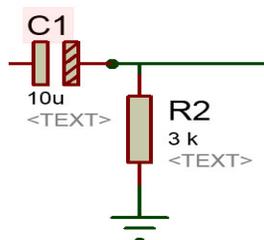


Figura 28. Filtro pasa alto a 5 Hz.

El segundo filtro se implementó después de la amplificación para eliminar bajas frecuencias y la componente de continua. Para cumplir con las características de esta etapa de filtrado se ha seleccionado un filtro que cumple estas características.

Tabla 10

Características de Filtros

CARACTERÍSTICA	Butterworth		Chebyshev	
Respuesta lineal en su banda pasante	Plana	SI	Rizada	NO
Rápida Caída de la pendiente	37dB	SI	40 dB	SI
Baja ganancia del filtro	1.6	SI	>3	NO

De acuerdo a la Tabla 10 El tipo de filtro a diseñar es tipo Butterworth de segundo orden, que presenta una atenuación de 40 dB/década y una respuesta plana sin rizado a la salida del filtro, se toma la topología Sallen-Key por la sencillez de implementación, este filtro se lo utiliza para eliminar artefactos producidos por movimientos, con ello mitigamos estas señales. En la Figura 29 se presenta el diagrama eléctrico del filtro pasa alto a 5 Hz implementado.

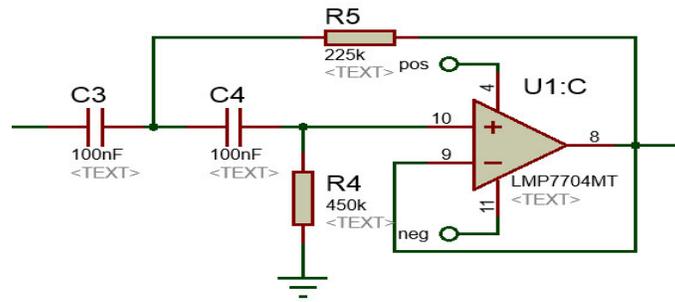


Figura 29. Filtro Pasa Alto de 5 Hz diseñado en FilterPro

3.3.5 Esquema general de los sensores activos

La Figura 30 se muestra el Circuito eléctrico completo de los cuatro sensores activos con la realimentación del sensor de referencia. Las salidas de las señales de cada sensor activo son sumadas a un nivel offset en la etapa de nivel offset.

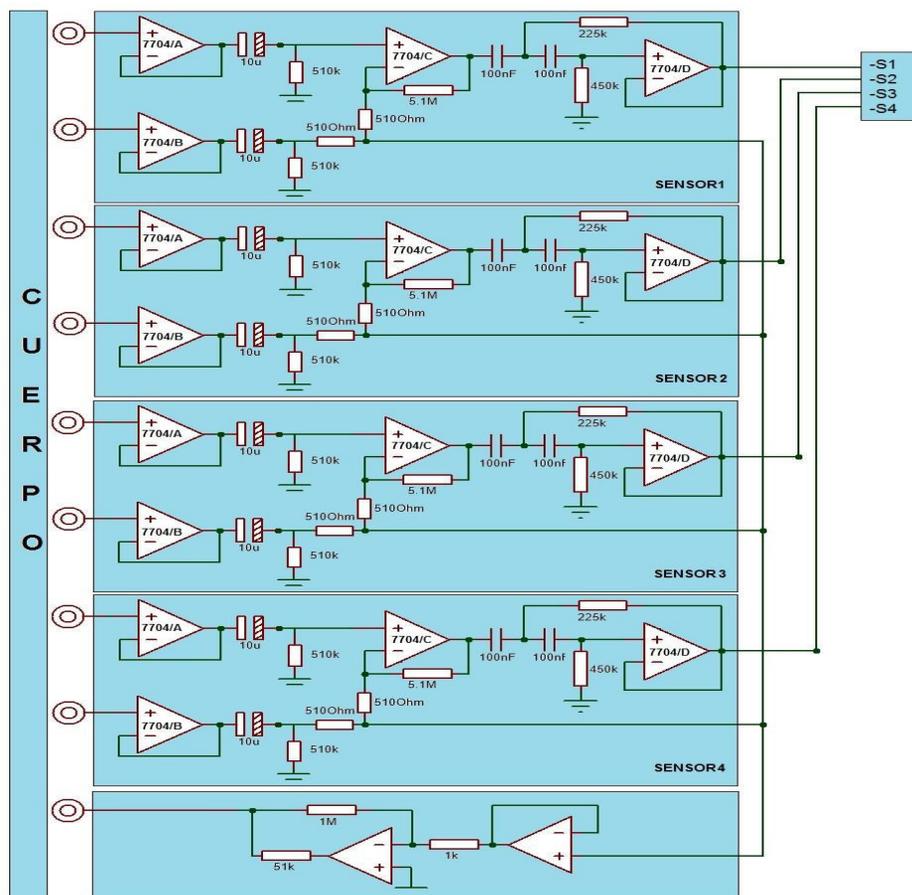


Figura 30. Diagrama General de los 4 Sensores Activos y Sensor de Referencia

3.4 DISEÑO ETAPA DE REFERENCIA

La etapa de referencia se encarga de sumar un nivel de continua a la señales EMG para acondicionarla a la entrada de la tarjeta de adquisición de datos que acepta solo voltajes positivos por lo que debe cumplir con las siguientes características necesarias:

- Debe ser diseñado con un circuito activo formado por un amplificador de alta relación de rechazo común (CMMR).
- Debe garantizar a la salida voltajes no mayores a 3.3 V
- El voltaje de referencia debe ser la mitad de 3.3 es decir de 1.65 V, para que el amplificador no se sature.
- La señal de entrada V_{pp} no debe superar el voltaje de 3.3 V.

De acuerdo a las características de esta etapa se necesita un amplificador operación de tamaño normal, con una CMMR alto. Tomando en cuenta estas consideraciones se elaboró la Tabla 11 para la selección del circuito de la etapa de nivel de offset.

Tabla 11

Comparación Amplificadores operacionales etapa de referencia.

	LM741		TL084	
CMRR	80 dB	NO	86 dB	SI
Bajo consumo de corriente	2.8m A	SI	2.5m A	SI
Numero de Amplificadores	1	NO	4	SI
Entrada JFET	BJT	NO	JFET	SI

Según la comparación de los dos amplificadores operacionales de la Tabla 11, El amplificador operacional a utilizar es el TL084 de Texas Instruments, este amplificador es de bajo consumo de corriente, su encapsulado dispone de cuatro amplificadores operacionales en el mismo circuito y tiene un rechazo al modo común de 86dB.

Las señales EMG que han sido amplificadas, presentara valores positivos y negativos los cuales deben ser trasladadas a un nivel de referencia positivo que garanticen que tengan solo valores positivos en el rango de 0 a 3.3.

Para insertar el nivel de referencia positivo se utilizara un circuito sumador, donde la señal del sensor se suma a una señal continua de 1.5 V que constituye el nivel de referencia. Para obtener la señal continua se utilizara un divisor de voltaje con una fuente de 5 V y un potenciómetro de 5kΩ. La Figura 31 muestra el diagrama electrónico implantado para el divisor de voltaje con un potenciómetro de 5 KΩ.

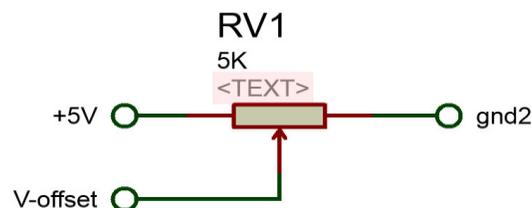


Figura 31. Diagrama electrónico Divisor de Voltaje para Offset

Para sumar el nivel de referencia de 1.5 V más las señales EMG se utilizara un circuito amplificador sumador que viene dado por la siguiente ecuación (Wilaeba, 2018):

$$V_o = \left(1 + \frac{R_3}{R_4}\right) * \left(\frac{V_{offset} + S_1}{2}\right)$$

En la Figura 32 se muestra el diagrama eléctrico en la configuración de amplificador sumador, con

una ganancia unitaria para un sensor activo.

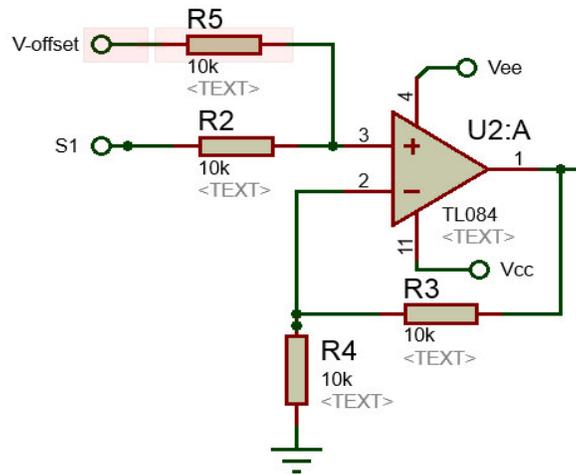


Figura 32. Diseño Circuito de Amplificador Sumador No inversor

3.5 DISEÑO DE LA ETAPA ADQUISICIÓN DE DATOS

Esta etapa es la encargada de convertir las señales analógicas de los sensores activos a señales digitales, realizar el filtraje digital y realiza la transmisión de datos. Por lo que necesita que cumplan las siguientes características:

- La etapa de adquisición de datos debe tener mínimo 4 entradas analógicas.
- Las entradas analógicas deben ser en un rango de 0 a 3 V mínimo.
- El micro-controlador de la etapa adquisición de datos debe ser de 32bits.
- La etapa de adquisición de datos debe poseer una interface de salida para SPI.
- La velocidad de procesamiento debe ser la mayor a 100 MHz.

El diagrama de bloques de la etapa de adquisición que permite tener las características para el prototipo se muestra en la Figura 33 siguiente:

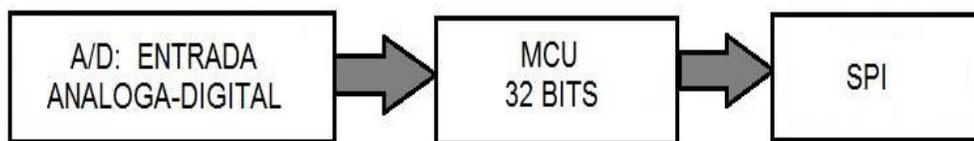


Figura 33. Diagrama de bloques Tarjeta de Adquisición

Esta arquitectura requerida de acuerdo al diagrama de bloque visto en la Figura 33 en la actualidad viene integrada en tarjetas de adquisición cuyos fabricantes proveen el software y las interfaces de comunicación para la programación desde el PC por lo que se ha optado por una de estas tarjetas en el presente proyecto, para ello se realizó un análisis comparativo en la Tabla 12 de tres tarjetas de adquisición de datos que existen en el mercado local y que se ajusten a nuestro requerimientos.

Tabla 12

Comparativa de Tarjetas de Adquisición de datos

CARACTERÍSTICA	ARDUINO UNO		Teensy 3.2		STM32F4 DISCOVERY	
Entradas Analógicas > 4	6	SI	10	SI	>10	SI
Entrada Analógica 0-3 V	0-3.3	SI	0-5	SI	0-3.3	SI
Velocidad Reloj	16 MHz	NO	72MHz	NO	168MHz	SI
Interface SPI	SI		SI		SI	
McU 32 bits	NO		SI		SI	
Alimentación Externa 5V	SI		SI		SI	

Por las características descritas en la Tabla 12 se ha optado en utilizar la tarjeta STM32F4 DISCOVERY la cual nos servirá como una herramienta de desarrollo y como tarjeta de adquisición de datos por ser de bajo costo y fácil de utilizar, su programación se la puede realizar en Matlab

por medio de una programación de bloques, este dispositivo es de alto desempeño en velocidad de procesamiento y rendimiento por su micro controlador STM32F4.

Para la conexión de las salidas de las etapas de referencias de cada sensor se utilizaron las entradas analógicas A0, A1, A2, A3 que se encuentran en los pines S01 (12), S02 (14), S03 (11), S04 (13) los cuales están representados en la Figura 34.

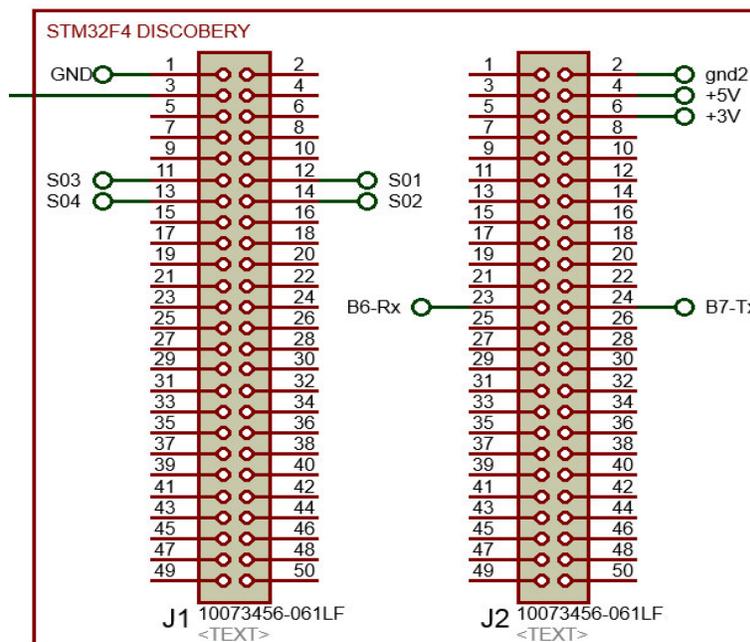


Figura 34. Conexiones de Tarjeta STM32F4 Discovery

La alimentación de la Tarjeta STM32F4 Discovery será por medio batería de 5V conectada directamente, esta batería es independiente del bloque de baterías de 9 V que alimentan los Sensores Activos. La programación e implementación de filtros digitales en la Tarjeta STM32F4 Discovery se verá en el capítulo 4.

3.6 DISEÑO ETAPA DE COMUNICACIÓN

Esta etapa es la encargada de la comunicación entre la tarjeta de adquisición de datos y la etapa de visualización para el envío de los datos provenientes de las señales EMG hacia la computadora, la cual estará a una distancia máxima de 2 metros.

Considerando la corta distancia en que va a estar el transmisor del receptor se optó por utilizar la comunicación por Bluetooth la cual debe cumplir con las siguientes características:

- El modulo bluetooth debe tener el protocolo de comunicación serial 802.15, el cual corresponde a la comunicación mediante Bluetooth.
- El modulo Bluetooth debe transmitir los datos de forma rápida y segura es decir sin pérdida de información ni retardos.
- El consumo de energía del módulo Bluetooth debe menor a 30 mA.
- El tamaño del módulo Bluetooth debe mínimo.

Los dispositivos Disponibles para dicha conexión son dos: Modulo Bluetooth HC-05, Modulo Bluetooth HC-06 y Modulo Bluetooth, para una mejor elección del Módulo Bluetooth a elegir se realizó la Tabla 13 que hace una Comparativa entre los dos módulos.

Tabla 13

Tabla comparativa entre Módulos Bluetooth

CARACTERÍSTICA	MODULO HC-05		MODULO HC-06		MODULO ESP32	
Alimentación	3.3 V	SI	3.3V	SI	3.3V	SI
Consumo de energía	25 mA	SI	25 mA	SI	500 mA	NO
Velocidad de Transmisión	2.4 GHz	SI	2.4 GHz	SI	2.4 GHz	SI
Tamaño	4.4 cm x 1.6 cm					
El modulo se puede enlazar con cualquier dispositivo esclavo	SI		NO		SI	
Tipo de conexión: Modo Maestro /esclavo modificable	SI		NO		SI	

Se ha decidido trabajar con el modulo Bluetooth HC-05 ya que este es el único que trabaja en modo Master y tiene un consumo de energía bajo, además tiene la característica de conectarse automáticamente con el ultimo dispositivo conectado. En la Figura 35 se visualiza una representación de los pines y conexión correspondiente entre el módulo STM32F4 Discovery y el modulo Bluetooth HC-05.

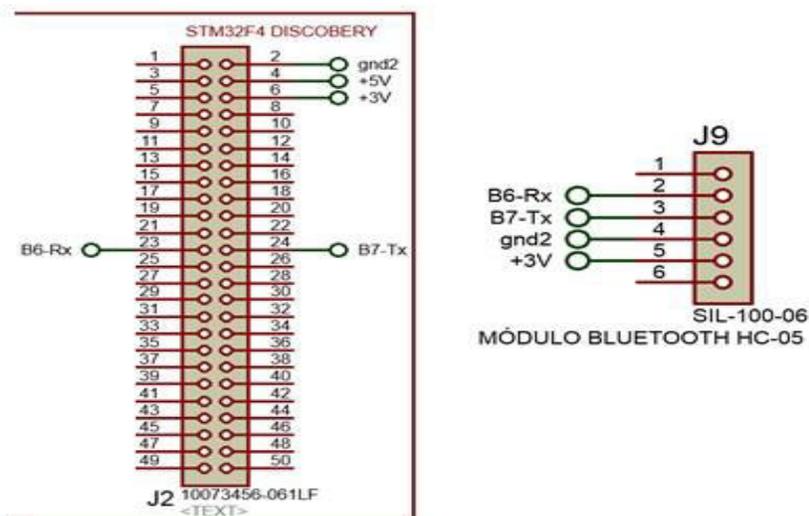


Figura 35. Diagrama de conexión Modulo Bluetooth HC-05

3.7 ETAPA DE PROCESAMIENTO Y VISUALIZACIÓN

En esta etapa se reciben los datos desde la etapa de comunicación y se lo lleva a una interface HMI. Además el hardware de esta etapa debe permitir la ejecución del software de alto nivel como Matlab y Labview que serán explicadas en el capítulo 4. Por lo tanto las características de esta etapa serán las siguientes:

- Debe poseer bluetooth incorporado en la computadora o adquirir un módulo bluetooth para la computadora.
- Debe poseer un microprocesador mínimo de 4 núcleos.
- La velocidad de procesamiento mayor a 1 GHz.

- Memoria RAM mínimo de 4Gb.
- Espacio en disco duro de 500 Gb.
- La pantalla de visualización debe ser de alta resolución de al menos de 15 pulgadas de resolución.

En la Figura 36 se muestra el diagrama de bloques de la etapa de procesamiento y visualización, que consta de varios módulos que permiten cumplir con las características requeridas para esta etapa.

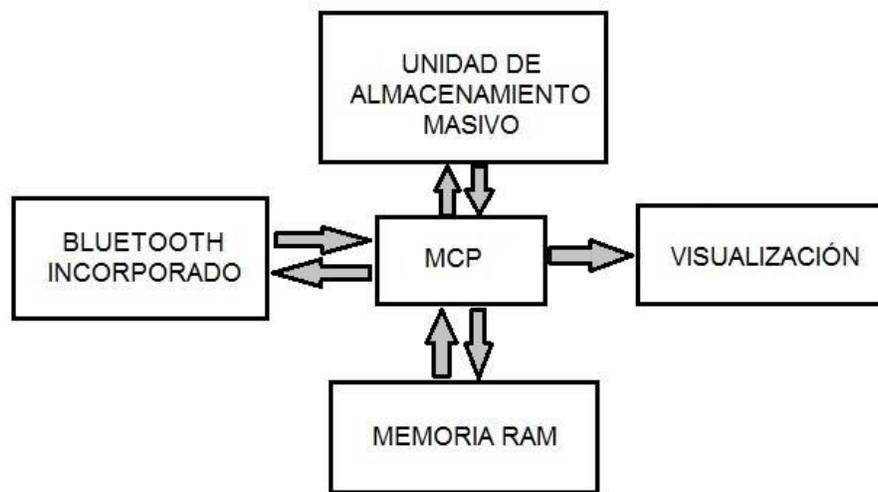


Figura 36. Diagrama de bloques características de etapa procesamiento y visualización

Al observar el diagrama de bloque propuesto para la etapa de procesamiento y visualización se puede deducir que es similar a la arquitectura básica de un PC por lo que considerando que en el mercado existe una gran cantidad de PC's se ha optado en el presente proyecto utilizar una PC. De acuerdo a las características de esta etapa se ha elaborado los requerimientos mínimos que debe tener el computador y se ha elaborado la Tabla 14 comparativa donde se consideran tres modelos de PC comerciales.

Tabla 14
Comparativa de PC para procesamiento y visualización

CARACTERÍSTICAS	DELL 14-3421		Toshiba L755-SP517		ASUS N551JW	
Microprocesador mínimo 4 núcleos	Core i5	SI	Core i5	SI	Core i7	SI
Velocidad de procesamiento > 1GHz	1.4 GHz	SI	2.4 GHz	SI	2.6 GHz	SI
RAM Mínimo 4Gb	4 GB	SI	4GB	SI	8 GB	SI
Disco Duro 500GB	500 GB	SI	640 GB	SI	1 TB	SI
Tamaño Pantalla 15'' (1366X768)	14'' (1366X768)	NO	15.6'' (1366X768)	SI	15.6'' (1366X768)	SI

Según las características comparativas de la Tabla 14 los tres modelos seleccionados cumplen con los requerimientos solicitados para este proyecto. Se ha utilizado el modelo ASUS N551JW por tenerlo a disponibilidad para el proyecto.

3.8 DIAGRAMA ELECTRÓNICO GENERAL DEL PROTOTIPO

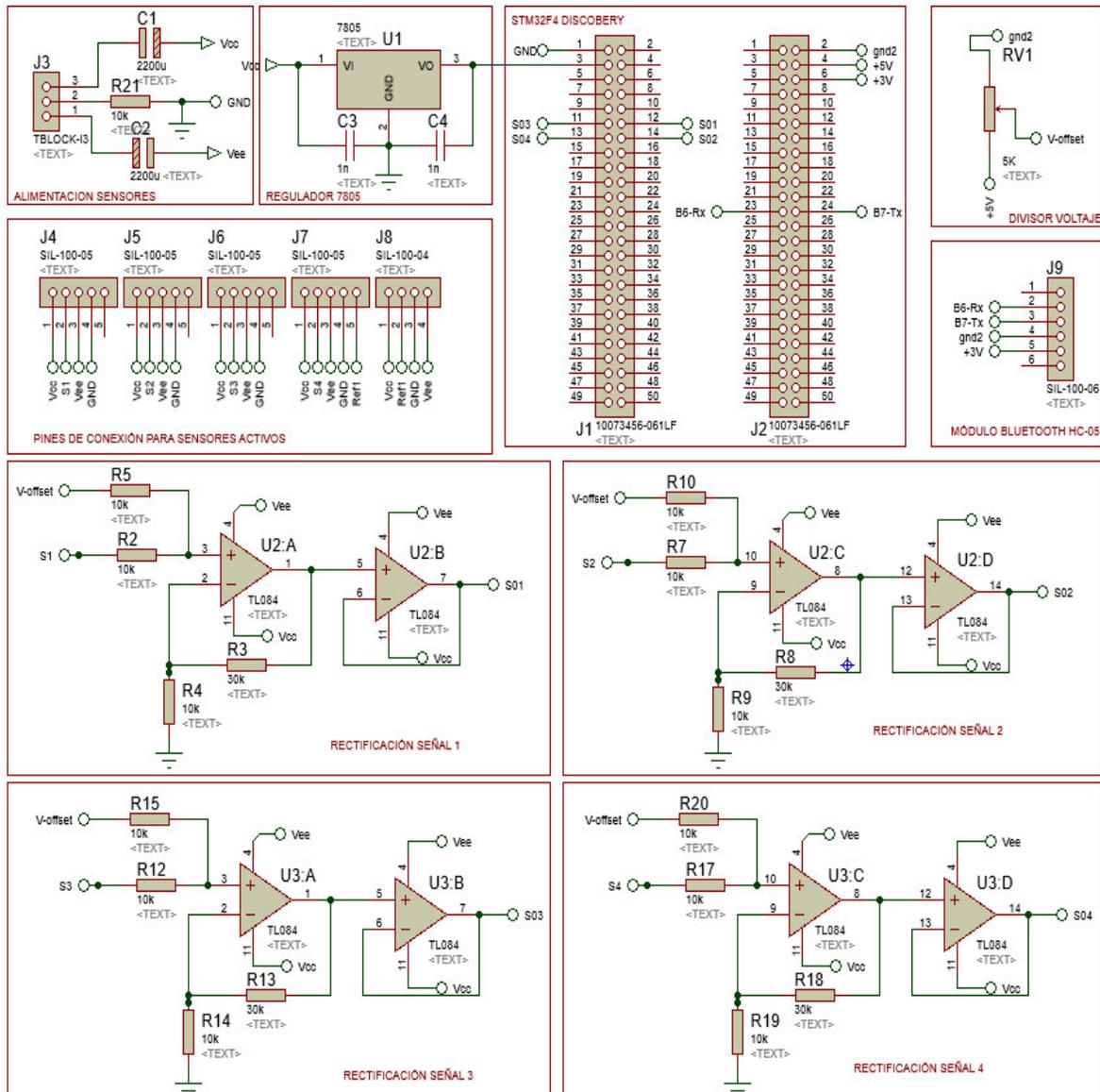


Figura 37. Diagrama Electrónico General del prototipo Electromiográfico

3.9 IMPLEMENTACIÓN SENSORES ACTIVOS

Tomando en cuenta que el promedio de los músculos maseteros es de 57.15 mm de largo y de los músculos temporales 72mm de largo la ubicación de los electrodos debería ubicarse donde inicia el musculo y a una distancia del largo del musculo dividido para cuatro, según las recomendaciones de SENIAM se ha colocado los electrodos a una distancia de 18mm entre ellos ya que la distancia del largo del musculo dividido para cuatro es menor a 18mm para los músculos maseteros y para los músculos temporales el largo del musculo dividido para cuatro es igual a 18mm. Por lo que la recomendación de SENIAM es justificada.

Se ha diseño una tarjeta impresa en donde los electrodos fueron colocados a una distancia de 18mm uno de otro para casa sensor activo. Además se consideró la ubicación del conector Molex en la placa PCB, este conector tiene 5 pines, tres de ellos para alimentación bipolar de 9 V con su tierra en común, uno para la salida de la señal EMG y uno para la realimentación del electrodo de referencia, de acuerdo al detalle: PIN1=+9v, PIN2=salida señal EMG, PIN3=-9v, PIN4=GND, PIN5= salida de referencia. Con estas consideraciones la placa impresa que contiene un amplificador operacional LMP7704, el conector Molex de 5 pines y los electrodos, la placa PCB tiene una dimensión total 2.5x1.5cm.

La placa fue diseñada utilizando la herramienta de ISIS de Proteus para la ubicación de los elementos y la herramienta Ares de Proteus para el enrutador de las pistas. En la Figura 38 se muestra a) el diagrama del circuito de la placa de un sensor activo, b) el diseño de la placa impresa en Ares en la cara superior y c) la placa diseñada en 3D.

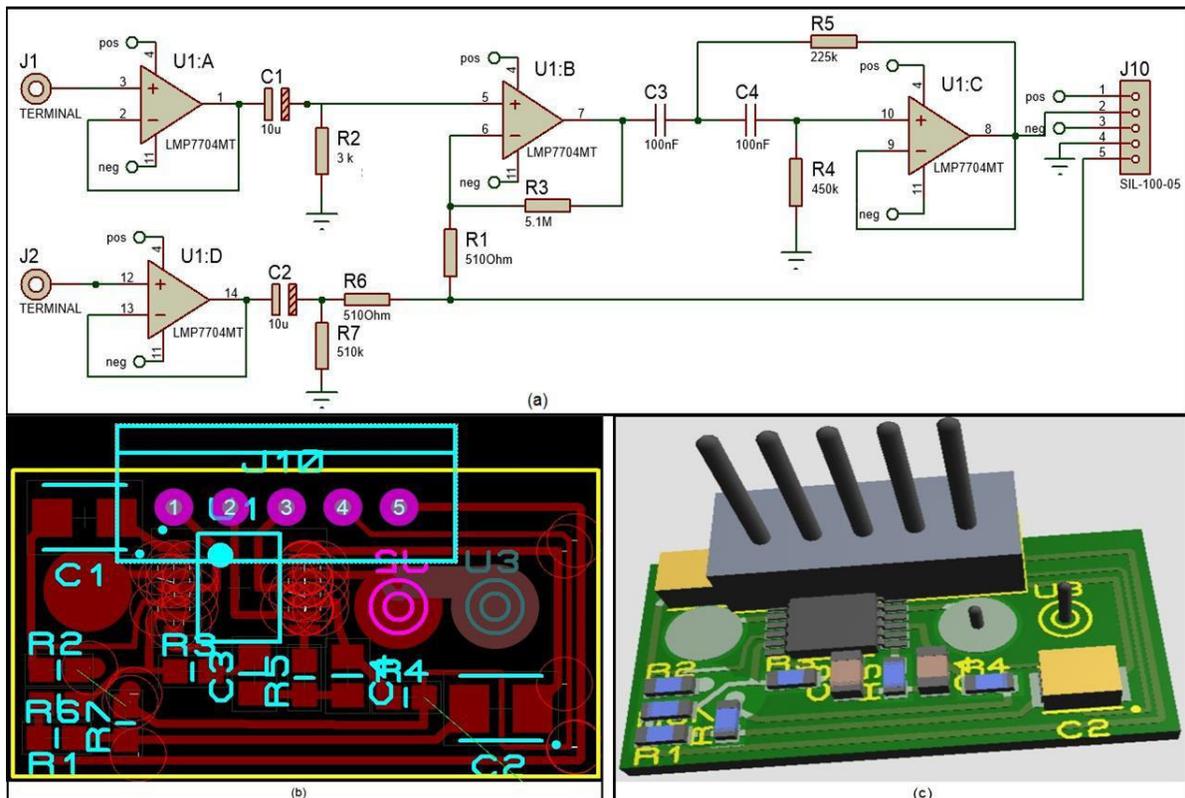


Figura 38. a) Circuito Electrónico Sensor Activo b) Placa PCB. c) Placa 3D

En la placa impresa se han soldado en la cara superior los componentes, el circuito integrado LMP7704, el conector Molex y en la cara inferior los electrodos a la placa impresa.

Cada sensor activo se lo implemento con tecnología micro electrónica para reducir el tamaño del sensor activo. En la Figura 39 se muestra a la izquierda la parte superior del sensor activo implementado en donde están los componentes electrónicos y en la derecha la cara inferior del sensor activo en donde están los electrodos a una distancia recomendada por SENIAM.

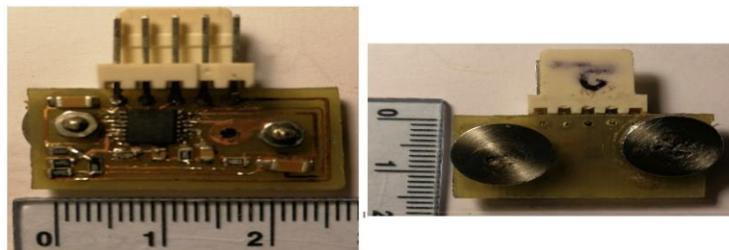


Figura 39. Electrodo Activo Construido

Este proceso se repitió para los cuatro sensores activos. Con el fin de eliminar interferencias y para darle protección al circuito en la manipulación de mismo, se fabricó pequeñas cajas de metal que recubrirán todo la parte superior del circuito, generando el efecto jaula de Faraday. En la Figura 40 se muestran a la izquierda el sensor activo con la caja de protección y a la derecha el sensor activo sin protección.

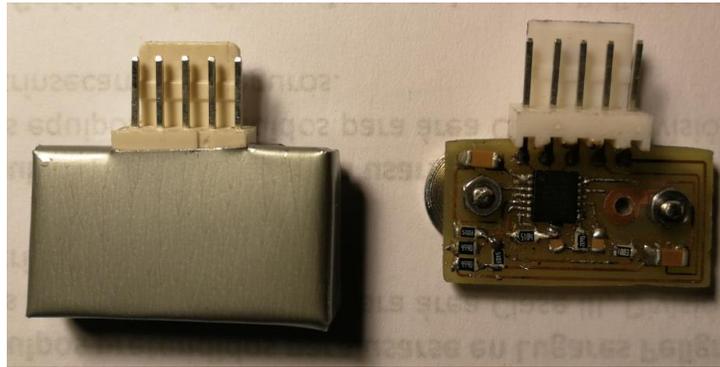


Figura 40. Sensor activo con caja de protección.

3.10 IMPLEMENTACIÓN SENSOR DE REFERENCIA

El sensor de referencia se lo implemento en una placa PCB de menor tamaño, con un electrodo de acero inoxidable ubicado en el centro de la placa circular, también se consideró la ubicación de un conector Molex en la placa PCB, este conector tiene 4 pines, tres de ellos para alimentación bipolar de ± 9 V con su tierra en común y uno es la entrada de la realimentación del electrodo de referencia, de acuerdo al detalle: PIN1=+9v, PIN2=-9v, PIN3=GND, PIN4= entrada de referencia. Con estas consideraciones la placa impresa para el sensor de referencia contiene un amplificador operacional LMP7702, el conector Molex de 4 pines y un electrodo. En Figura 41, se muestra a) el circuito del sensor activo, b) la placa impresa visto desde la parte superior y c) la vista en 3D de la placa diseñada.

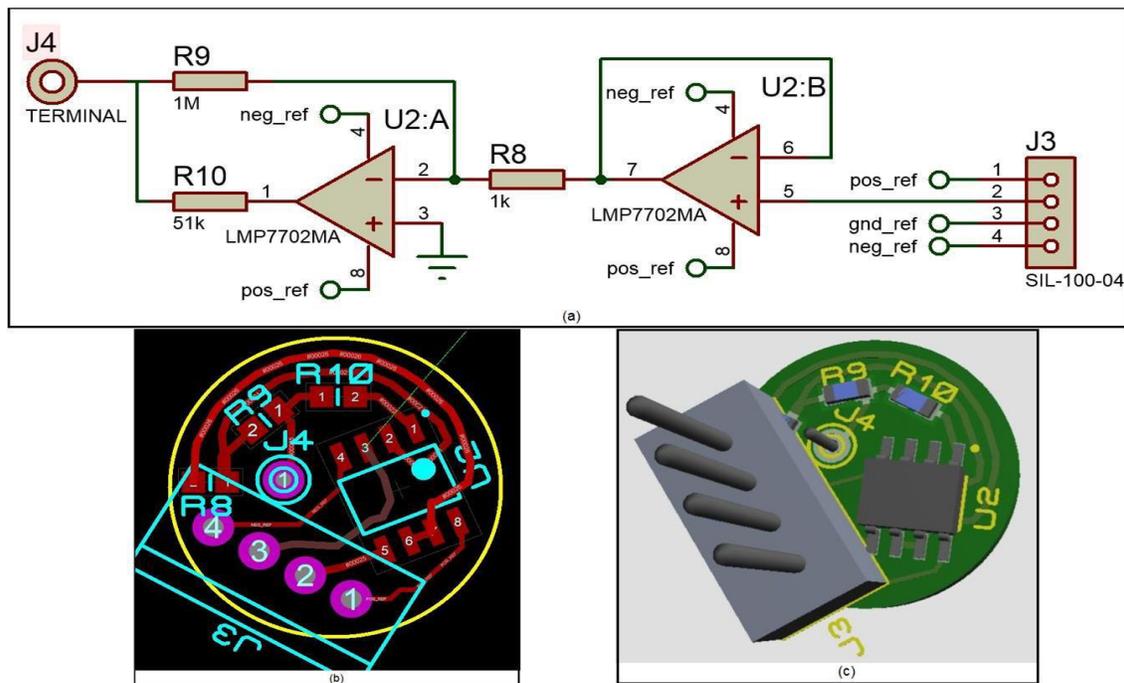


Figura 41. a) Circuito Electrónico Sensor de Referencia. b) Placa PCB. c) Placa 3D

En la cara superior de la placa impresa del sensor de referencia se han soldado el circuito integrado LMP7702, el conector Molex de 4 pines y en la cara inferior el electrodo. De manera similar el sensor de referencia se lo elaboro de una manera compacta y distribuida para que sea fácil de ubicar en la cara del paciente. En la Figura 42 se muestra el sensor de referencia implementado el cual tiene 1.3 cm de diámetro, similar a una moneda de 10 ctvs.

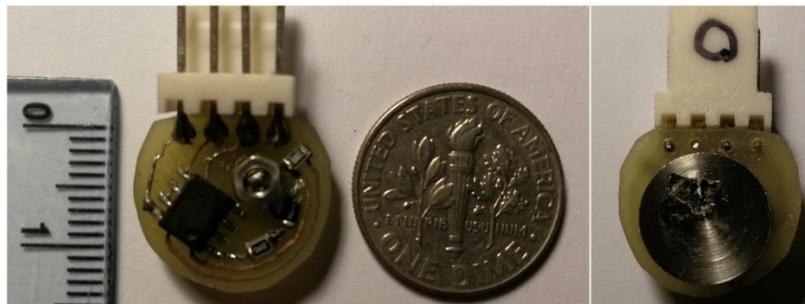


Figura 42. Sensor de Protección de Referencia

El sensor de referencia también fue blindado para evitar las interferencias para lo cual se colocó una protección de una caja metálica en la cara superior que cubren los componentes. En la Figura 43 se muestran a la izquierda el sensor de referencia con la caja de protección y a la derecha el sensor de referencia sin protección.

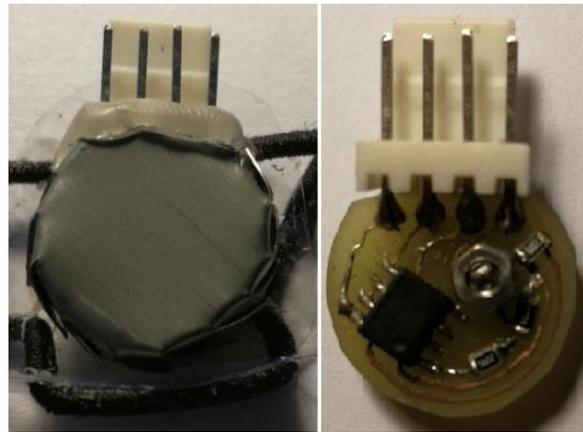


Figura 43. Sensor de referencia con y sin protección

3.11 MONTAJE DE LOS SENSORES ACTIVOS EN UN SOPORTE POR LIGAS.

Para ubicar adecuadamente los sensores sobre los músculos maseteros y temporales, se diseñó un sistema de soporte regulable empleado ligas las cuales garantizan la correcta posición de los sensores en los músculos en estudio.

El soporte de ligas consta de dos pares de ligas para los dos sensores activos de los músculos temporales y otro par de ligas regulables para los dos sensores activos de los músculos maseteros y el sensor de referencia. La Figura 44 muestra los cuatro sensores activos y el sensor de referencia montados en el soporte de ligas.

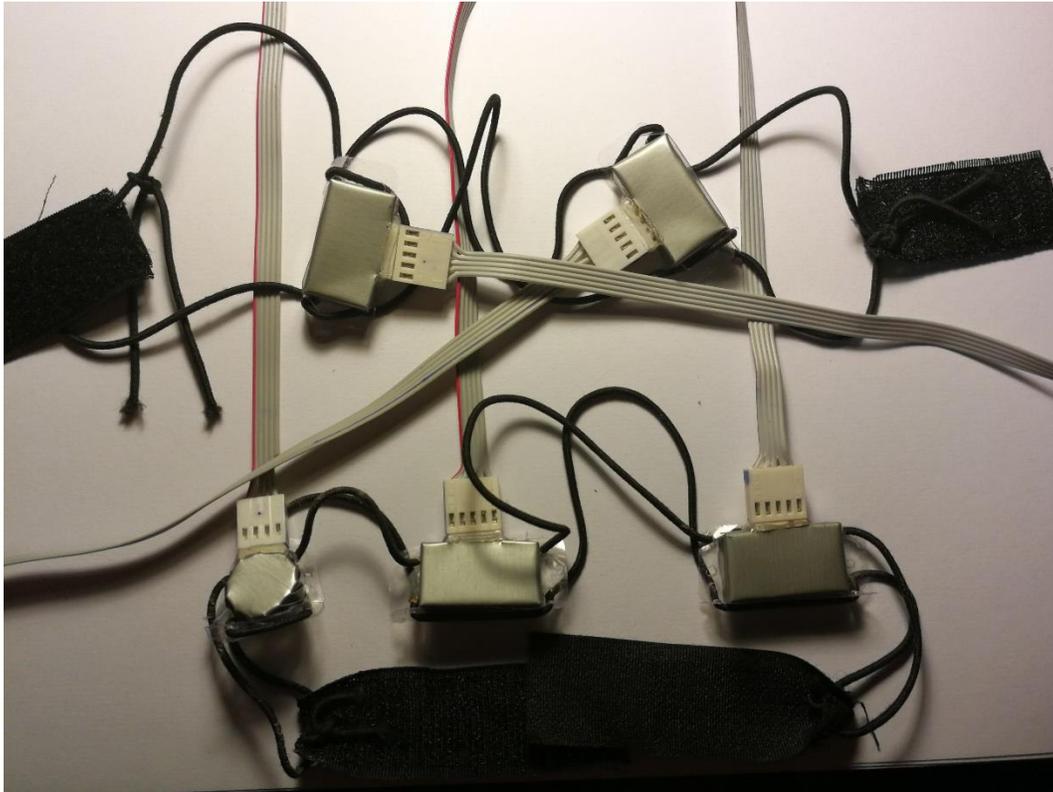


Figura 44. Sensores Activos con ligas de soporte.

3.12 IMPLEMENTACIÓN DE LA TARJETA PRINCIPAL

Una vez desarrollado las etapas anteriores, se procedió a probar y armar en un protoboard, para corroborar errores y verificar que todo este correcto, una vez demostrado esto se elaboró un circuito impreso, donde se ubicarían los dispositivos electrónicos mencionados, utilizando el software Ares de Proteus 8.

El diseño en Proteus de la tarjeta principal se lo realizo de una forma compacta para garantizar la característica de portabilidad del prototipo. La tarjeta principal contiene la tarjeta de adquisición de datos STM32F4 Discovery que tiene una dimensión 7,7 cm x 6,4cm, el zócalo para el modulo bluetooth, dos zócalos para los dos circuitos integrados TL084, los 4 conectores MOLEX para los sensores activos, un conector Molex para el sensor de referencia, un regulador de 5V y un conector

de entrada para la fuente de alimentación bipolar de ± 9 . Considerando estos elementos la placa fue diseñada en un tamaño de 10 cm de ancho por 15 cm de largo. En la Figura 45 se muestra la distribución de los elementos considerando el tamaño de cada uno de ellos.

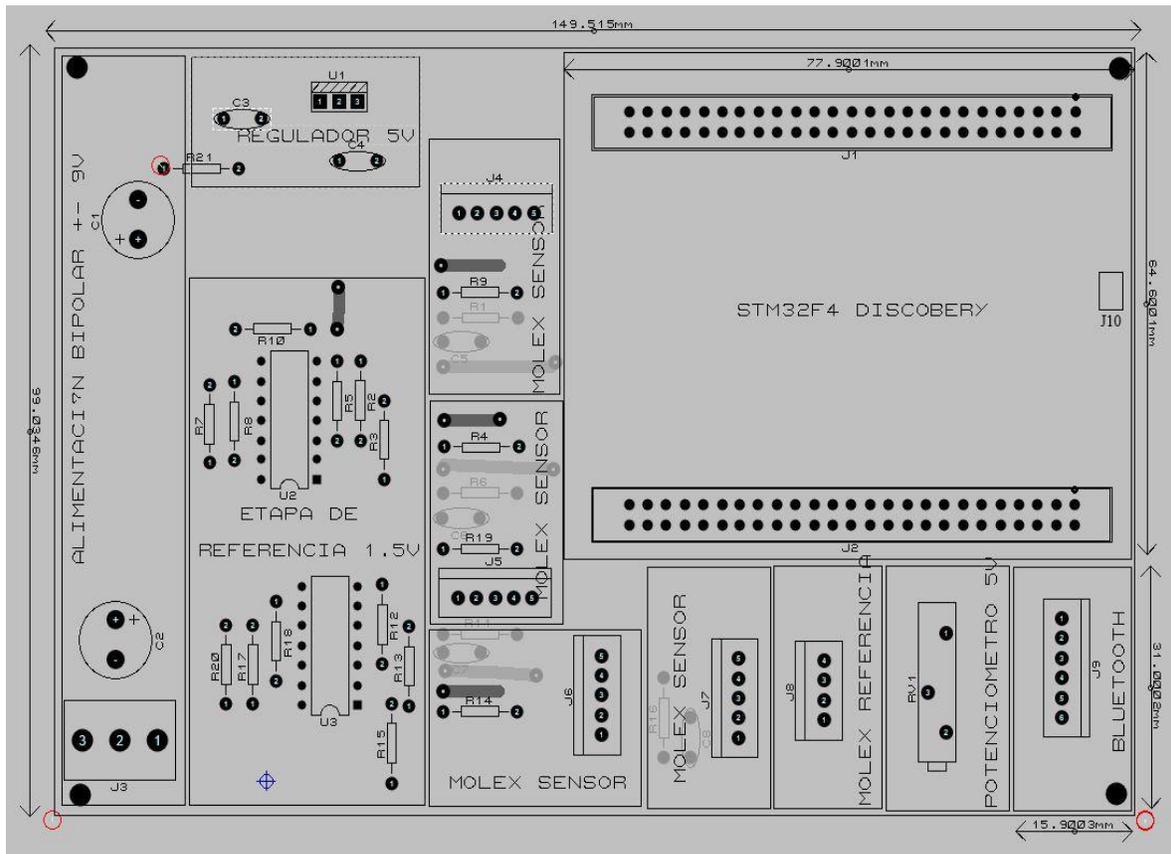


Figura 45. Dimensionamiento Tarjeta PCB Principal.

De acuerdo con los espaciamentos distribuidos para cada elemento que contendrá la placa, se realizó el enrutamiento de las pistas en el programa Ares de Proteus como se muestra en la Figura 46. En la Figura 47 se muestra la palca diseñada en una vista en 3D en donde se pueden visualizar los componentes.

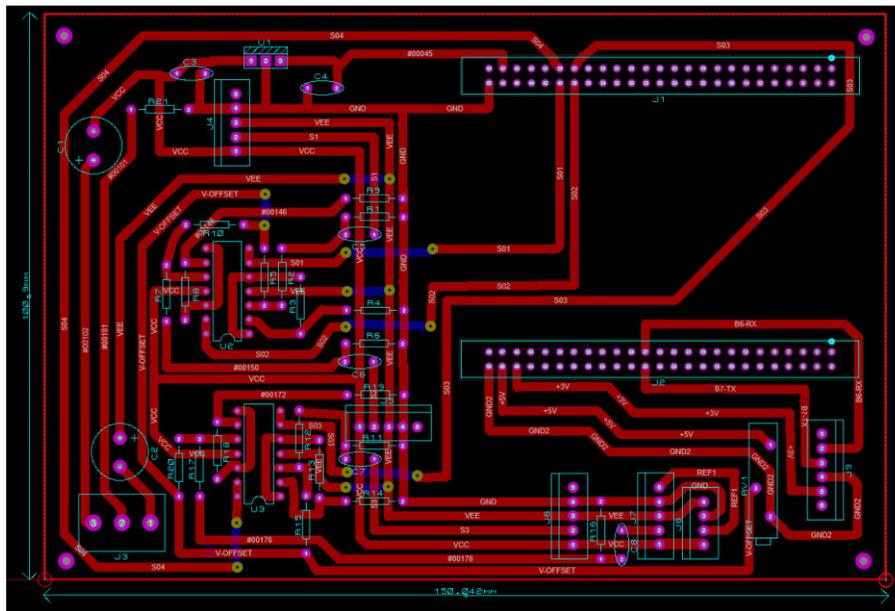


Figura 46. Diagrama Diseño PBC en Proteus

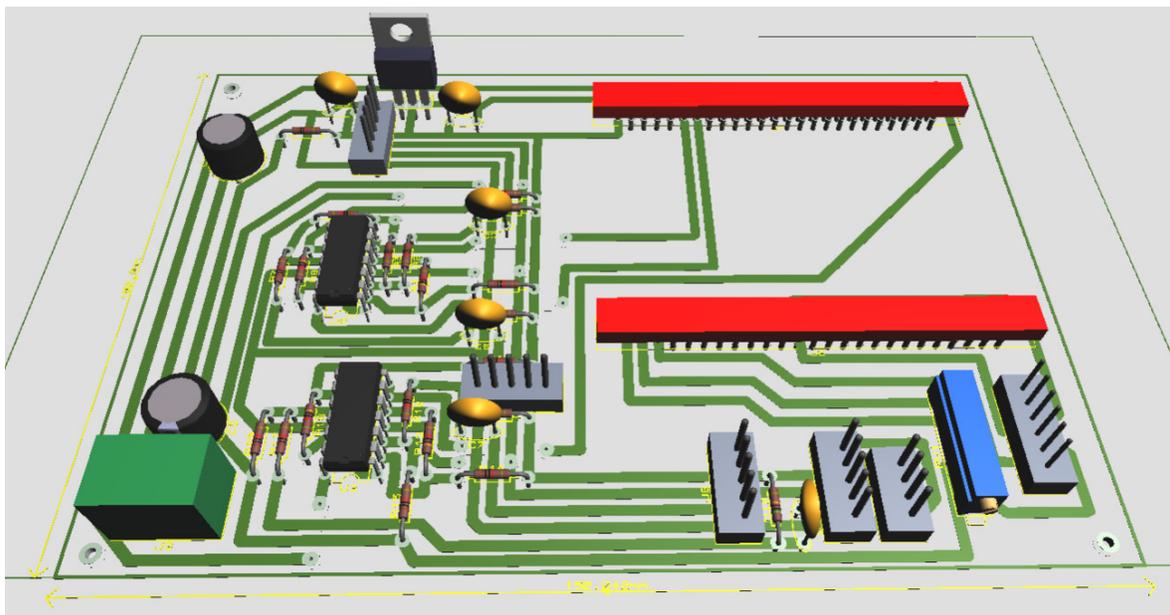


Figura 47. Diagrama Diseño PBC en 3D

En la Figura 48 se muestra la tarjeta principal implementada con todos sus componentes.

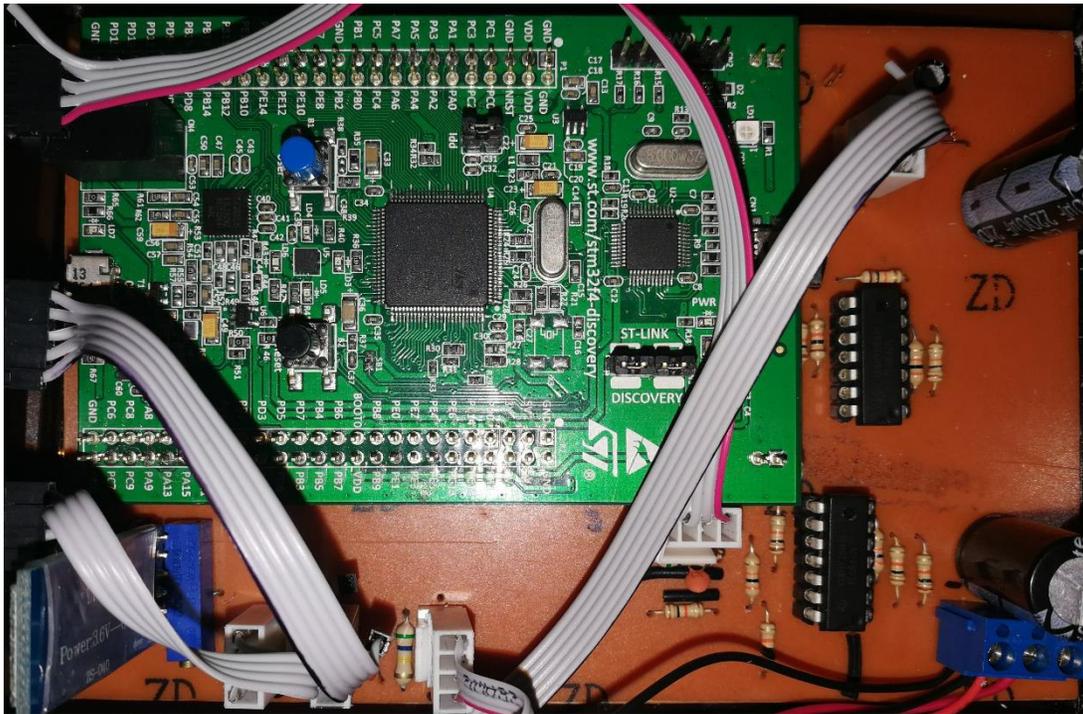


Figura 48. Placa del Prototipo Implementado con sus elementos Electrónicos

3.11 DISEÑO DE LA CAJA

Considerando los tamaños de los elementos que debe ir dentro de la caja como las baterías y la tarjeta principal PCB, se ha realizado un diseño compacto de la caja que incluya los orificios de los conectores. La caja se diseñó en Acrílico de color café transparente para observar los elementos con los que están conformados internamente, el tamaño de la caja se lo diseñó simétricamente con la distribución de la tarjeta PCB y las 3 baterías correspondiente, sus dimensiones son de 15 cm de largo por 15cm de ancho y 5cm de alto y un peso aproximado de 500 gr. En la Figura 49 se muestra el diseño de la caja, en donde se indica la posición de los conectores y de los elementos que conforman el prototipo y sus dimensiones respectivas.

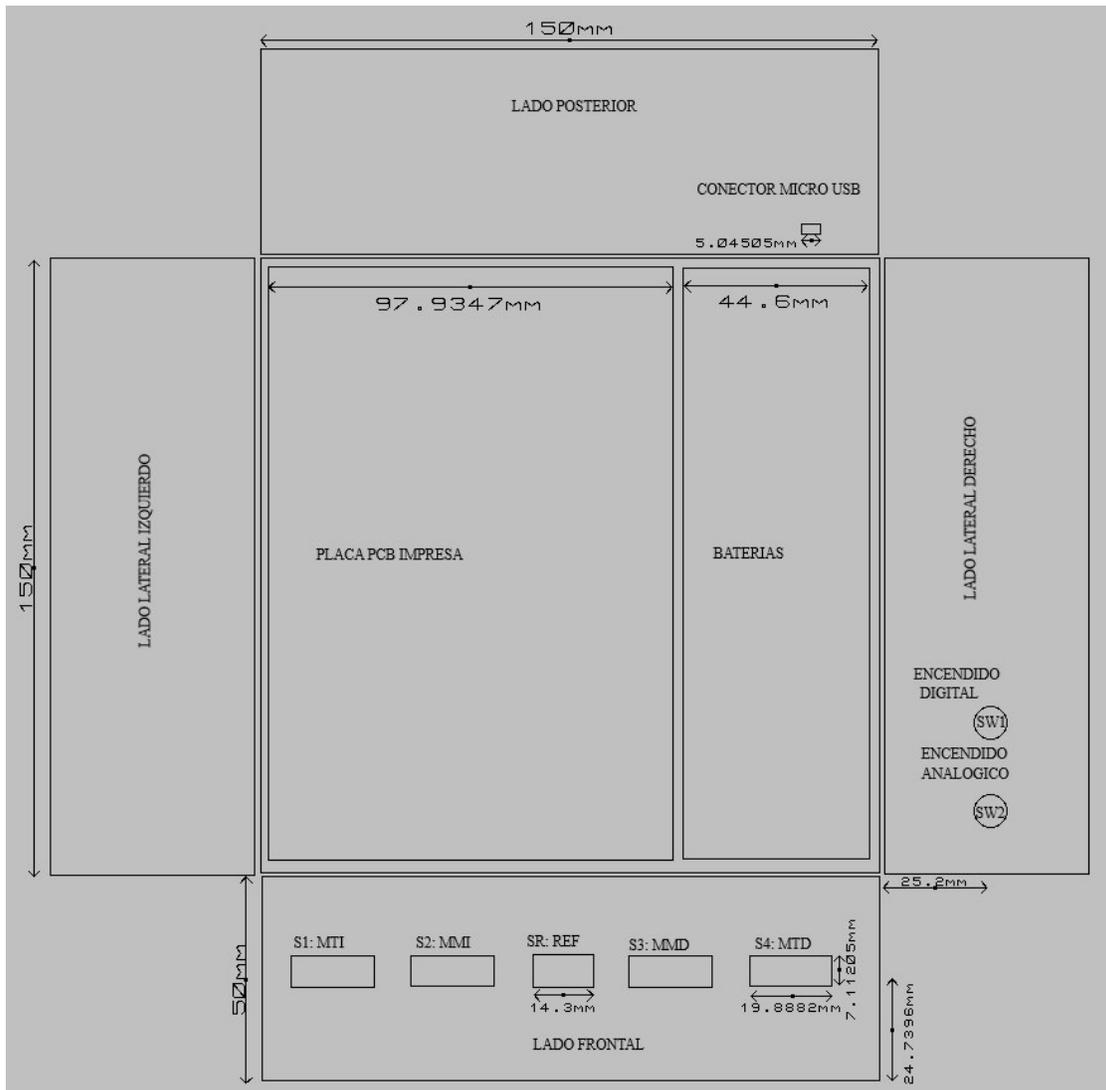


Figura 49.- Dimensionamiento Caja del prototipo

En el lado frontal de la caja se encuentra los conectores Molex para conexión de los sensores activos y el sensor de referencia, en el lado derecho de la caja están ubicados los interruptores que encienden a los sensores activos y a la tarjeta de adquisición de datos STM32F4 Discovery y en la parte posterior de la caja se colocó un conector micro USB para poder cargar la batería que alimenta la tarjeta STM32F4 Discovery. En la Figura 50 se muestra la caja del prototipo implementado con sus etiquetas de conexión en la parte frontal de la caja.



Figura 50. Implementación caja prototipo Electromiógrafo

3.12 MONTAJE DEL PROTOTIPO EN LA CAJA

El montaje del prototipo se realizó utilizando cables de bus de datos IDE adaptados a los conectores Molex. Las equivalencias de conectores de conexión desde los sensores activos hacia la caja se muestran en la siguiente Tabla 15 con sus respectivas conexiones.

Tabla 15

Conexiones de los sensores activos a la caja.

SALIDA SENSORES	ENTRADA CAJA PROTOTIPO	CARACTERÍSTICA
S1	MTI	Conexión del sensor activo ubicado en el músculo temporal izquierdo (MTI) hacia la entrada de la caja del musculo temporal izquierdo.
S2	MMI	Conexión del sensor activo ubicado en el músculo masetero izquierdo (MMI) hacia la entrada de la caja del musculo masetero izquierdo.

CONTINÚA →

SR	REF	Conexión del sensor de referencia ubicado en el hueso maxilar hacia la entrada de la caja del sensor de referencia.
S3	MMD	Conexión del sensor activo ubicado en el músculo masetero derecho (MMD) hacia la entrada de la caja del musculo masetero derecho.
S4	MTD	Conexión del sensor activo ubicado en el músculo temporal derecho (MTD) hacia la entrada de la caja del musculo temporal derecho.

La conexión de los conectores Molex de la caja del prototipo hacia la tarjeta principal se la realizo utilizando cables de bus de datos IDE adaptados a los conectores Molex de la tarjeta PCB principal. Las equivalencias de conectores de conexión la caja de Acrílico hacia la tarjeta principal y otros elementos externos se muestra en la siguiente Tabla 16 con sus respectivas conexiones.

Tabla 16.-
Conexiones de la caja a la tarjeta principal.

CONEXIONES EXTERNAS	ENTRADA PLACA PCB DE LA CAJA	CARACTERÍSTICA
MTI	J6	Conexión entrada de la caja del musculo temporal izquierdo al conector de la placa PCB de la caja.
MMI	J7	Conexión entrada de la caja del musculo masetero izquierdo al conector de la placa PCB de la caja.
REF	J8	Conexión entrada de la caja del sensor de referencia al conector de la placa PCB de la caja.
MMD	J4	Conexión entrada de la caja del musculo masetero derecho al conector de la placa PCB de la caja.
MTD	J5	Conexión entrada de la caja del musculo temporal derecho al conector de la placa PCB de la caja.

CONTINÚA 

MODULO BLUETOOTH	J9	Conexión del módulo Bluetooth al conector de la placa PCB de la caja.
STM32F4 DISCOVERY (STM1 Y STM2)	J1 y J2	Conexión de la tarjeta de adquisición de datos STM32F4 Discovery los pines STM1 a J1 y STM2 a J2 de la tarjeta principal PCB de la caja.
TL084	U2 y U3	Conexión de los circuitos integrados para la referencia DC de 1.5 V a los conectores de la placa PCB de la caja.
7805	U1	Regulador de Voltaje de 5 V.
SW1	J3	Conexión de la alimentación de ± 9 V desde el Switch1 al conector de la placa PCB de la caja.
SW2	J10	Conexión de la alimentación de 5V desde el Switch2 al conector tarjeta STM32F4 Discovery de la caja.

En la Figura 51 se muestra la caja de acrílico implementada con sus componentes: la tarjeta principal y 3 baterías que alimentan a todo el sistema.

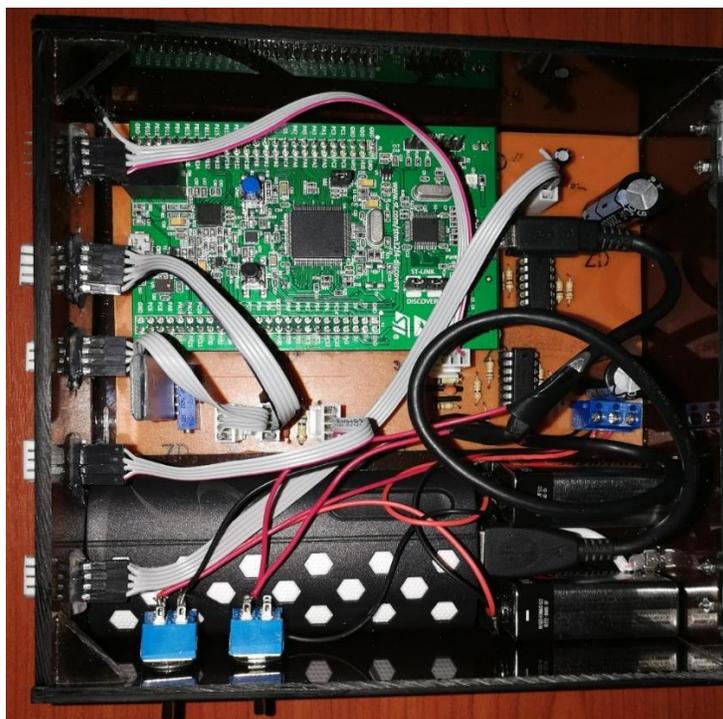


Figura 51. Prototipo con sus elementos Internos

En la Figura 52 se muestra la parte frontal de la caja con los Molex de conexión para los sensores activos y el sensor de referencia.



Figura 52. Prototipo finalizado de vista frontal

Utilizando las tablas de conexiones para los elementos del equipo Electromiógrafico, se ensambló con todos sus componentes, incluyendo a los sensores activos y el sensor de referencia. En la Figura 53 se muestra la caja de acrílico con los sensores activos y el sensor de referencia conectado, con el soporte de ligas en los sensores activos y las etiquetas correspondientes a cada sensor. En la parte derecha de la caja con sus interruptores correspondientes para la activación de energía para los sensores activos y la tarjeta de adquisición de datos.



Figura 53. Equipo Electromiográfico implementado.

CAPÍTULO IV

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE DEL PROTOTIPO

4.1 INTRODUCCIÓN

El Software del prototipo ha sido desarrollado en tres aplicaciones 1) para la tarjeta de adquisición empleado en la herramienta “Simulink” de Matlab 2) adquisición y visualización de datos en el computador utilizando el software Labview y 3) para el cálculo de las fuerzas en el computador empleado el software Matlab. Las tres aplicaciones se enlazan entre sí para garantizar que el prototipo funcione de acuerdo a los objetivos propuestos en el presente proyecto

Las características principales que debe poseer el software del prototipo de Electromiografía para músculos masticatorios son:

- La interfaz gráfica debe ser fácil de utilizar, amigable con el usuario y sencillo al momento de visualizar las señales EMG.
- La aplicación debe manejar una base de datos para almacenamiento de la información del paciente.
- El software debe interactuar entre las diferentes aplicaciones que forman el prototipo.
- El software debe garantizar una visualización adecuada de las señales EMG capturadas en los músculos maseteros y temporales.

En la Figura 54 se muestra el diagrama de bloques del software general del prototipo.

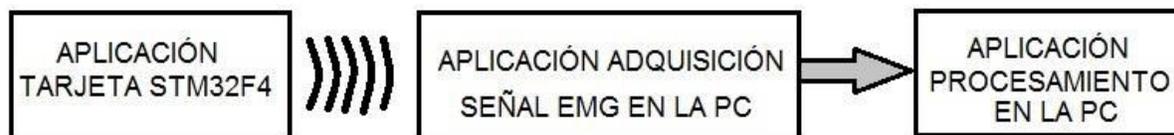


Figura 54. Diagrama de bloques Software general del prototipo

4.2 APLICACIÓN PARA TARJETA STM32F4 DISCOVERY

La aplicación para la tarjeta STM32F4 Discovery maneja el hardware de la tarjeta para la adquisición de datos, para el filtraje digital y el ensamble de tramas en el envío de datos vía Bluetooth. Esta aplicación fue desarrollada utilizando la herramienta “Simulink” de Matlab por medio de las librerías de “Waijung Addons” que permiten la programación de la tarjeta STM32F4 Discovery, desde la interface gráfica de “Simulink”. La aplicación de la tarjeta de adquisición debe cumplir las siguientes características:

- La tarjeta STM32F4 Discovery trabajara a su máxima velocidad de procesamiento.
- Manejar la configuración de la conversión análoga digital para la adquisición de las señales EMG.
- Establecer la conexión con el pc mediante el bluetooth
- Realizar el filtraje digital mediante la implementación de un filtro digital pasa bajo con una frecuencia de corte de 500 Hz.
- Muestrear cada canal de entrada EMG a una frecuencia de 1000 Hz, considerando la frecuencia máxima de entrada de 500 Hz.

El flujo grama general de la aplicación de la tarjeta STM32F4 Discovery se ha se muestra Figura 55 donde se visualizan los principales bloques de ejecución de tareas que se realizan durante el proceso de la adquisición de las señales EMG.

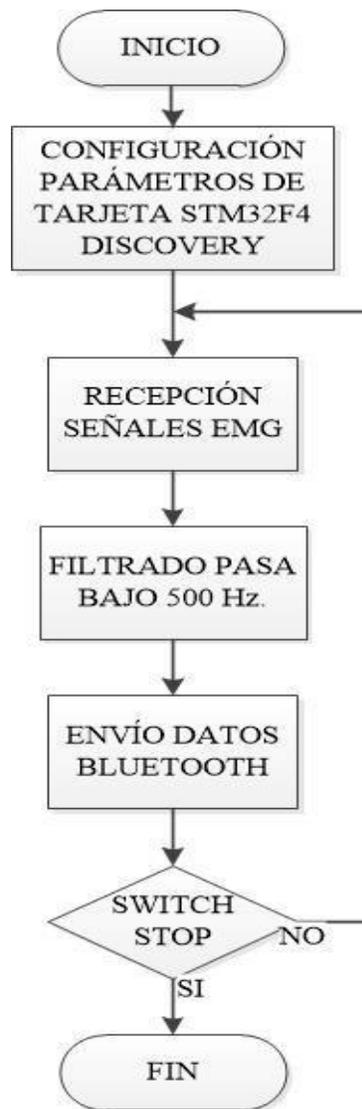


Figura 55. Flujograma Programación en Tarjeta STM32F4 Discovery

A continuación se procederá a describir las tareas que realiza en cada bloque del flujograma del programa principal de la tarjeta STM32F4 Discovery.

4.2.1 Configuración Tarjeta STM32F4 Discovery

En este bloque de configuración de la tarjeta STM32F4 Discovery se establecerán los parámetros para poder compilar y cargar el programa necesario para la configuración de los

demás bloques de: adquisición de datos, filtrado y comunicación por Bluetooth, para ello es necesario cumplir con las características principales para esta configuración las cuales deben ser:

- El compilador a seleccionar será GNU ARM, el cual nos pide por defecto el fabricante.
- El microprocesador a seleccionar debe ser el mismo de la tarjeta STM32F4 Discovery.
- El reloj interno de la tarjeta se debe establecer en su máxima velocidad, para tener un mejor procesamiento en el filtraje de señales.
- La frecuencia de muestreo será de 1000 Hz por el teorema de Nyquist ya que la frecuencia máxima de las señales EMG es de 500 Hz.

El bloque principal que realiza la configuración de los parámetros de la tarjeta STM32F4 Discovery es el bloque “Target Setup” que se muestra en la Figura 56. Este bloque de configuración se lo encuentra en la librería instalada de “Waijung Addons”.

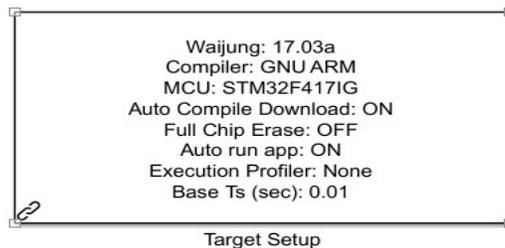


Figura 56. Bloque de Configuración Tarjeta STM32F4 Discovery

4.2.2 Recepción de señales EMG

En este bloque de recepción de las señales EMG la tarjeta STM32F4 D recibe las señales analógicas provenientes de los 4 sensores activos en los cuatro canales de entrada (AN0, AN1, AN2, AN3) y realiza el muestreo y cuantificación de las señales EMG de los cuatro canales. Las características que debe tener el bloque de recepción son las siguientes:

- Debe habilitarse para la lectura cuatro entradas analógicas para las cuatro señales EMG.
- El periodo de muestreo debe ser el mismo del bloque de configuración principal de la tarjeta STM32F4 Discovery es decir 1000 Hz.
- Se debe configurar la frecuencia del reloj interno a la mayor velocidad de frecuencia posible de 168 MHz.
- El tipo de dato que entregara este bloque debe ser doblé.

El módulo de recepción y habilitación de los pines analógicos es el bloque “Regular ADC” que se muestra en la Figura 57 la cual se encuentra en la librería “Waijung Addons”, este bloque realiza la conversión análoga / digital (ADC) de las señales recibidas por los pines analógicos habilitados y nos entrega los cuatro datos de tipo doblé. En la Figura 57 se muestra en la parte izquierda el bloque de recepción de las señales EMG y en la parte derecha los parámetros de configuración establecidos para este bloque.

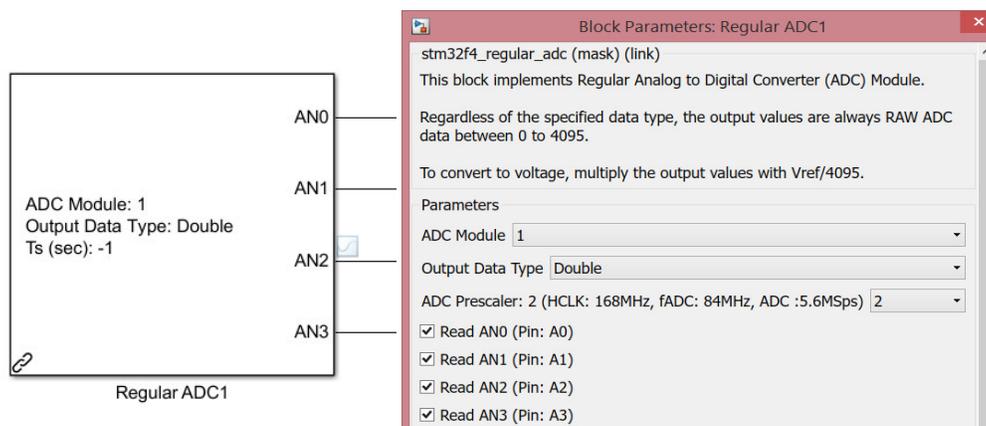


Figura 57. Bloque de configuración entradas Analógicas

4.2.3 Filtrado digital pasa bajo

En este bloque se implementa un filtro digital pasa bajo para eliminar de alta frecuencia y

garantizar el margen de frecuencias de entrada prototipo Electromiográfico de 5 a 500 Hz. Para la implementación del bloque del filtrado digital se establecen las siguientes características:

- La frecuencia de corte del filtro digital pasa bajo debe ser de 500 Hz.
- La frecuencia de muestreo del filtro digital debe ser el mismo del bloque de configuración principal de la tarjeta STM32F4 Discovery es decir 1000 Hz.
- El orden del filtro digital pasa bajo debe ser mínimo de orden dos.

Para la implementación del filtro digital se utiliza el bloque “FDA Tool”, el cual permite ingresar las características descritas anteriormente. En la Figura 58 se puede observar la respuesta del filtro pasa bajo a una frecuencia de corte de 500 Hz. La frecuencia de muestreo de acuerdo al teorema de Nyquist debe ser superior a dos veces la frecuencia máxima, por lo que la frecuencia de muestreo para el filtro digital se estableció en 1100 Hz, el filtro diseñado es un filtro Butterworth de orden 10.

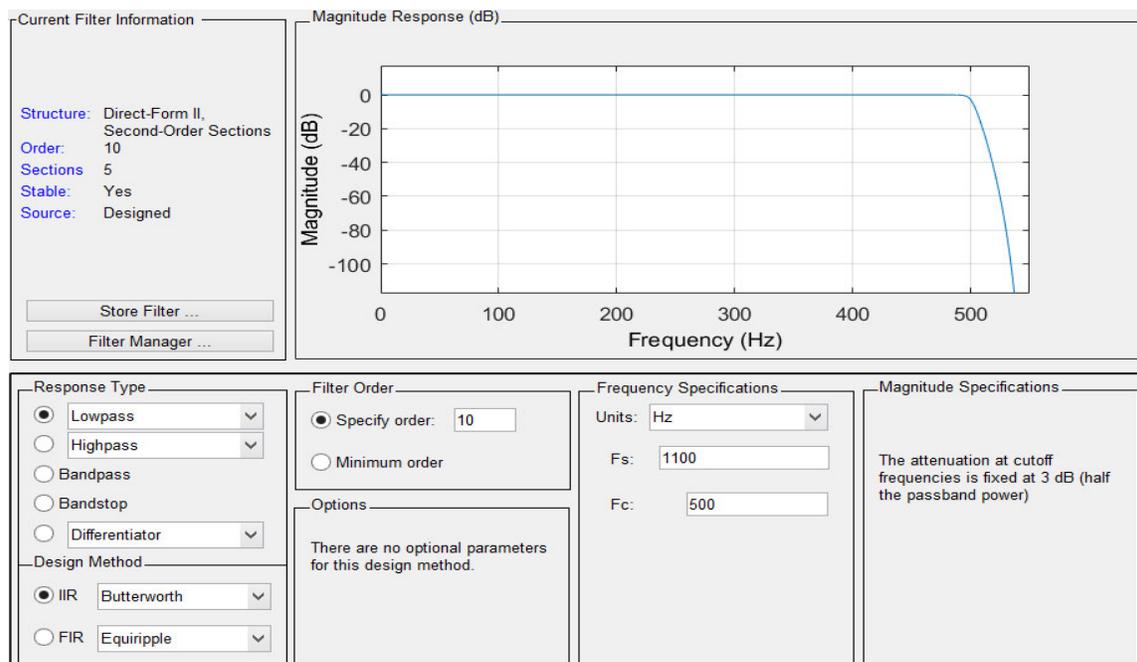


Figura 58. Diseño del Filtro Pasa Bajo a 500Hz

El bloque “FDA Tool” con las características anteriormente anotadas se lo cuádruplico para las cuatro señales EMG recibidas que deben pasar por el filtro digital, tal como se muestra en la Figura 59.

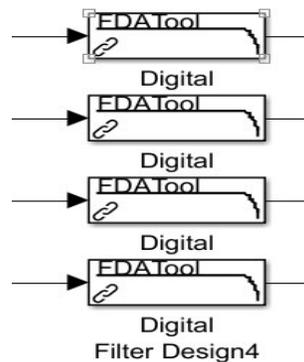


Figura 59. Bloques de programación filtros digital.

4.2.4 Envío de datos Bluetooth

En el bloque de envío de datos se realiza el entramado de los datos de las señales EMG que serán enviadas por medio de Bluetooth al computador. Para este proceso es necesario configurar la interface bluetooth “UART Setup” y configurara el módulo de envío de datos “UART Tx”. Las características que debe tener el bloque de envío de datos son las siguientes:

- La entrada de los datos será en formato entero con un nivel máximo de 4095.
- La velocidad de transmisión óptima para el envío de mediante la interface bluetooth que se determinó en 9600 Baudios.
- Habilitar los pines de transmisión y recepción para la conexión del módulo bluetooth externo.
- El empaquetamiento de los datos de las cuatro señales EMG será en código ASCII ya que este formato exige el estándar Bluetooth.

- En una trama se enviarán las cuatro señales EMG con un bit de parada y sin paridad.
- La frecuencia de muestreo del entramado de los datos debe ser el mismo del bloque de configuración principal de la tarjeta STM32F4 Discovery es decir 1000 Hz.

La configuración de la etapa de comunicación se realiza por dos bloques: el bloque de configuración UART y el bloque de transmisión UART que se encuentran en la librería de “Waijung Addons”.

El bloque de configuración “UART Setup” que se muestra en la Figura 60, establece los parámetros de transmisión de datos como el número de bits, tasa de transmisión, pines a utilizar de transmisión y recepción.



Figura 60. Bloque de Configuración de envío de Datos

El bloque de transmisión “UART Tx” que se muestra en la Figura 61 es el encargado de enviar los datos desde la tarjeta, los parámetros principales de configuración de este bloque son: el tipo de dato que se envía (ASCII) y el tiempo de muestreo, el cual debe ser el mismo del bloque de adquisición de datos.

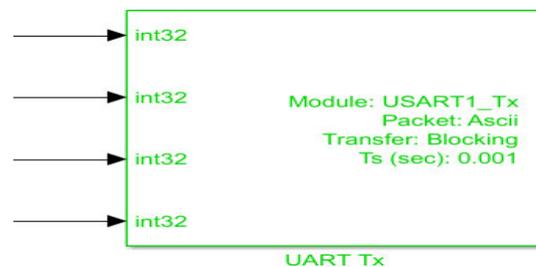


Figura 61. Bloque de Transmisión de datos

El empaquetamiento de la señal enviada desde la tarjeta al computador está conformada por un solo bloque en código Ascii con un final “CLRF” que indica un salto de línea.

Es necesario aclarar que se está enviando las 4 señales EMG al mismo tiempo, y aun no se ha realizado la conversión a voltaje es decir que se están enviando los datos a la resolución de la tarjeta que es de 4095 de amplitud máxima, esto se lo realizara en el programa en Labview ya que los datos enviados por bluetooth se envían en una sola trama y necesitan ser separados en las 4 señales EMG.

En la Figura 62 se encuentra el diagrama completo con todos los bloques de programación implementados en la tarjeta. En medio de los bloques de recepción de datos y transmisión se encuentra un bloque “Convert” el cual transforma los datos “double” a “int” para su transmisión de datos.

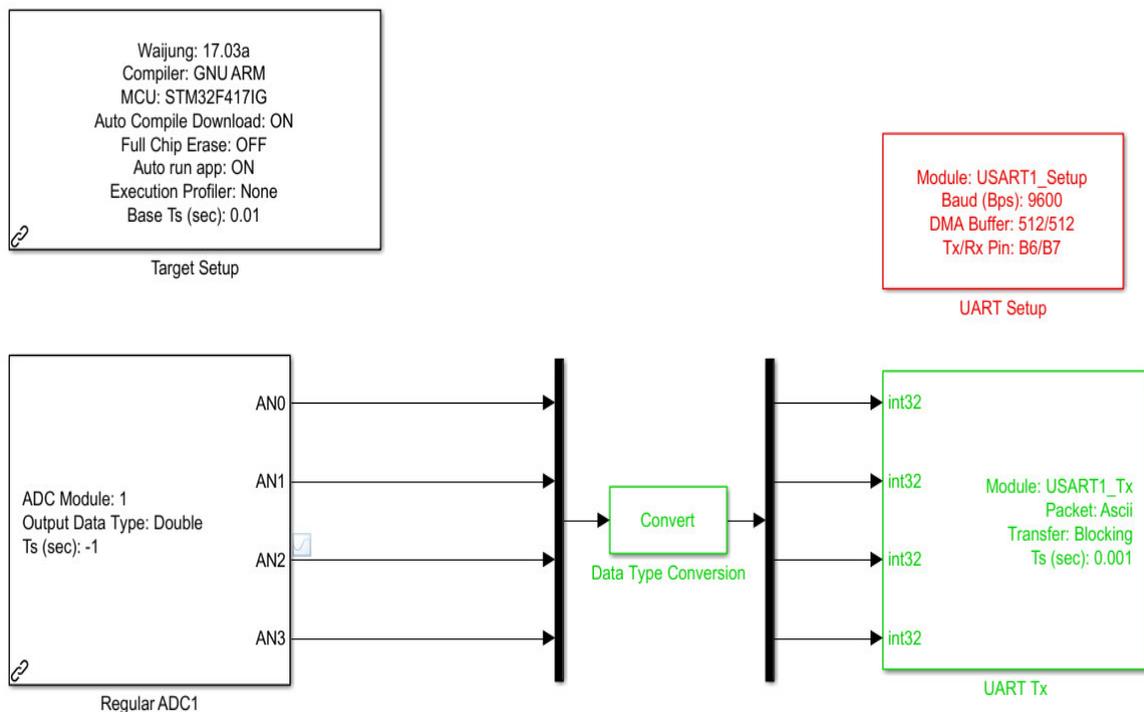


Figura 62. Diagrama Completo del Programa de la Tarjeta STM32F4 Discovery

4.3 APLICACIÓN INTERFAZ GRAFICA EN LABVIEW

La aplicación desarrollada en el programa de Labview muestra la interfaz gráfica en donde se observaran las señales EMG en tiempo real, la opción para ingresar información del paciente y poder guardar las señales EMG en una base de datos creada en Access. Dentro del proceso de visualización de las señales EMG, se realiza una conversión de las señales muestreadas a las amplitudes reales en mV de las señales EMG. Para esta etapa las características generales de la aplicación desarrollada en Labview son las siguientes:

- La interfaz gráfica será sencilla y amigable con el operador del programa.
- Las señales EMG recibidas serán observadas en tiempo real.
- La aplicación tendrá los contenedores necesarios para ingresar toda la información personal del paciente.
- La aplicación realizara la conversión de las señales EMG a señales EMG reales en mV.

La programación de la interfaz gráfica en Labview se ha desarrollado por varios bloques como se muestra en el flujograma de la Figura 63, las cuales se describen detalladamente a continuación.

Se realizó la programación en Labview por ser una programación en bloques, más fácil para su programación y su interfaz gráfica es más dinámica al momento de diseñar y visualizar. La programación en Labview realizara: recepción de las señales EMG, visualización de los datos en tiempo real con la conversión de las señales EMG reales, Base de datos de la grabación de las señales EMG y la visualización de los datos guardados mediante la ejecución del programa diseñado en Matlab el cual transforma las señales EMG en fuerza.

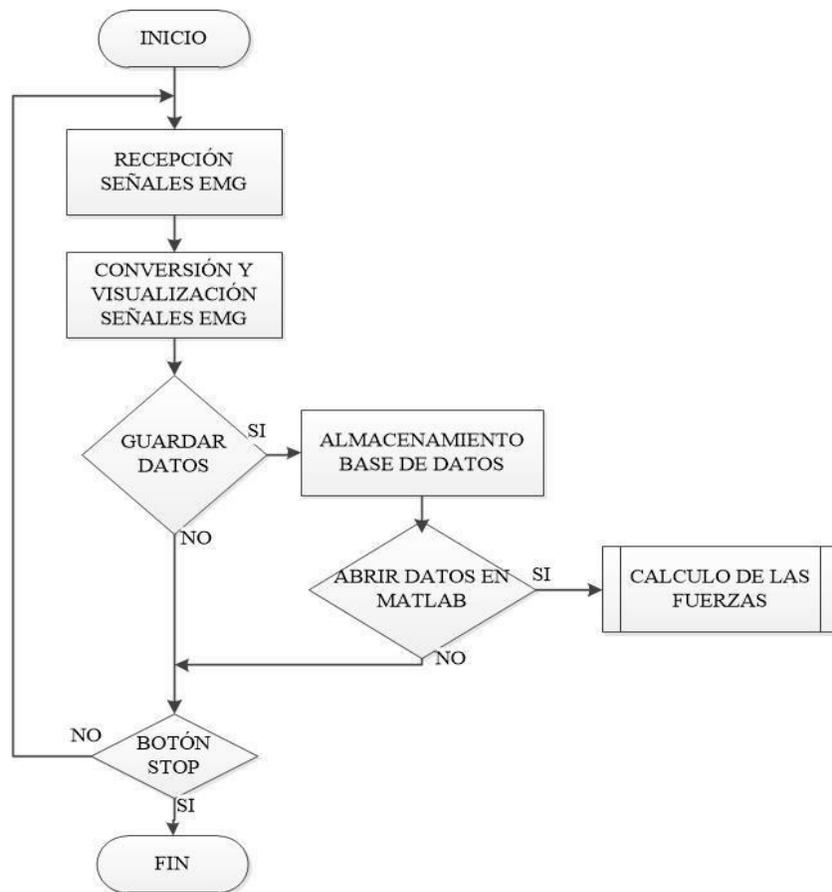


Figura 63. Flujograma Programación Labview

4.3.1 Recepción de señales EMG

El bloque de recepción de datos recibe los datos de las señales EMG enviadas por el modulo Bluetooth, es necesario separarlas en los 4 datos de las señales EMG, para este proceso de recepción es necesario utilizar bloques de programación de Labview. Las características que debe tener el bloque de recepción de datos son las siguientes:

- Debe tener establecido un puerto COM fijo para la conexión de modulo bluetooth a la computadora.
- La velocidad de transmisión debe ser de 9600 Baudios, con 8 bit de recepción y sin bit de paridad deben tener compatibilidad ser los mismos parámetros que se establecieron en el

envío de datos.

Inicialmente se debe configurar los parámetros de comunicación entre el modulo bluetooth y Labview, por ello se ocupa los bloques de VISA que están dentro de las librerías de comunicación de Labview. En la Figura 64 se observa el diagrama de conexión de VISA para la adquisición de datos y cada bloque utilizado será explicado detalladamente a continuación.

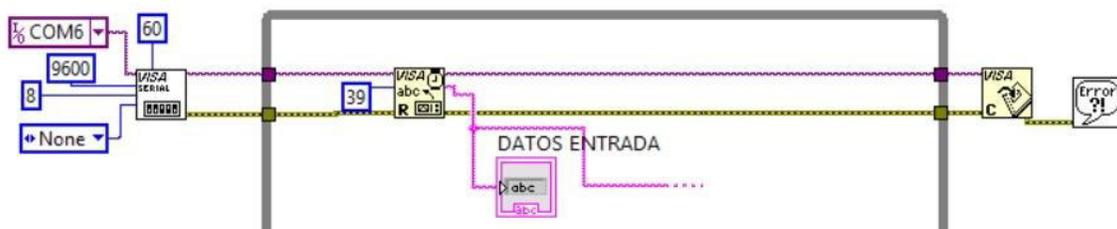
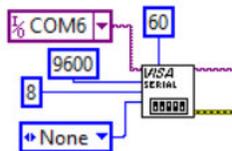
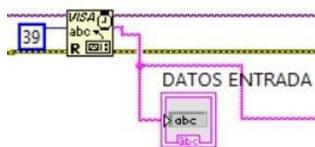


Figura 64. Diagrama de Comunicación para los datos de entrada del Bluetooth



El bloque de “VISA SERIAL” permite la apertura del puerto de comunicación entre los dispositivos, cuando el Modulo bluetooth se conecta a la PC, crea un puerto COM “saliente” y “entrante”, es necesario selección el puerto COM “saliente” ya que este será el que reciba los datos de las señales EMG; los demás parámetros de velocidad de transmisión (9600 baudios) y números de bits (8 bits) que son recibidos deben ser configurarlos según lo establecido en el envío de datos de tarjeta STM32F4 Discovery.



Una vez que los datos están ingresando, se utiliza el bloque de lectura “VISA abc” el cual recibe los datos que llegan desde el modulo bluetooth, las líneas de datos y error deben conectarse al bloque y se debe indicar el numero de caracteres recibidos, en este caso son 19 por las

valores de las 4 señales y las comas de separación, esto fue confirmado por medio de HyperTerminal al verificar los datos que se están recibiendo en la PC. (Figura 65)

En la Figura 65 se muestra una captura de los datos recibidos por HyperTerminal en donde se puede observar los datos de las señales EMG, cada dato tiene 4 caracteres más una separación de una coma, en total se recibe 19 caracteres.

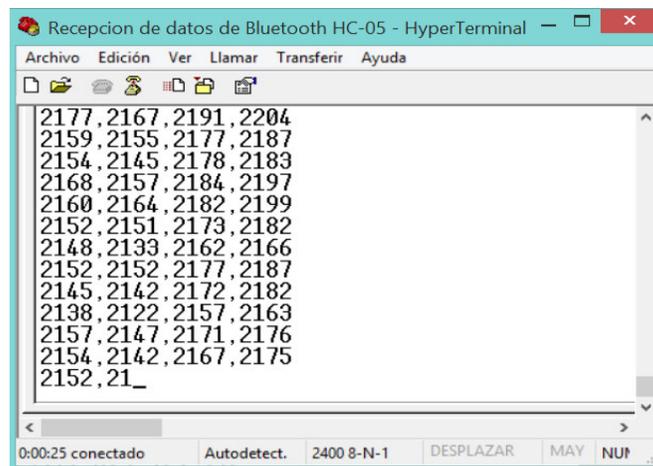
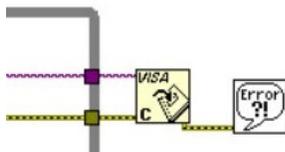


Figura 65. Datos Recibidos en la PC, verificados por HyperTerminal



Finalmente se utiliza el bloque “VISA close”, el cual cierra la comunicación una vez finalizada la adquisición de los datos, las líneas de datos y error deben ser conectadas al bloque.

4.3.2 Conversión y Visualización de señales EMG

En este bloque realiza la conversión de los datos demultiplexados de la trama recibida de la interface bluetooth a milivoltios y ejecuta al proceso de visualización de cada una de las entradas EMG en las áreas respectivas de la interface gráfica. Las características de esta etapa son las siguientes:

- La conversión de las entradas analógicas se estandarizaran para una amplitud máxima de 3.3V ya que el rango de entrada de la tarjeta STM32F4 Discovery varía de 0 a 3.3V.
- Se realizara el proceso inverso de la amplificación que se realizó inicialmente en los sensores activos con un ganancia de 5000 para la obtención de las señales EMG reales.
- La interface gráfica tendrá cuatro divisiones para visualizar las cuatro ventanas graficas de las EMG de cada musculo.
- Cada señal EMG se graficara en una ventana grafica separa, para distinguir que señal EMG del musculo se está observando.
- La visualización de las señales EMG se establecerán por auto escala para la mejor visualización de estas.

Como se explicó anteriormente los datos recibidos entran en una sola trama, por lo que es necesario separarlos, a continuación se explica paso a paso la separación de las señales EMG y su transformación a milivoltios. La Figura 66 muestra los bloques de programación separación de la señal EMG para un canal de un musculo y la conversión de dicha señal EMG a señale reales en milivoltios.

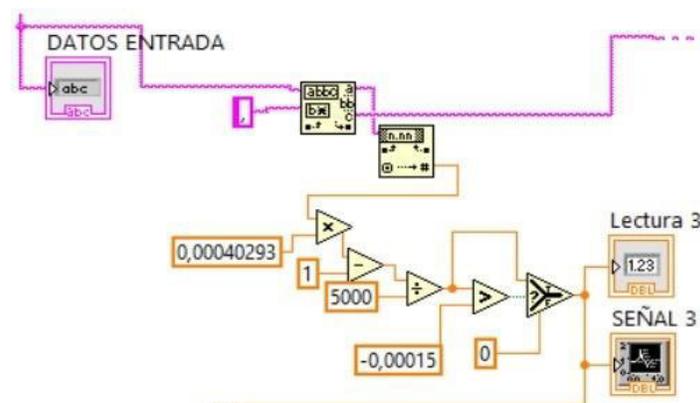
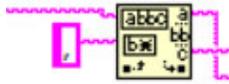
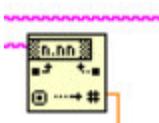


Figura 66. Programa de Conversión y Visualización de Señales EMG



Ya que la señal ingresa con una trama que contiene las 4 señales EMG, se utiliza el bloque “Match Pattern” el cual busca un carácter especial para separar los datos. En este proyecto el carácter especial fue una coma “,” que separa lo que esta antes y después de la expresión. Este proceso se repite para cada señal EMG por lo que en la programación estos bloques se repinten cuatro veces.



Una vez que se tiene el valor de la señal, es necesario transformar de “string” a “number” para ello se utiliza el bloque “String to Number”, obteniendo el valor en “number” listo para realizar cualquier operación aritmética.

Para el siguiente procedimiento hay que tomar en cuenta ciertos aspectos, la señal obtenida hasta este punto esta muestreada por la conversión Análogo Digital (ADC) de 12 bits de resolución (4096) de la tarjeta STM32F4 Discovery y esta amplificada por lo que no es su valor real, para poder observar la señal original es decir en milivoltios se tiene que realizar un proceso inverso a lo amplificado. Por lo tanto lo primero estandarizamos la señal de 4096 a 3.3 V que es el rango permitido de entrada analógica en la tarjeta STM32F4 Discovery.

La señal aún está afectada por la amplificación y referencia del sumador. En la ecuación de la Figura 32 se despeja el valor de S_1 , ya que esa es la señal EMG que ingresa al sumador. Reemplazando los valores de las resistencias y el valor del Offset se obtiene:

$$S_1 = \frac{V_0}{2} - 1$$

El valor de S_1 se divide para 5000 que es la amplificación realizada por el Amplificador de Instrumentación LMP7704 que realiza la etapa de diferenciación, de la ecuación de la Figura 24 la

ganancia obtenida es (Reátegui & Callupe, 2017):

$$G = \frac{V_{out} - V_2}{V_2 - V_1} = \frac{R_2}{R_1} = \frac{5.6 \text{ M}\Omega}{1020 \Omega} = 5000$$

Lo explicado anterior mente se puede observar en la Figura 67, todo este proceso se ha implementado en Labview.

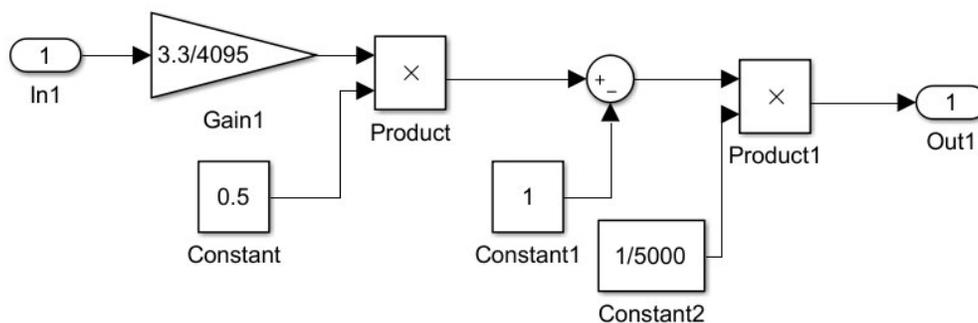
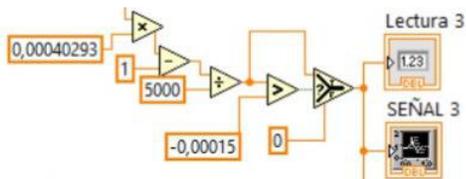


Figura 67. Diagrama de Bloques conversión de la Señal EMG a mV



En labview se ha simplificado el valor de $(3.3/4095)*0.5$ con su equivalente de 0.00040293 con el fin de reducir la programación y eliminar bloques en el programa de Labview. Por motivos de sincronización y eliminar cualquier valor que no sea de la señal se realiza una comparación, esto por una interferencia en la señal.

Con todo lo explicado anterior mente se justifica lo visto en la Figura 66, ya con las señales convertidas se utilizan bloques de visualización de datos y gráficos. Las cuatro señales EMG se visualizan en los bloques de gráficos como se observa en la Figura 68.

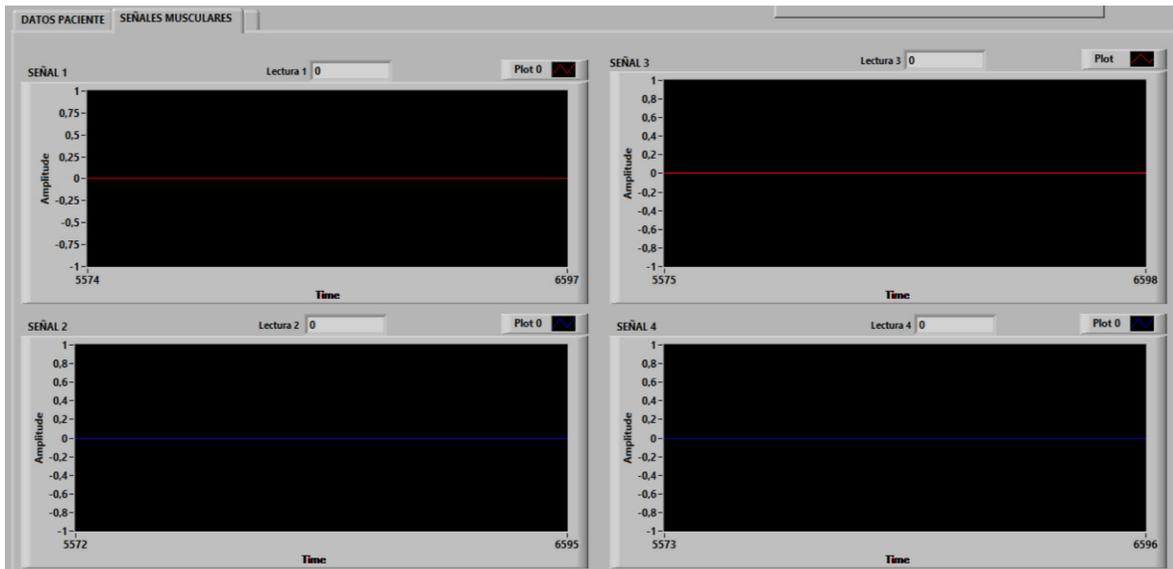


Figura 68. Interfaz Gráfica de las 4 señales EMG

4.3.3 Almacenamiento base de datos

El bloque de almacenamiento de datos guardara las señales EMG en una base de datos implementada en Access para visualizarlas en cualquier momento y realizar el cálculo de la Fuerza Masticatoria Máxima (FMM) en el programa de Matlab. Las características que debe tener el bloque de almacenamiento de datos son las siguientes:

- La base de datos debe guardar los datos de las señales EMG y la información ingresada del paciente.
- La grabación de los datos debe durar 20 segundos para tener una señal EMG con cuatro contracciones generadas por el paciente.
- Los datos almacenados deben contener fecha y hora para poder diferenciar las muestras tomadas del paciente.

En la Figura 69 se visualiza todos los bloques implementados para la grabación de las señales EMG en la base de datos, cada bloque de programación será explicado a continuación.

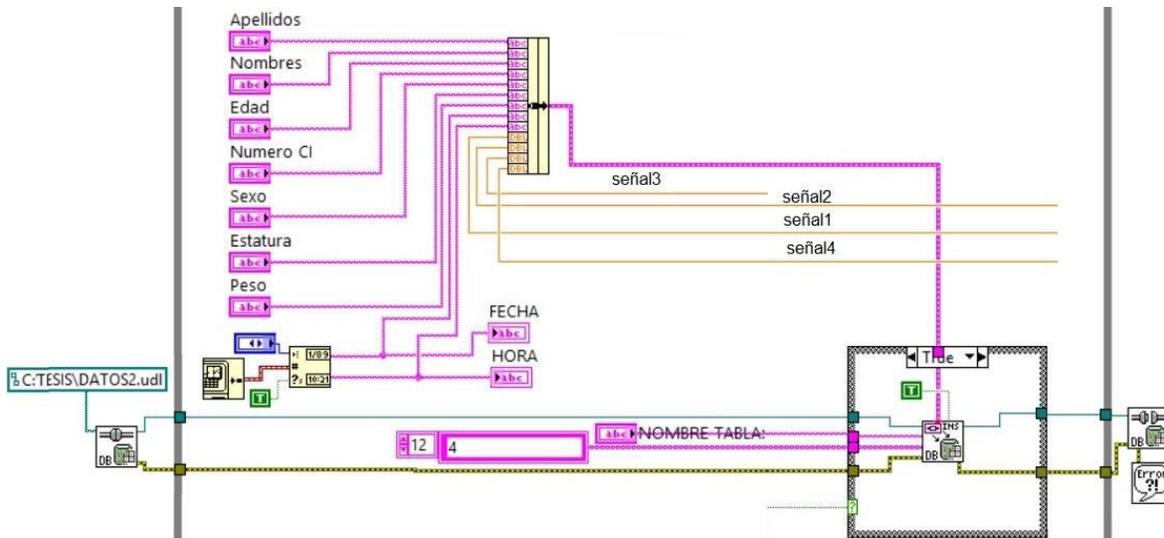
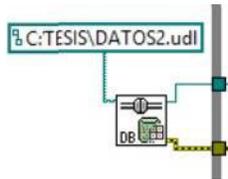
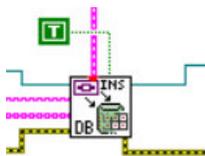


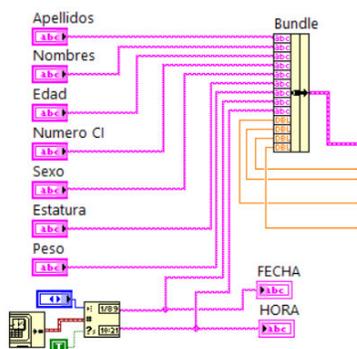
Figura 69. Diagrama de bloques de la Programación de la Base de Datos



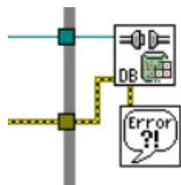
Para utilizar una base de datos es necesario abrir una conexión con dicha base de datos, para este caso la base de datos creada en el programa Access, para ello utilizamos el bloque de conexión “Open Conecction”, el cual nos pide la dirección de la base de datos que fue creada.



Una vez realizada la conexión con la base de datos se utiliza el bloque “Insert Data” el cual envía los datos que se están adquiriendo cuando este en ejecución por medio del botón “Grabar datos” para adquirir los datos durante 20 segundos. Este bloque necesita dos parámetros, el nombre de la tabla, y los nombres de las columnas, estos datos tienen que coincidir con la cantidad de datos que se envía.



Los datos enviados a la base de datos son información importante del paciente y necesarios para un registro, los datos enviados son: Apellidos, Nombres, Edad, Numero CI, sexo, Estatura, Peso, Fecha, Hora y las 4 señales EMG, todos estos datos ingresan a un bloque “Bundle” para ahorrar espacio y organizar el diagrama. Los datos de hora y fecha son obtenidos por el bloque “Get date/Time String” con esto se obtiene la fecha y hora actual en el que se está ejecutando el programa. La Figura 70 muestra los campos de la información del paciente ya mencionados.



Para cerrar la conexión con la base de datos se utiliza el bloque “Close Connection” el cual finaliza y cierra la conexión con Access.

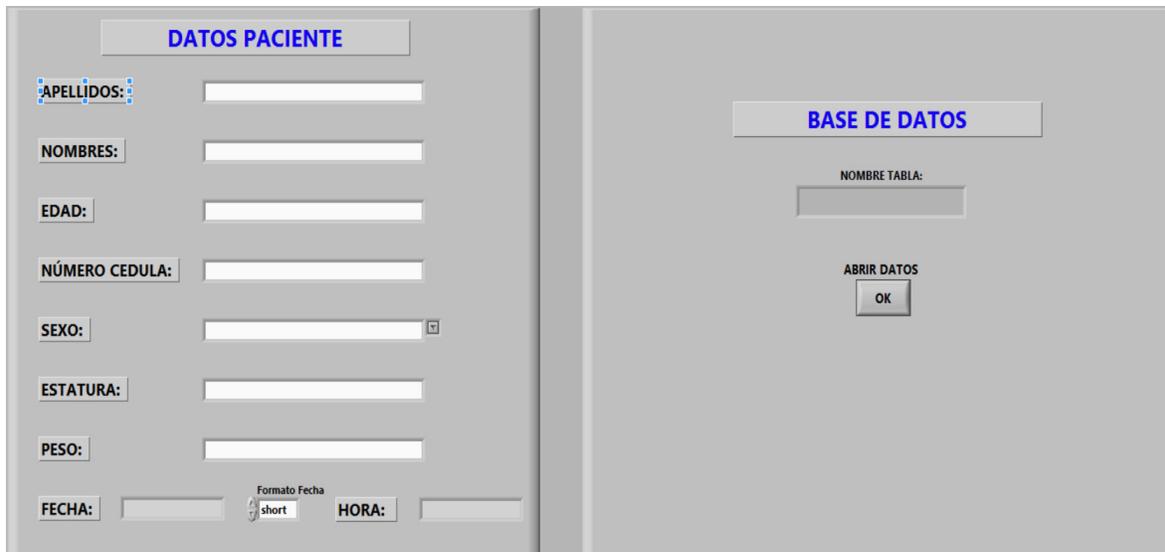


Figura 70. Interfaz gráfica para Información del Paciente y Nombre de Base de datos

Ya que el programa no puede estar grabando todo el tiempo, se implementó el botón para iniciar la grabación de los datos, esto está conectado a un bloque “Elapsed Time” el cual realiza un conteo de 20 segundos para que para la grabación de datos. Para ello se realizó una comparación

del tiempo que transcurrido con el de los 20 segundos. En la Figura 71 se muestra el diagrama de bloques de programación para el contador de tiempo de los 20 segundos con el botón “Grabar datos” que lo activa.

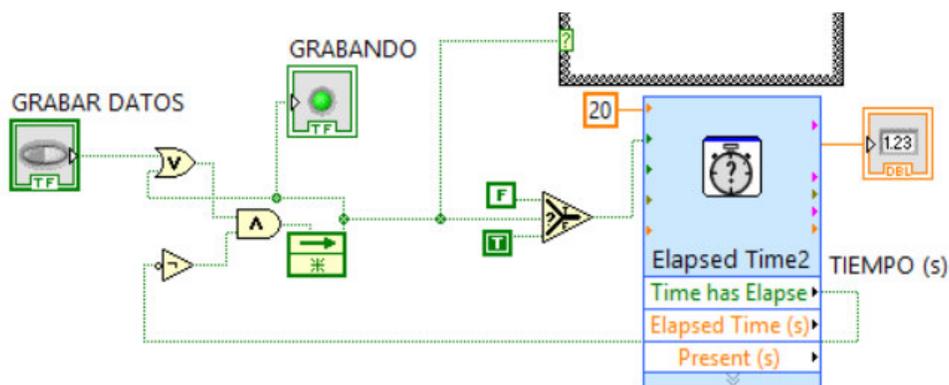


Figura 71. Diagrama de Bloques temporizador 20 segundo de grabación

Además se implementó un temporizador de intermitencia de 4.5 segundos y 1.5 segundos de duración para el indicador de tiempo en el que se realice la contracción cuando el foco “Contracción” este encendido. Son cuatro contracciones las que se realizan en el lapso de los 20 segundos, esto como un procedimiento en el momento de la adquisición de datos por lo tanto este temporizador se activa cuando el botón “Grabar Datos” es accionado. El temporizador para el foco de contracción se muestra en la Figura 72 el cual se lo realizo fuera del lazo infinito del programa anterior.

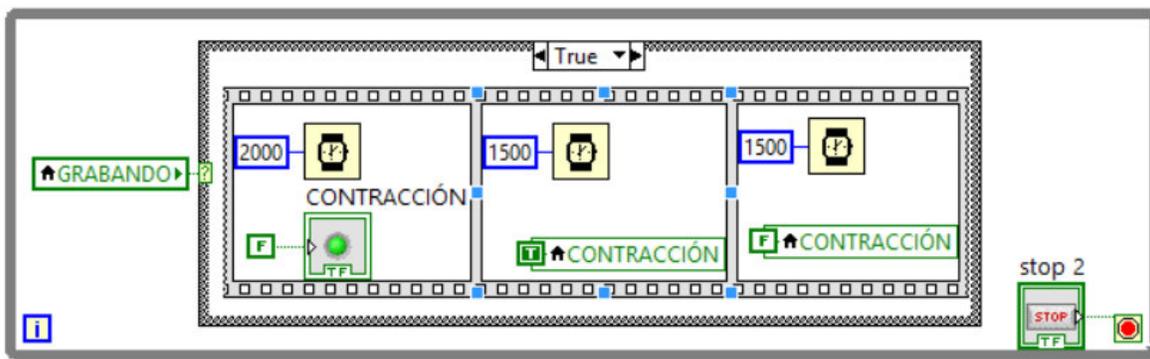


Figura 72. Diagrama de Bloques Contador de para contracción.

4.3.4 Ejecución Programa Matlab

La ejecución del programa en Matlab hace un llamado a un programa ejecutable realizado en Matlab para poder visualizar las señales EMG guardadas y realizar el cálculo de las fuerzas masticatorias de cada contracción realizada. Este programa ejecutable se lo explicara en el siguiente capítulo.

En la interfaz gráfica junto a los datos del paciente y debajo del nombre de la tabla de la base de datos se insertó un botón “Abrir Datos” el cual llama al programa ejecutable de Matlab. La Figura 73 muestra el diagrama de bloques de programación que llama al programa externo, el cual por medio del bloque “System Exec” llama al CMD de la PC, y con la dirección del programa lo ejecuta.

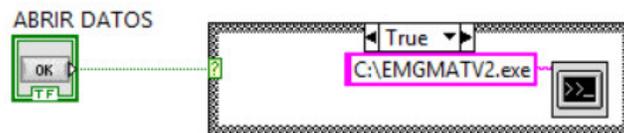


Figura 73. Diagrama de bloques Ejecución del programa externo

En la Figura 74 se muestra la interfaz gráfica completa dividida en dos partes por un separador de pestañas que se implementó por la falta de espacio. En la pestaña “Datos del paciente” se muestra la implementación grafica para introducir los datos del paciente, el nombre de la tabla para la base de datos y el botón ejecutable para el programa de Matlab. En la pestaña “Señales Musculares” corresponde a la Figura 68 explicada anteriormente.

The image shows a software interface for an electromyography (EMG) system. At the top, there is a title bar with the text "ELECTROMIÓGRAFO" in red. To the left of the title bar is a "DATOS ENTRADA" field. To the right are several control elements: a "GRABAR DATOS" button, a "GRABANDO" indicator light, a "TIEMPO (s)" field with the value "0", a "CONTRACCIÓN" indicator light, and a "STOP" button. Below the title bar, there are two tabs: "DATOS PACIENTE" (selected) and "SEÑALES MUSCULARES". The main area is divided into two panels. The left panel, titled "DATOS PACIENTE", contains several input fields: "APELLIDOS:", "NOMBRES:", "EDAD:", "NÚMERO CEDULA:", "SEXO:", "ESTATURA:", "PESO:", and "FECHA:". The "FECHA:" field has a date format selector set to "short" and a "Formato Fecha" label. The right panel, titled "BASE DE DATOS", contains a "NOMBRE TABLA:" field and an "ABRIR DATOS" button with an "OK" sub-button.

Figura 74. Interfaz Gráfica de la presentación ELECTROMIÓGRAFO para el usuario.

En la Figura 75 se muestra el diagrama de bloques completo de la programación en Labview.

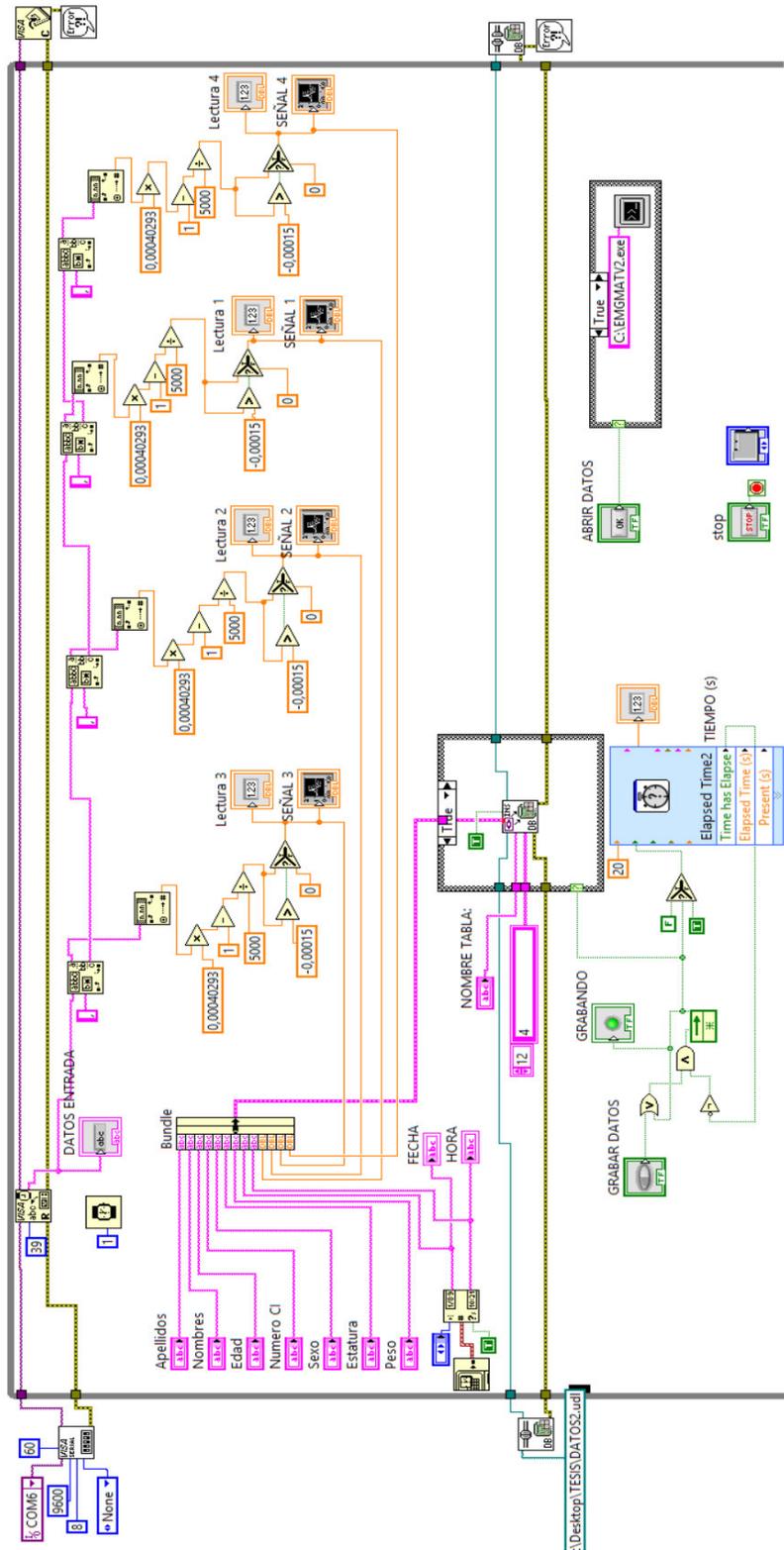


Figura 75. Diagrama general de los bloques de programación en Labview

4.4 APLICACIÓN PROCESAMIENTO EN LA PC

El procesamiento en la PC se realiza para la conversión de las señales EMG en mili voltios a Fuerza en Newton. Este proceso se realiza mediante el desarrollo de un algoritmo en Matlab, mediante el cual se cargan los datos de la base de datos en Matlab y se aplica el modelo de conversión. Los valores obtenidos se mostrarán en una interfaz gráfica en donde se observarán las señales EMG de cualquier paciente guardado en la base de datos y el cálculo de la relación de la potencia RMS de la señal EMG vs la fuerza producida de las cuatro contracciones realizadas por el paciente y la fuerza general de los cuatro músculos en cada contracción. Para esta aplicación las características generales del programa desarrollado en Matlab son las siguientes:

- La interfaz gráfica será sencilla y amigable con el operador del programa.
- Se podrá visualizar las señales EMG guardadas en la base de datos de cualquier paciente que se realiza el cálculo de las fuerzas.
- La aplicación tendrá los contenedores necesarios para visualizar cada fuerza obtenida por cada contracción realizada de cada músculo en estudio.
- El cálculo de las fuerzas se realizará por medio del modelo obtenido que se explicará en el capítulo 5 de resultados.

La programación de la conversión de las señales EMG a Fuerza se ha desarrollado por varios bloques como se muestra en el flujograma de la Figura 76, las cuales se describen detalladamente a continuación.

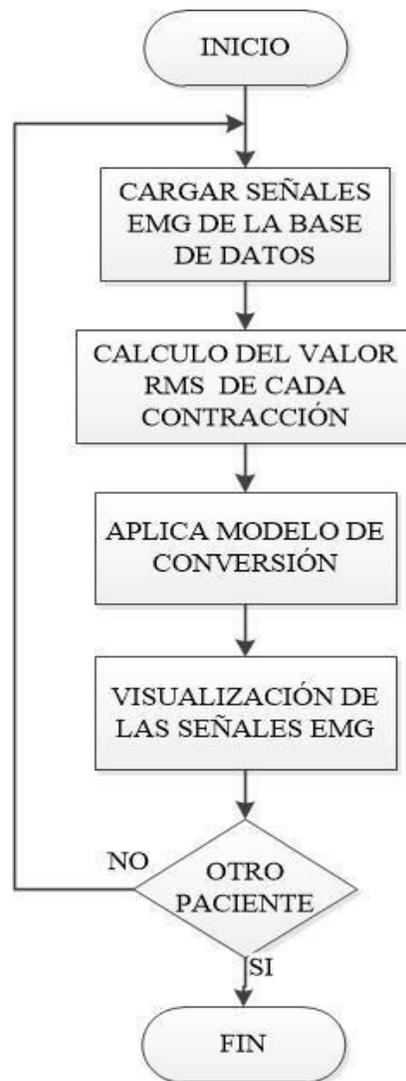


Figura 76. Flujograma Procesamiento en la PC

4.4.1 Cargar señales EMG de la base de datos

En este bloque se extraerán los datos de las señales EMG guardadas en la base de datos de Access. Para este bloque las características son las siguientes:

- En la interfaz gráfica debe tener la posibilidad de elegir una de la base de datos creados.

- Los datos obtenidos de la base de datos deben ser de tipo doblé para poder procesarlos.

Este programa desarrollado en Matlab es el encargado de poder abrir y observar las señales EMG guardadas en la Base de datos en cualquier momento y de cualquier paciente. El desarrollo de la interfaz gráfica de Matlab se realizó con la herramienta GUIDE propia del programa para poder seleccionar la base de datos creada se utilizara el botón “Abrir Archivo” el cual puede abrir los datos guardados en esa base de datos con el nombre de la tabla ingresada. La Figura 77 muestra la interfaz gráfica del programa de cálculo de Fuerza y RMS de las señales EMG, en el cual se muestra la los espacios para colocar los datos de cada contracción y la fuerza total de la mordida en cada contracción.

Figura 77. Interfaz Gráfica para visualizar Fuerza y Señales EMG de la base de datos.

En la Figura 78 se muestra las líneas de código para abrir y acceder a la base de datos de Access y adquirir los datos en la tabla seleccionada.

```

[fn,pn] = uigetfile('*.mdb','Open Database File');
fn=[pn fn];
SQLAccess = actxserver('Access.Application');
DB = SQLAccess.DBEngine.OpenDatabase(fn);
t1='select * from';
t2=' ';
t3=get(handles.Ttabla,'string');
t=[t1,t2,t3];
tmp_data = DB.OpenRecordset(t);
tabla = tmp_data.GetRows(910)';

```

Figura 78. Implementación código para abrir Access y adquirir sus datos

Los datos que obtenidos de Access en “tabla” nos dan en formato Cell Arrays, estos datos no son posibles graficar ya que son datos tipo string, por lo que se transformara a datos double y se los guardara en un vector, adquiriendo únicamente los datos seleccionados de toda la tabla. Esto se realiza para las cuatro señales EMG tal como se muestra en la Figura 79 .

```

for c=1:1:910
    %SEÑAL 1
    datos1(c,1)=(tabla{c,10});
    %SEÑAL2
    datos2(c,1)=(tabla{c,11});
    %SEÑAL3
    datos3(c,1)=(tabla{c,12});
    %SEÑAL4
    datos4(c,1)=(tabla{c,13});
end

```

Figura 79. Código transformación de datos “cell” a “double”.

4.4.2 Calculo valor RMS de cada contracción

En esta etapa se calcula la potencia RMS de las señales EMG de cada contracción realizada por el paciente. Las características de esta etapa son las siguientes:

- La potencia RMS calculada sera solo de contracción realizada por el paciente.

- El valor RMS de la señal EMG en cada contracción se visualizara por su envolvente correspondiente.
- Los valores máximos de la potencia RMS obtenidos se los visualizara en la interfaz gráfica.

El proceso realizado emplea para el cálculo RMS de la señal en cada contracción, como se explicó anteriormente son cuatro contracciones que son guardadas en la base de datos, con el valor RMS calculado es posible utilizarlo como método para cuantificar la amplitud de la señal, “es recomendado para evaluar el nivel muscular de cada contracción que es proporcional a la fuerza” (Uliam, Mícolis, Ota, Moraes, & Alves, 2000).

Una vez obtenidos los datos de las señales EMG se divide en las 4 contracciones realizadas de las 4 señales EMG de los músculos en estudio, a esas cuatro contracciones se calculó el valor RMS de cada contracción con la función de Matlab “rms” y por medio de la función “SlideFun” se realizó la envolvente de cada contracción, los valores máximos de la envolvente se enviaron a las casillas diseñadas en la interface. Finalmente se grafican las señales de los cuatro músculos. En la Figura 80 se muestra las líneas de código para el cálculo de las señales RMS con su envolvente.

```
%RMS CONTRACCIONES DE SEÑAL1
RMS11=slidefun(@rms,5,contrac11);
RMS12=slidefun(@rms,5,contrac12);
RMS13=slidefun(@rms,5,contrac13);
RMS14=slidefun(@rms,5,contrac14);
set(handles.rms11,'string',max(RMS11));
set(handles.rms12,'string',max(RMS12));
set(handles.rms13,'string',max(RMS13));
set(handles.rms14,'string',max(RMS14));
```

Figura 80. Líneas de código del cálculo RMS de contracciones EMG

4.4.3 Aplicación del modelo de conversión EMG vs FUERZA

En el bloque de relación RMS vs Fuerza se emplean ecuaciones del modelo obtenido que establecen la relación de las señales EMG vs Fuerza. Esta ecuación ya fue modelada mediante una

modificación al programa del prototipo para que incluya el manejo del prototipo con la celda de carga lo cual se explicara en el siguiente capítulo. En la Figura 81 se muestran la implementación de la ecuación modelada de la relación RMS vs Fuerza.

```

%RMS FUERZAS SEÑAL1 MTI
F11=( (2E6*max (RMS11) ) +7.578) ;
F12=( (2E6*max (RMS12) ) +7.578) ;
F13=( (2E6*max (RMS13) ) +7.578) ;
F14=( (2E6*max (RMS14) ) +7.578) ;
set (handles.f11,'string',F11) ;
set (handles.f12,'string',F12) ;
set (handles.f13,'string',F13) ;
set (handles.f14,'string',F14) ;

```

Figura 81. Líneas de código con la ecuación modela de RMS vs Fuerza.

4.4.4 Visualización de las señales EMG guardadas

En esta etapa se muestran los valores obtenidos de los cálculos realizados para la obtención de las amplitudes RMS y Fuerzas generadas, los datos son clasificados por bloques según el musculo en estudio y según la contracción realizada. En envío de los datos desde el programa a la interfaz gráfica se realizó por medio del comando “set”. En la Figura 82 se muestran los datos obtenidos por el procesamiento del programa.

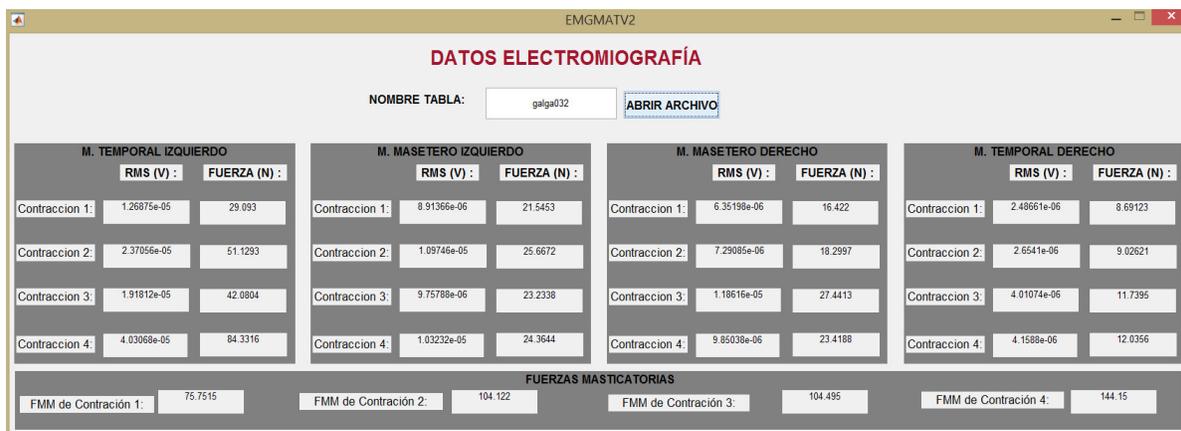


Figura 82. Interfaz gráfica con los datos obtenidos de la fuerza y RMS de cada contracción

Las gráficas obtenidas de las señales EMG guardadas en la base de datos se realizaron mediante la línea de código “plot”. En la Figura 83 se muestra las gráficas de las señales EMG obtenidas.

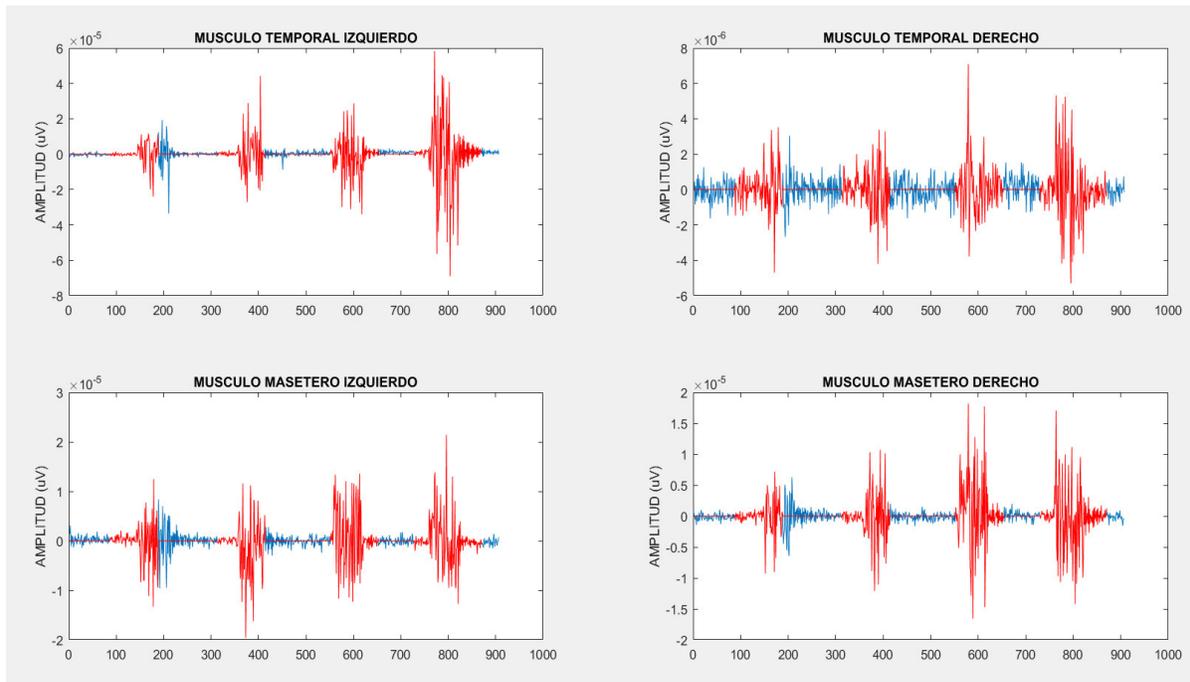


Figura 83. Señales EMG de los cuatro músculos en estudio.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. INTRODUCCIÓN

En esta sección se va a realizar las pruebas al prototipo Electromiográfico con sensores activos que permitan determinar la autonomía de las baterías, la calidad de la señal y la fuerza ejercida por los músculos maseteros y temporales al ejercer una mordida a partir de las ondas EMG.

5.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO

5.2.1 Prueba de duración de baterías del Prototipo.

El prototipo trabaja con 3 baterías, dos de ellas son para la polarización de los sensores activos y una batería es la que alimenta la tarjeta STM32F4. Se ha empleado baterías alcalinas de 9v para energizar los sensores activos, estas baterías tienen una capacidad de 150mAh. La batería de la tarjeta de adquisición de datos es de 5V recargable y tiene una carga 2000mAh. El escenario montado para esta prueba se muestra en la Figura 84.

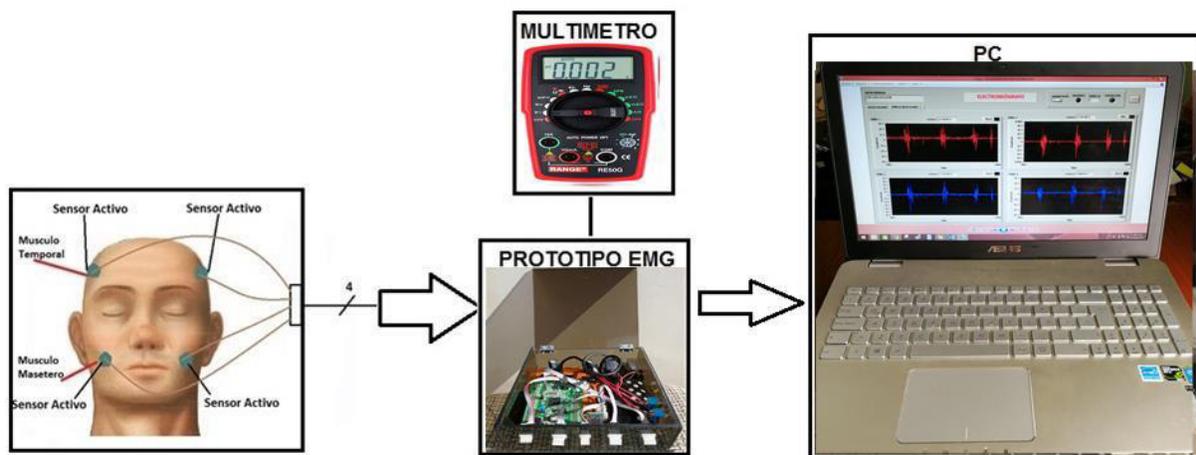


Figura 84. Escenario de Prueba 1

Los sensores activos fueron conectados al paciente y estos al prototipo, la prueba se ejecutó durante un periodo de tiempo en el cual la carga de las baterías alcalinas se mantenga en los límites de voltaje que garanticen la operación de los sensores.

Cada sensor esta implementado con 4 Amplificadores LMP7701, que vienen integrados en un solo circuito integrado que es LMP7704, este consume 2.9mA. Estos 4 sensores trabajan en conjunto con el LMP7702 para establecer la referencia en el cuerpo humano y tienen un consumo de 1,5mA. El consumo total de los 4 sensores y el sensor de referencia es 13.1mA. Por lo que con este consumo las baterías alcalinas darían una autonomía teórica del prototipo de 11 horas. Para esta prueba se conectó el multímetro a las baterías alcalinas y se hizo funcionar el prototipo por un periodo de tiempo determinado por el nivel de voltaje de las baterías. Por lo que fue necesario supervisar este nivel usando el multímetro de tal forma que el mismo sea mayor o igual a 6v, para garantizar la operación normal de los amplificadores que forman parte de los sensores activos.

Los resultados obtenidos para esta prueba son de 8 horas de autonomía. Es importante anotar que la autonomía total del prototipo está determinada por la autonomía de las batería recargable puesto la batería que abastece la tarjeta de adquisición tiene una carga mucho más alta de 150mA, tomando en cuenta que el consumo promedio con esta prueba se obtuvo una autonomía de 8h.

El consumo teoría de la tarjeta STM32F4 es de 93mA a 168Mhz y el consumo del bluetooth que alimenta la tarjeta es de 50mA, por lo tanto el consumo teórico de la batería recargable y la autonomía de esta baterías consta de 13horas, que es un periodo mayor al establecido por las baterías alcalinas. Por lo que como se mencionó anterior mente la autonomía del prototipo está determinado por la autonomía de las baterías de menor capacidad. Por lo que el prototipo tendría una autonomía de 8 horas.

5.2.2 Pruebas de Funcionamiento Sensores Activos

Una vez que los sensores activos fueron implementados se procedió a verificar su funcionamiento, para este efecto se montó el escenario que se muestra en la Figura 85.

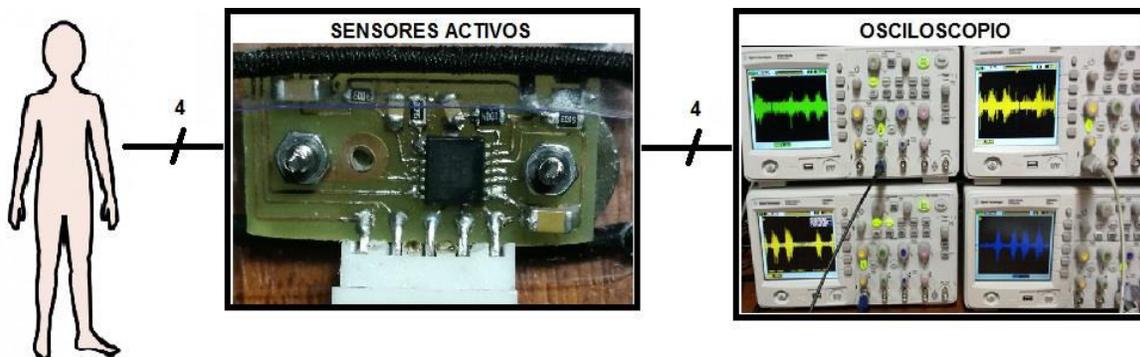


Figura 85. Escenario de Prueba 2

Para esta prueba se conectaron los sensores activos directamente a la persona de estudio y se utilizó Osciloscopios para la visualización de las señales captadas por el sensor activo y confirmar la calidad de las mismas. Además se determinó el nivel de ruido presente en la señal captadas por el sensor activo que permitan establecer el SNR (Relación señal - ruido) que tienen los sensores. Esta prueba también permitió verificar los límites de amplificación de los sensores activos para que no sobrepasen los rangos de entrada analógica de la tarjeta de adquisición STM32F4 en la Figura 86 se puede observar las cuatro señales EMG adquiridas, estas señales han sido filtradas mediante un filtro pasa alto que tiene una frecuencia de corte 5 Hz y que esta implementado en el sensor activo.

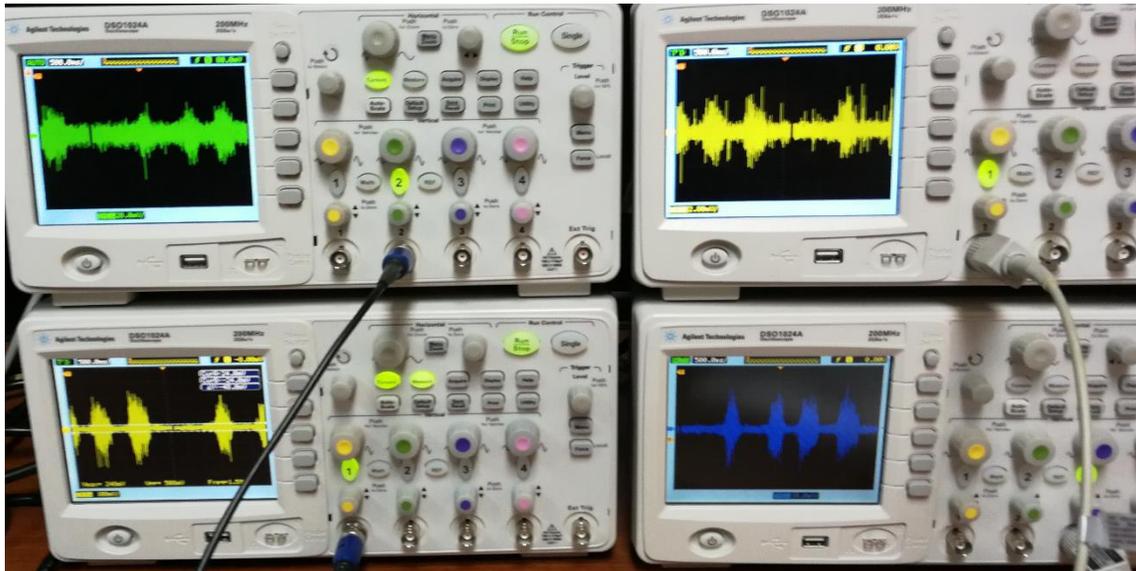


Figura 86. Señales EMG vistas en Osciloscopio.

Con las estas señales se ha determinado los níveles de señal y ruido para determinar la relación señal a ruido como se muestra en la Figura 87. Se ha tomado la señal de canal 1 para el establecimiento de la señal SNR.

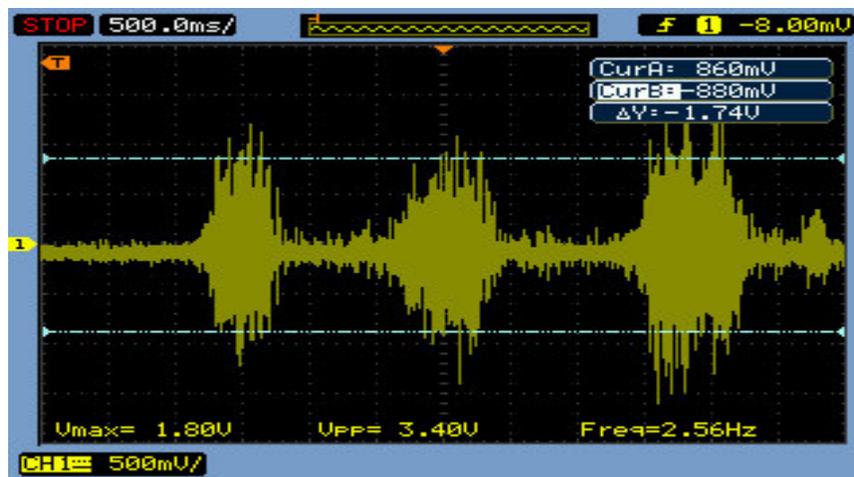


Figura 87. Señale EMG del sensor Activo, amplitud Vpp 3.4V

Los niveles de señal para una contracción fuerte que se muestra en la Figura 88. Con un valor 3.4Vpp y para establecer los niveles de ruido se ha calibrado el osciloscopio para medir las interferencias cerca de la línea de base como se muestra en la Figura 88.



Figura 88. Señal EMG ruido de base

El ruido establecido a partir de esta Figura 88 $\Delta y=96$ mV por lo tanto al aplicar la ecuación de SNR se tiene que (William, 1995):

$$SNR = \frac{\text{Nivel Interés}}{\text{Señal Ruido}} = \frac{3.4 \text{ V}}{96 \text{ mV}} = 35.41$$

Al expresar en dB esto será:

$$SNR \text{ (dB)} = 20 \log (SNR) = 71.23 \text{ dB}$$

5.2.3 Pruebas de la calidad de la señal

Para verificar la calidad de las señales EMG de los músculos maseteros y temporales con los sensores activos, se ha tomado con referencia las señales registradas de la investigación de (Y. Gonzalez, 2011), en la cual las señales obtenidas luego del proceso de muestreo a una tasa de 2000 muestras y un filtrado en el rango de 0.03 a 3kHz, mediante el empleo de electrodos desechables, tienen una amplitud máxima generada por los músculos maseteros de alrededor de 0.4mV cuando

el paciente realiza una mordida fuerte que conlleva a una contracción fuerte, y de 0.25mV para los músculos temporales en el mismo caso. En la Figura 89 se muestra en el lado izquierdo las formas de onda de las señales obtenidas con el trabajo de (Y. Gonzalez, 2011) y en el lado derecho las forma de onda de las señales del prototipo Electromiográfico.

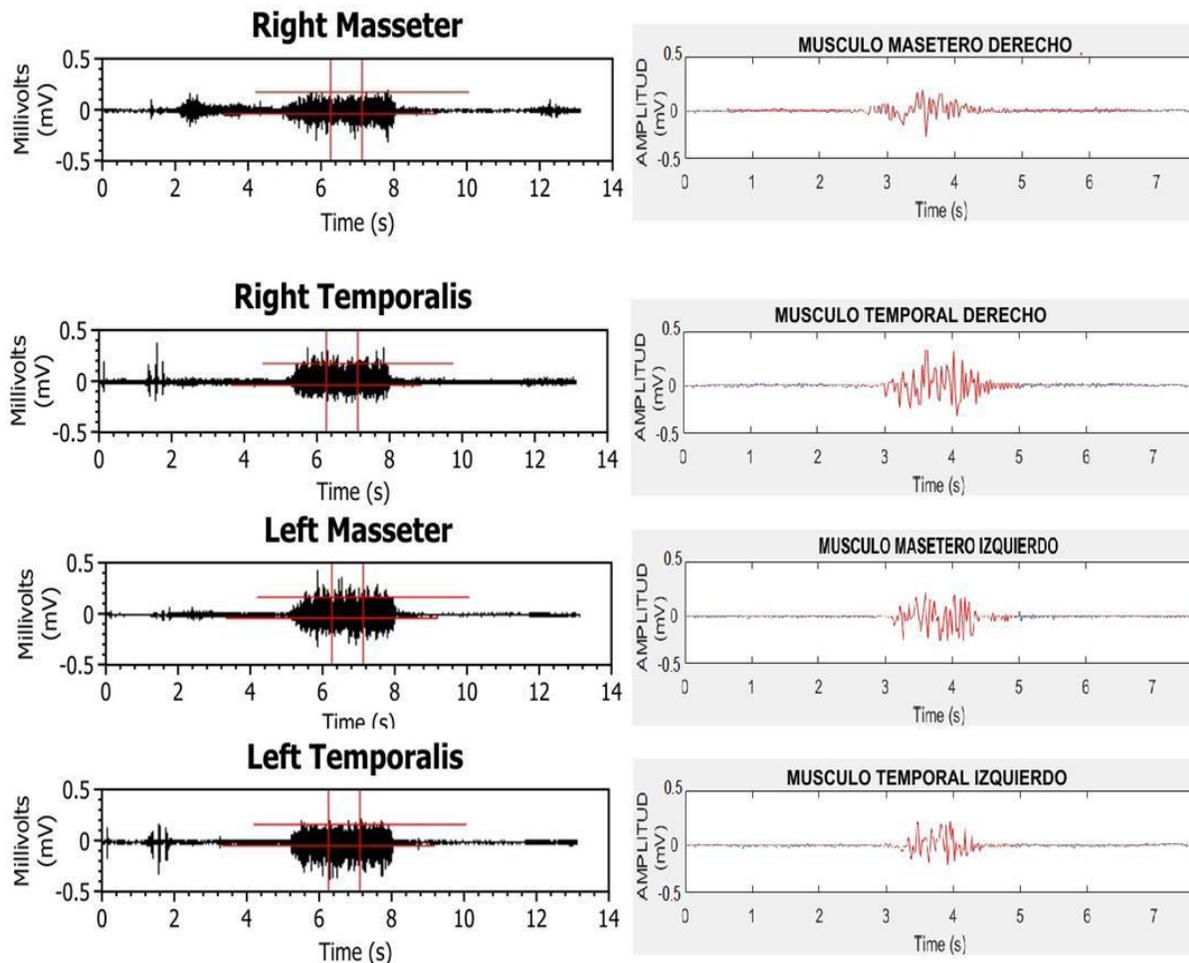


Figura 89. Comparación de señales EMG

Tomando como referencia las amplitudes máximas de las señales obtenidas en (Y. Gonzales) y las señales obtenidas en el presente trabajo como se muestra en la Figura 89, se ha comparado con las señales del prototipo para una contracción fuerte observando las señales obtenidas de los 4 músculos en estudio, en la cual se observa una similitud entre ellas. En la Tabla 17 se especifica

las amplitudes y errores generados de las señales EMG de las dos investigaciones, tomando en cuenta que los datos obtenidos son los picos relevantes de la Figura 89.

Tabla 17

Amplitud de señales EMG y Error porcentual

	SENSORES ACTIVOS	TRABAJO (Y. Gonzalez, 2011)	Error
MUSCULO MASETERO DERECHO	0.2689 mV	0.259 mV	3.68%
MUSCULO MASETERO IZQUIERDO	0.4234 mV	0.41 mV	3.26%
MUSCULO TEMPORAL DERECHO	0.291 mV	0.3 mV	3%
MUSCULO TEMPORAL IZQUIERDO	0.1552 mV	0.15 mV	3.46%

5.3 MODELAMIENTO DE LA FUERZA

Para determinar el modelo de fuerza se ha empleado el escenario de pruebas que se muestra en la Figura 90. En este escenario se emplea una galga de presión con el módulo de adquisición Hx711 para la obtención de los datos de la fuerza que son ingresados a la aplicación desarrollada para el prototipo.

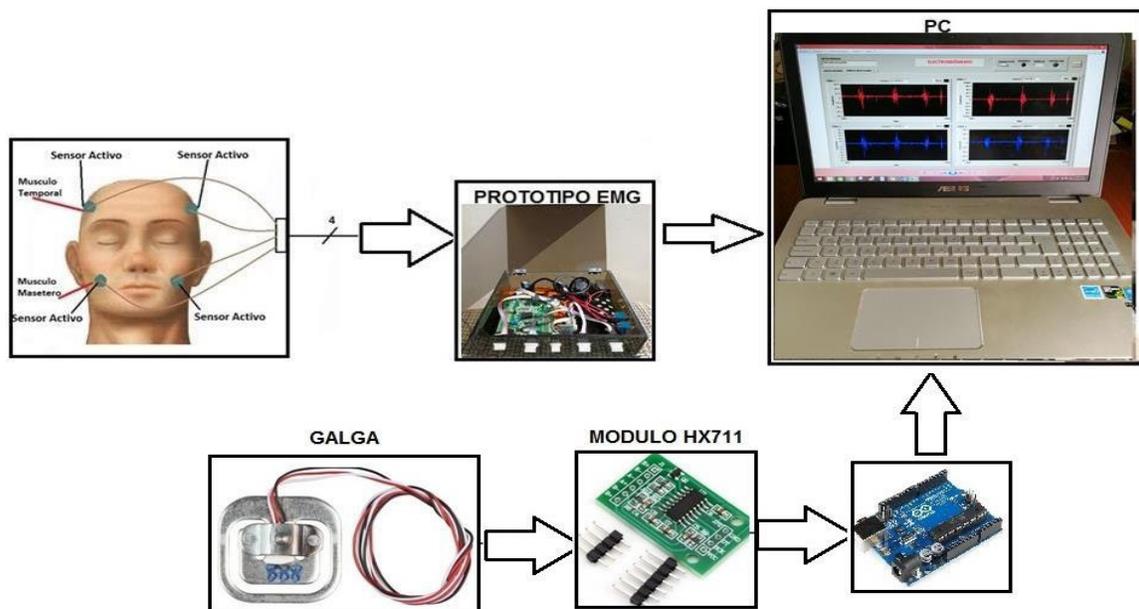


Figura 90. Escenario de Prueba 3

Las pruebas se realizaron para obtener con una muestra de 15 personas de acuerdo al siguiente protocolo:

1. Las personas que utilizaran el dispositivo EMG no deben tener cabello abultado y productos capilares.
2. En el paciente seleccionado se debe identificar los músculos maseteros y temporal observando el lugar donde se posicionaran los sensores activos, siendo estos donde inicie el musculo y se detecte más fibra muscular.
3. Aplicar el gel conductos sobre los electrodos y asegurar los sensores activos con el ajuste de las correas elásticas en los músculos ya identificados, garantizando una adecuada presión, de tal manera que se produzca un contacto entre el electrodo, el gel y el musculo del paciente.
4. Una vez colocado los sensores encender la alimentación de polarización de los electrodos, esto se realiza por precaución en el caso de que se saturen los amplificadores por no detectar señal alguna.
5. Asegúrese de que El paciente se mantenga sentado sin movimiento, con las manos sobre la mesa y con la mirada fija los led´s indicadores en la interfaz gráfica.
6. En la interfaz gráfica visualizar que se produzca el menor ruido posible, esto se realiza evitando que el paciente se mueva, mastique y se encuentre en la posición indicada.
7. Verificar que el electrodo de referencia se encuentre bien colocado en el hueso mandibular.
8. Se ingresan los datos del paciente que solicita la interfaz gráfica y muy importante el nombre de la tabla en la que se guardaran las señales EMG del paciente.
9. Una vez realizado los anteriores pasos, el equipo EMG está listo para la grabación de las señales, presionando el botón de grabar, la interface gráfica médiante una luz verdad indica

al paciente la ejecución de la mordida por un periodo de 1.5s en el transcurso de los 20s que dura la grabación de la prueba, la luz verde se encenderá 4 veces para las 4 contracciones.

10. Retirar los electrodos activos colocados en el paciente y apagar el prototipo.

La actividad muscular de los músculos Temporal y Maseteros son diferentes por lo que en las amplitudes y la potencia RMS las señales será distintas y se tendrá dos mediciones distintas para los dos pares de músculos. Para la medición de la fuerza y poder relacionar con la potencia RMS, se utiliza una celda de carga, la cual medirá la fuerza aplicada en la mordida una vez que se haya colocado entre la dentadura. La celda de carga funciona como un puente de Wheatstone mostrada en Figura 91, el cual utiliza el módulo HX711 que se conecta directamente a un Arduino y se visualiza los datos.

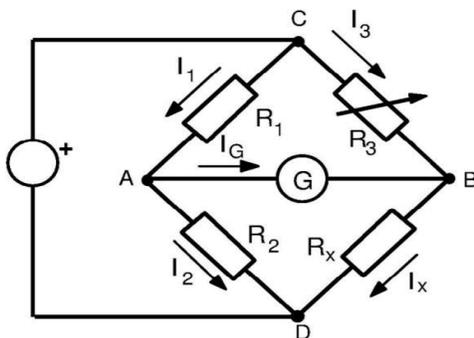


Figura 91. Puente de Wheatstone
FUENTE: (Pozueta, 2018)

En la programación desarrollada para el Arduino se utilizó la librería propia del módulo HX711, y para la validación de los correctos valores obtenido, se colocó varios pesos en la celda de carga confirmando su correcta lectura, el valor adquirido por el módulo HX711 nos da en peso en Kg, según la segunda ley de Newton “la fuerza que actúa sobre un cuerpo es directamente proporcional a su aceleración” (Thales, 2018), con ello se obtiene la ecuación $F = mg$, donde m

es el masa o peso medido por el sensor, g es la gravedad de la tierra ($g = 9.81 \frac{m}{s^2}$) y la F la fuerza que nos da en Newton (N), con ello podemos pasar el peso que obtenemos en el sensor y transformarlo a Fuerza.

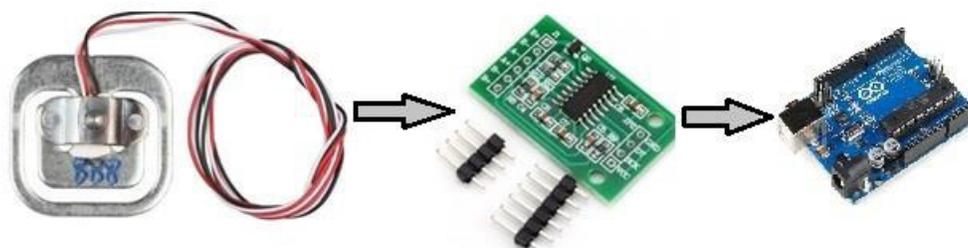


Figura 92. Implementación para medir la Fuerza con Celda de carga.

La galga utilizada es de 50kg de Peso máximo y la configuración que se implementa para en censado de la galga es mediante un puente de Wheatstone como se observa en la Figura 91, el módulo Hx711 es el encargado de amplificar, muestrear a 80Hz y enviar los datos al Arduino, la propia librería del módulo Hx711 en el Arduino permite visualizar los datos necesario para obtener el peso que se ejerce sobre la galga. Para verificar y calibrar la galga, se sometió a varios pesos y modificando la resolución del módulo Hx711 hasta tener un error mínimo.

Para adquirir los datos de la galga se modificó el programa de Labview, en el cual se configura un nuevo puerto y base de datos para los datos de la galga, esto será para sincronizar los datos de las señales EMG y los datos de la galga.

La galga de presión se ubicó entre los molares de cada persona, adquiriendo los datos en el programa de Labview al realizar las cuatro contracciones, en la cual se le indico a la persona de prueba que realizase 4 distintas fuerzas al ejercer la presión mandibular.

A partir de estas pruebas se obtuvieron vectores de las señales EMG y de las fuerzas aplicadas en cada contracción. Los vectores de las señales EMG fueron para cada musculo o sensor activo, dichas señales se obtuvieron a 920 muestras cada una para señales EMG y Fuerza.

Una vez obtenidas las señales electromiografías es necesario calcular el valor medio cuadrático (RMS), con el objetivo de analizar y determinar la activación muscular durante las contracciones realizadas. El valor RMS de las señales se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n x_k^2}{n}}$$

El valor de n es un intervalo de muestras que serán examinadas con respecto a cada contracción realizada, esto realizando un barrido o desplazamiento de los datos obteniendo la envolvente de las contracciones por medio de una función de Matlab (Sliddefun) que realiza dicho barrido de datos. En la Figura 93, se muestra el resultado de la envolvente RMS de la señal con la contracción original.

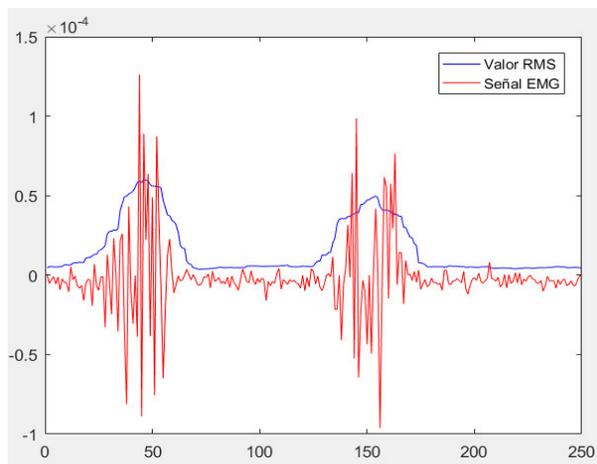


Figura 93. Valor RMS de la señal EMG

Con los valores de RMS y Fuerza de la galga se tabularon los datos de las 15 persona, obteniendo un total de 60 puntos por las 4 contracciones de cada persona. Los datos obtenidos se

pueden visualizar en la Tabla 18, en la cual está dividido en tres colores según la cantidad de fuerza ejercida, teniendo una fuerza leve de color amarillo, fuerza media de color azul y una fuerza fuerte de color rojo.

Tabla 18

Datos de las pruebas RMS VS Fuerza

RMS	F	RMS	F
2.15E-05	53.575	6.10E-06	13.2925
1.17E-05	29.1	1.30E-05	25.7
7.22E-06	11.81	6.28E-06	21.0925
9.92E-06	19.425	5.27E-06	20.25
6.40E-06	23.03	7.92E-06	23.8625
5.88E-06	23.9375	8.50E-06	25.275
4.19E-06	16.1875	1.10E-05	19.155
7.66E-06	23.8625	1.03E-05	17.4375
5.36E-06	12.9725	1.43E-05	25.25
6.53E-06	15.6475	2.17E-05	42.5
7.05E-06	16.8975	8.91E-06	19.35
8.04E-06	19.7925	1.10E-05	25.75
3.15E-06	11.7725	9.76E-06	23.6425
5.23E-06	23.58	1.03E-05	24.3775
4.35E-06	21.62	3.20E-06	10.755
6.06E-06	28.95	6.19E-06	21.8775
4.10E-06	10.2525	8.20E-06	30.6
4.52E-06	13.0225	1.22E-05	41.225
5.06E-06	13.4875	3.40E-06	14.2
7.55E-06	21.545	4.22E-06	16.3825
2.29E-06	7.43	4.07E-06	16.7025
3.60E-06	11.735	4.15E-06	15.9425
5.55E-06	20.5275	3.92E-06	15.0825
6.50E-06	22.8325	5.05E-06	18.64
4.12E-06	15.28	7.50E-06	32.475
4.34E-06	16.9725	8.37E-06	34.25
5.81E-06	21.8525	2.15E-05	52.575
4.49E-06	16.6275	1.17E-05	27.65
7.90E-06	14.1625	7.22E-06	11.475
7.43E-06	14	9.92E-06	18.875

Con los datos registrados se realiza una regresión lineal de todos los puntos para obtener el modelo de la Fuerza vs RMS que está representado por una ecuación lineal con una pendiente de 2^{-6} como que se indica a continuación:

$$y = 2^{-6}x + 7.5797$$

La ecuación se ingresa en el programa de Matlab, para obtener la fuerza de todas las contracciones y de cualquier paciente. En la Figura 94 se muestra la línea resultante de la función de regresión lineal de los 60 puntos obtenidos de los 15 pacientes considerados para la obtención del modelo. Se ha calculado el coeficiente de correlación de los puntos considerados para el modelo obteniendo un valor de 0.8180 que es próximo a 1, la cual nos indica que los puntos están cercanos a la línea cuya ecuación representa el modelo.

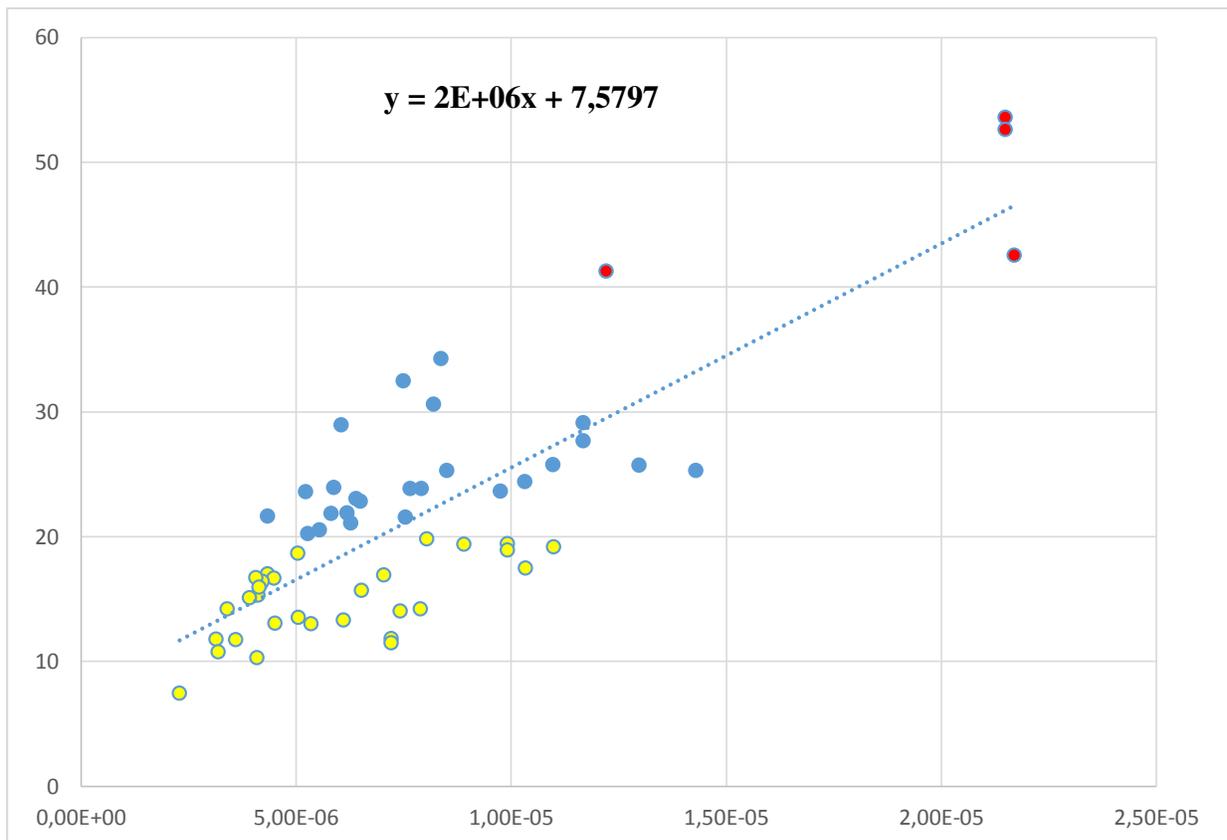


Figura 94. Grafica Ecuación modelado de RMS vs Fuerza

5.4 VALIDACIÓN DEL MODELO DE FUERZA VS EMG (RMS)

Para realizar la validación se ha considerado una muestra de 10 personas, para la cual se ha modificado el programa del prototipo para obtener dos versiones del programa: 1) Versión con el módelo obtenido en el presente trabajo, y 2) Versión con el modelo de la investigación de (Y. Gonzalez, 2011)

Para la versión del modelo de investigación se partió de los resultados obtenidos por (Y. Gonzalez, 2011) en su publicación en ResearchGate, en el cual obtuvo un modelo de RMS vs Fuerza que se muestra en la Figura 95.

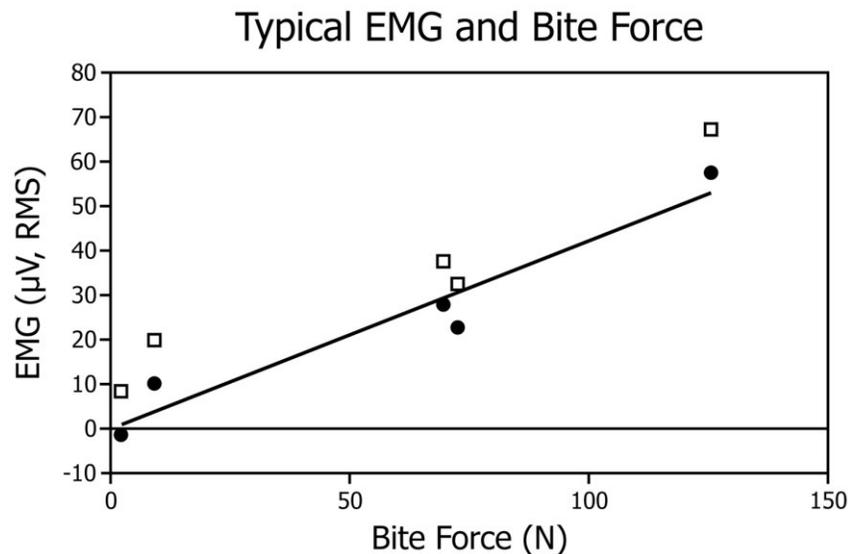


Figura 95. Relación típica de EMG vs Fuerza
Fuente: (Y. Gonzalez, 2011)

En vista de que no obtuvo una ecuación se realizó el cálculo para obtener la misma a partir de los puntos de la gráfica. La ecuación obtenida es la siguiente:

$$y = 2^{-6}x + 3.68$$

Esta ecuación se cargó en la versión 2 del programa para obtener las fuerzas de referencia que servirán para la validación de nuestro modelo. En la Figura 96 se puede visualizar uno de los resultados obtenidos en las pruebas para la validación del modelo. En la parte superior la interface gráfica con los datos para nuestro modelo y en la parte inferior para el modelo de la investigación de (Y. Gonzalez, 2011).

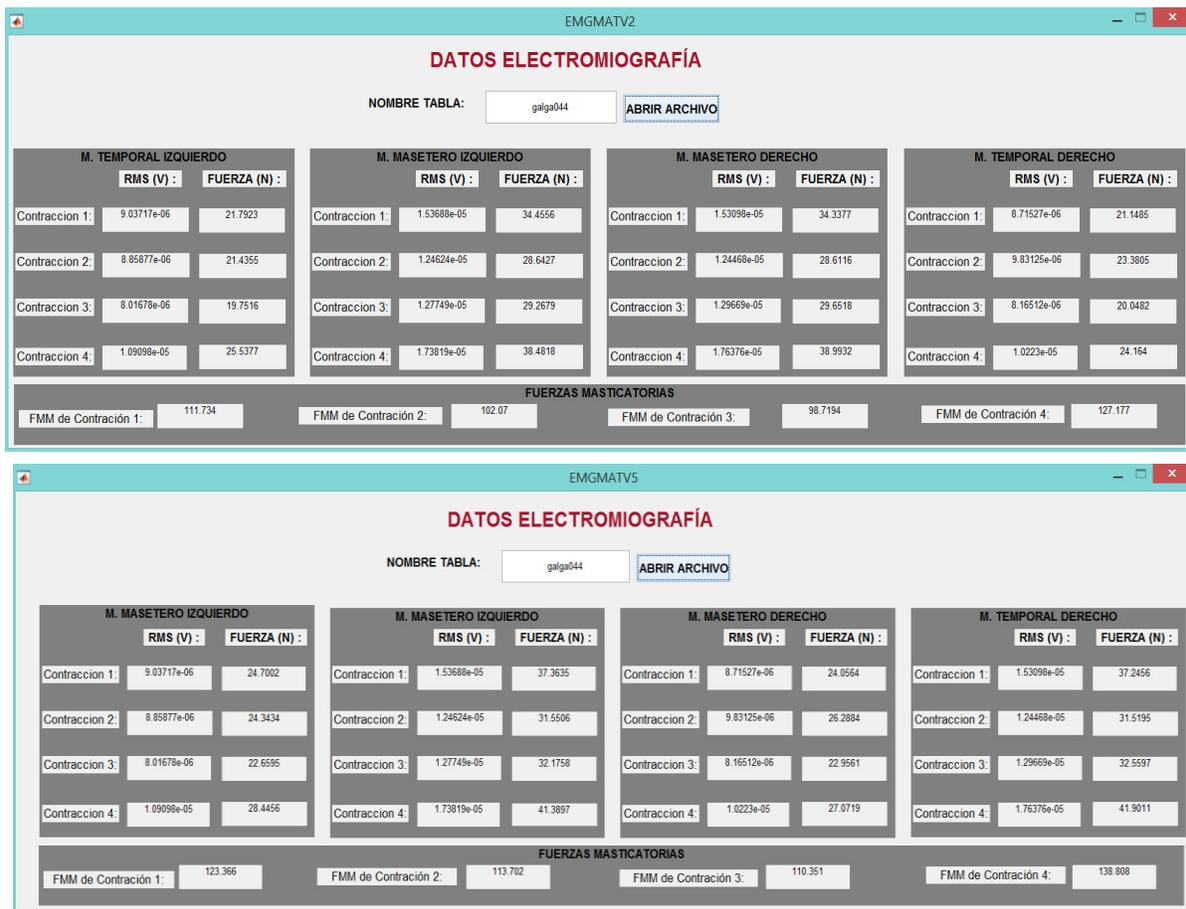


Figura 96. Resultados de fuerza de una persona

Las pruebas realizadas para las 10 personas siguieron el mismo protocolo de medición que fue implementado para la obtención del modelo. Los resultados obtenidos luego de las pruebas se muestran en la Tabla 19.

Tabla 19*Datos Obtenidos de las dos versiones de software implementadas*

		Versión 1				Versión 2			
		MTI (N)	MMI (N)	MMD (N)	MTD (N)	MTI (N)	MMI (N)	MMD (N)	MTD (N)
Paciente 1	Contrac1	23.02	36.29	36.15	19.42	25.93	39.19	39.06	22.33
	Contrac2	14.39	43.95	44.04	18.47	17.30	46.86	46.94	21.38
	Contrac3	16.63	42.58	42.59	15.63	19.53	45.49	45.50	18.54
	Contrac4	26.13	44.77	44.77	22.98	29.04	47.68	47.68	25.89
Paciente 2	Contrac1	15.27	30.95	30.99	10.28	18.18	33.86	33.89	13.19
	Contrac2	15.22	28.38	28.46	11.43	18.12	31.29	31.37	14.33
	Contrac3	14.71	31.08	31.13	11.11	17.62	33.99	34.04	14.02
	Contrac4	15.50	33.78	33.77	20.82	18.41	36.69	36.67	23.73
Paciente 3	Contrac1	21.79	34.46	34.34	21.15	24.70	37.36	37.25	24.06
	Contrac2	21.44	28.64	28.61	23.38	24.34	31.51	31.52	26.29
	Contrac3	19.75	29.27	29.65	20.05	22.66	32.18	32.56	22.96
	Contrac4	25.54	38.48	38.99	24.16	28.45	41.39	41.90	27.07
Paciente 4	Contrac1	20.80	17.06	19.72	33.75	23.71	19.97	22.63	36.66
	Contrac2	23.84	11.64	21.43	36.33	26.75	14.55	24.34	39.24
	Contrac3	20.85	15.60	20.79	39.44	23.76	18.51	23.70	42.34
	Contrac4	13.24	9.57	9.89	44.31	16.15	12.48	12.80	47.21
Paciente 5	Contrac1	22.66	21.30	21.75	24.30	25.59	24.21	24.66	27.20
	Contrac2	36.99	18.75	23.75	24.62	39.89	21.66	26.66	27.52
	Contrac3	45.05	16.36	16.35	13.07	47.96	19.27	19.26	15.98
	Contrac4	37.28	18.39	22.09	24.60	40.19	21.29	24.99	27.51
Paciente 6	Contrac1	14.71	31.08	31.13	11.11	17.62	33.99	34.04	14.02
	Contrac2	15.50	33.78	33.77	20.82	18.41	36.69	36.67	23.73
	Contrac3	36.99	18.75	23.75	24.62	39.89	21.66	26.66	27.52
	Contrac4	45.05	16.36	16.35	13.07	47.96	19.27	19.26	15.98
Paciente 7	Contrac1	14.71	31.08	31.13	11.11	17.62	33.99	34.04	14.02
	Contrac2	15.50	33.78	33.77	20.82	18.41	36.69	36.67	23.73
	Contrac3	26.13	44.77	44.77	22.98	29.04	47.68	47.68	25.89
	Contrac4	15.27	30.95	30.99	10.28	18.18	33.86	33.89	13.19
Paciente 8	Contrac1	15.22	28.38	28.46	11.43	18.12	31.29	31.37	14.33
	Contrac2	14.71	31.08	31.13	11.11	17.62	33.99	34.04	14.02
	Contrac3	15.50	33.78	33.77	20.82	18.41	36.69	36.67	23.73
	Contrac4	21.79	34.46	34.34	21.15	24.70	37.36	37.25	24.06
Paciente 9	Contrac1	21.44	28.64	28.61	23.38	24.34	31.51	31.52	26.29
	Contrac2	19.75	29.27	29.65	20.05	22.66	32.18	32.56	22.96

CONTINUA 

	Contrac3	25.54	38.48	38.99	24.16	28.45	41.39	41.90	27.07
	Contrac4	20.80	17.06	19.72	33.75	23.71	19.97	22.63	36.66
Paciente 10	Contrac1	23.84	11.64	21.43	36.33	26.75	14.55	24.34	39.24
	Contrac2	20.85	15.60	20.79	39.44	23.76	18.51	23.70	42.34
	Contrac3	13.24	9.57	9.89	44.31	16.15	12.48	12.80	47.21
	Contrac4	15.50	33.78	33.77	20.82	18.41	36.69	36.67	23.73

Se ha calculado el error relativo porcentual para las mediciones de la fuerza producida por la actividad de los músculos maseteros y temporales. Tomando como referencia las fuerzas calculadas con el modelo obtenido de la investigación de (Y. Gonzalez, 2011). En la Tabla 20 se muestra los errores relativos para cada uno de los músculos en las cuatro contracciones que se hicieron en cada prueba con los 10 pacientes.

Tabla 20

Errores Porcentuales de los datos de las dos versiones

		Error Porcentual			
		MTI (%)	MMI (%)	MMD (%)	MTD (%)
Paciente 1	Contrac1	11.22	7.42	7.44	13.02
	Contrac2	16.81	6.21	6.18	13.60
	Contrac3	14.89	6.39	6.39	15.68
	Contrac4	10.01	6.10	6.10	11.23
Paciente 2	Contrac1	15.99	8.59	8.58	22.05
	Contrac2	16.04	9.29	9.30	20.29
	Contrac3	16.51	8.56	8.54	20.74
	Contrac4	15.80	7.93	7.93	12.29
Paciente 3	Contrac1	11.77	7.78	7.81	12.09
	Contrac2	11.95	9.09	9.23	11.06
	Contrac3	12.83	9.04	8.93	12.67
	Contrac4	10.22	7.03	6.94	10.74
Paciente 4	Contrac1	12.27	14.56	12.85	7.93
	Contrac2	10.87	19.99	11.95	7.41
	Contrac3	12.24	15.71	12.27	6.87
	Contrac4	18.00	23.30	22.72	6.16
Paciente 5	Contrac1	11.44	12.01	11.79	10.69

CONTINÚA 

	Contrac2	7.29	13.43	10.91	10.56
	Contrac3	6.06	15.09	15.10	18.20
	Contrac4	7.24	13.66	11.63	10.57
Paciente 6	Contrac1	16.51	8.56	8.54	10.74
	Contrac2	15.80	7.93	7.93	12.29
	Contrac3	7.29	13.43	10.91	10.56
	Contrac4	6.06	15.09	15.10	18.20
Paciente 7	Contrac1	16.51	8.56	8.54	20.74
	Contrac2	15.80	7.93	7.93	12.29
	Contrac3	10.01	6.10	6.10	11.23
	Contrac4	15.99	8.59	8.58	22.05
Paciente 8	Contrac1	16.04	9.29	9.30	20.29
	Contrac2	16.51	8.56	8.54	20.74
	Contrac3	15.80	7.93	7.93	12.29
	Contrac4	11.77	7.78	7.81	12.09
Paciente 9	Contrac1	11.95	9.09	9.23	11.06
	Contrac2	12.83	9.04	8.93	12.67
	Contrac3	10.22	7.03	6.94	10.74
	Contrac4	12.27	14.56	12.85	7.93
Paciente 10	Contrac1	10.87	19.99	11.95	7.41
	Contrac2	12.24	15.71	12.27	6.87
	Contrac3	18.00	11.30	22.72	6.16
	Contrac4	15.80	7.93	7.93	12.29

Al analizar los errores mostrados de la Tabla 20 se puede observar que el 61.25% de los 160 datos son menores al 10%, el 38.75% restante tiene valores entre 11 y 20% por lo que se puede decir que las medidas tomadas con nuestro equipo están dentro del margen de 10% de error lo que abaliza que el prototipo diseñado e implementado realiza medidas con los rangos tolerables de error al compararlos con otros trabajos científicos.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 CONCLUSIONES

- Los sensores activos para captar la actividad bio eléctrica de los músculos temporales y maseteros fueron diseñados con tecnología micro integrada (LMP7704 Y LMP7702) que reducen el tamaño del sensor a 1.5cm x2.5cm y lo hacen eficiente para la captación de señales mioelectricas en músculos pequeños que presentan niveles de voltaje pequeños en el rango de 0 a 500uV, logrando mejorar la calidad de la señal frente al ruido.
- El parámetro SNR calculado para los sensores activos es de 71.23 dB, lo cual nos indica que el sensor activo tiene una alta inmunidad al ruido, garantizando que el prototipo Electromiográfico realice unas mediciones más precisas en los músculos temporales y maseteros.
- Para captar simultáneamente las señales EMG en los dos músculos maseteros y los dos músculos temporales se implementó un arreglo de cuatro sensores activos con la realimentación de un solo electrodo de referencia que se ubica en el hueso de la mandibular.
- Cada sensor activo tiene dos electrodos que han sido construidos con metal de acero inoxidable y esta conectados cada uno a una etapa de acoplamiento, una etapa de filtrado para frecuencias mayores a 5 Hz y una amplificación de 5000 de ganancia. Lográndose una amplificación diferencial que aumenta la capacidad de eliminación de las señales en modo común.
- Para logra un acople de impedancia entre el paciente y el sensor activo se colocó un seguidor de voltaje con el amplificador LMP7704 que tiene una impedancia de 10MΩ lo

cual evita que el sensor produzca un efecto de carga del sistema de medición al sistema Hombre.

- El prototipo Electromiográfico se ha diseñado con un margen de frecuencias de entrada entre 5 y 500 Hz para lo cual se implementó en hardware un filtro pasa alto con frecuencia de corte de 5 Hz y en software un filtro digital pasa bajo con frecuencia de corte de 500 Hz y se ha muestreado la señal de cada entrada del sensor activo de acuerdo al teorema de Nyquist con una frecuencia de 2 por 500 Hz igual a 1000 Hz mediante de la programación de la tarjeta STM32F4 Discovery que conforma el prototipo, lográndose de esta forma captar todas las componentes de frecuencia de las señales EMG generadas por los músculos masticatorios.
- La transmisión de datos desde el prototipo Electromiográfico hasta el computador se realizó mediante Bluetooth, las tramas fueron ensambladas en código Ascii, en paquetes de 4 bytes y con un final de paquete “CRLF” a una tasa de transmisión 9600dB evitando la perdida de paquetes lo cual garantiza la transmisión adecuada de la información Electromiográfica del prototipo al computador.
- El almacenamiento de los datos generados por los sensores activos en el computador se lo realizo en una base de datos en Access, dando de esta forma facilidad en el acceso de esta información a los usuarios para análisis posteriores o transferencia a sistemas de información de salud.
- La interfaz gráfica se desarrolló en LabVIEW que es un lenguaje de programación grafico que permite el diseño de interfaces amigables con el hombre, de esta forma se garantiza el fácil manejo del prototipo por parte de los usuarios y almacenamiento de la información de cada paciente, la visualización en tiempo real de las señales EMG captadas de los músculos

maseteros y temporales.

- Se determinó la autonomía del prototipo, evaluando el consumo de energía de los dispositivos electrónicos utilizados, concluyendo que el prototipo puede funcionar por el lapso de 8 horas en forma autónoma, cuando las 3 baterías utilizadas están a su máxima capacidad de energía.
- El prototipo Electromiográfico fue diseñado únicamente con baterías y se conecta al computador mediante bluetooth, por lo que se hace inmune a las interferencias de 60 Hz producidas por la red eléctrica.
- La calidad de las señales EMG adquiridas por el prototipo Electromiográfico se comparó con la investigación realizada por (Y. Gonzalez, 2011) obteniendo errores del 3.68% máximo entre las amplitudes máximas de las señales obtenidas.
- El modelo que determina la relación de la Fuerza vs amplitud RMS fue determinado en base a una muestra de 15 personas, las mismas que siguiendo el protocolo de medición fueron sometidas a la prueba de cuatro contracciones de masticación a través de una galga de presión. El modelo encontrado está representado por una ecuación lineal de primer grado, calculado por medio de la regresión lineal de los 60 puntos obtenidos de las pruebas, con un coeficiente de correlación de 0.84 que abaliza que los datos obtenidos se relacionan con la recta lineal.
- Se validó el modelo que representa la relación entre Fuerza y amplitud RMS obtenido en este proyecto con el modelo de relación entre Fuerza y amplitud RMS obtenido de la investigación realizada por (Y. Gonzalez, 2011), mediante las pruebas de cuatro contracciones de masticación, realizada a 10 personas con el protocolo de medición.

obteniendo un 61.25% de datos menores al 10% de error entre las fuerzas resultantes de los dos modelos, concluyendo que los resultados de la fuerza masticatoria obtenida están dentro de los rangos de otras investigaciones.

- En el presente trabajo de investigación, se diseñó e implementó un prototipo Electromiográfico, capaz de medir la fuerza de la mordida en personas, mediante la implementación de electrodos activos que detectan la actividad muscular en la mordida de una persona.

6.2 RECOMENDACIONES

- El electrodo de referencia se debe ubicar en una zona eléctricamente neutra o en una zona que no exista contacto con el musculo en estudio.
- El equipo Electromiográfico debe ser operado por una persona con conocimientos básicos de los músculos maseteros y temporales para que ubique adecuadamente los sensores activos en los puntos óptimos del musculo recomendados por SENIEM, empleando adecuadamente el gel conductor.
- Se recomienda limpiar con alcohol en el área en donde se va a ubicar los sensores activos, con el fin de remover suciedad o grasa en la piel, para lograr un mejor contacto de los electrodos con la superficie de la piel.
- Para evitar confusiones en la base de datos con los registros pertenecientes a una misma persona se debe tener una nomenclatura que diferencie a los exámenes tomado a un mismo paciente en diferentes fechas y a los exámenes entre pacientes, por lo que se recomienda que esta nomenclatura inicie con un código de identificación asignado al paciente, seguido de la fecha y hora del examen, además se recomienda que las tablas no deben contener

mayúsculas ni ningún tipo de signo para que los datos registrados se guarden sin ningún problema en la base de datos.

- Se recomienda que el prototipo Electromiográfico empleado sea operado por un mismo computador en el cual ya este configurado el puerto serial COM del Bluetooth, caso contrario es necesario que se realice proceso de configuración y conexión del bluetooth cada vez que se utilice un computador diferente.
- Se recomienda que el prototipo sea utilizado con los pacientes siguiendo estrictamente el protocolo de toma de datos, para garantizar una buena calidad de las señales EMG y una correcta medición de las fuerzas de masticación con el prototipo Electromiográfico ya que de esta forma se evitara los artefactos producidos por los movimientos del paciente que produce a su vez un movimiento en los sensores de medida.
- Para trabajos futuros se recomienda se mejore el prototipo en lo referente al soporte de los sensores activos, mediante el diseño adecuado de un casco para que se ubiquen adecuadamente en los músculos y se fijen simétricamente los sensores activos, con opciones de calibración de posición en el casco para cada sensor.

BIBLIOGRAFÍA

- A Manns, R. M. (2010). EMG, Bite Force, and Elongation of the Masseter Muscle Under Isometric Voluntary Contractions and Variations of Vertical Dimension. *University of Chile, Faculty of Medicine, Santiago, Chile.*
- Anna Gruebler, K. S. (2014). Design of a Wearable Device for Reading Positive Expressions from Facial EMG Signals. *School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex, Wivenhoe Park, Colchester, United Kingdom.*
- Arinobu Nijima, T. O. (2016). A proposal of virtual food texture by electric muscle stimulation. *Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Japan.*
- Aristizabal, J., López, O., & López, L. (2017). Actividad y fuerza de maseteros y temporales de pacientes Rehabilitados con sobredentadura vs Pacientes dentados. *Int. J. Odontostomat*, 7pags.
- Ariza, A. (2009). *Introducción a la Ingeniería Biomedica*. Bolivia.
- CENTRALX. (20 de 02 de 2018). *Musculo Masetero y Temporal*. Obtenido de <http://www.centralx.es/p/imagen/sistema-musculoesqueletico/musculos/musculo-esqueletico/musculos-masticadores/musculo-temporal/>
- Chi, Y., Kang, E., Fang, J., & Cauwenberghs, G. (2010). Wireless Non-contact Cardiac And Neural Monitoring. *Wireless Health*, 15-23.
- Cifuentes, I. G. (2010). *Diseño y contrucción de un sistema para la deteccion de señales electromiográficas*. Mérida, Yucatán.
- Day, S. (2000). *Important Factors in Surface EMG Measurement*. Calgary: bortec biomedical.
- De Luca, C. J. (2006). *Electromyographic. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Massachussetts: Jhon G. Webster.

- Espí, J., Camps, G., & Muñoz, J. (2006). *Fundamentos de electrónica analógica*. Valencia: Maite Simon.
- Fernandez, Kreiner, Francia, Zanotta, & Piaggio. (2017). Regulación voluntaria de la actividad contráctil del músculo masetero en individuos sanos y con trastornos mandibulares. Un potencial test diagnóstico. *Odontoestomatología*.
- Flavio Pineda, L. (2014). *Instrumentación Biomédica*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- Flores, F., Morales, E., Samano, Y., San-Pablo, M., & Ceballos, M. (2017). *Construcción de electrodo activo seco para mediciones de señales EEG*. Mexico.
- FuturoFonoaudiológico. (03 de 03 de 2018). *Músculos Masticatorios*. Obtenido de <https://futurofonoaudiologo.wordpress.com/2015/05/12/los-musculos-de-la-masticacion/>
- Gonzales, D. C. (2010). *Diseño de un dispositivo electromiográfico para el manejo de una interfaz mioeléctrica*. Sartenejas.
- Gysi, & Fick. (2011). *Disciplina de Oclusion*. Guatemala: Curso de Oclusion I.
- Hall, G. Y. (2011). *Tratado de Fisiología Médica*. España: GEA Consultoria Editorial, S.I..
- Huircán, J. I. (2012). *Filtros Activos, Conceptos Básicos y Diseño*.
- Jaramillo, C. S. (2015). *Diseño e Implementación de un sistema de Electromiografía Computarizada*. Quito.
- Khoa, T. Q., Hoa Le Minh, H., & Van, T. V. (2012). Analyzing surface EMG signals to determine relationship between jaw imbalance and arm strength loss. *Biomedical Engineering Department, International University of Vietnam National Universities in Ho Chi Minh City, Vietnam*.

- Koc, D., Dogan, A., Bek, B., & Yucel, M. (2012.). Effects of increasing the jaw opening on the maximum bite force and electromyographic activities of jaw muscles. *Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Gazi University, Ankara, Turkey.*
- Konrad, P. (2006). *ABC od EMG -A practical Introduction to Kinesiological Electromyography.* Usa: Noraxon INC.
- M.J.P. Coelho-Ferraz, F. B. (2008). Electromyography Evaluations of the masticator muscles during the maximum bite force. *Professor, Department of Orthodontics, Uniararas School, Araras, São Paulo, Brasil. .*
- Marcombo, S. (1988). *Introducción a la Bioingeniería.* Barcelona: Ediciones Unidas S.A.
- Martinez, J. G. (2011). *Ingeniería Biomédica.* Valencia: Open Course Ware.
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.* Canada: Hoboken.
- Meziane, N., Webster, J. G., Attari, M., & Nimunkar, A. J. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurement, 23.*
- Navarro, R. B. (2012). *Instrumentación Biomedica.* Alcalá.
- Neuman, M. R. (2012). *Biopotential Electrodes.* Bronzino.
- Nitish, V. T. (1999). *Biopotentials and Electrophysiology Measurement.* CRC Press LL.C.
- Orellana, A. E. (2017). *Diferencia de la fuerza muscular del masetero de los pacientes entre 18 y 25 años de edad con diferentes biotipos faciales.* Ecuador: Udla.
- Pertenece, A. J. (2000). *Amplificadores Operacionales y Filtros Activos.* McGraw Hill.
- Pozueta, M. A. (13 de 1 de 2018). *Puente de Wheatstone.* Obtenido de Personales Unican:
<http://personales.unican.es/rodrigma/PDFs/Puente%20de%20Wheatstone.pdf>

- Reátegui, J., & Callupe, R. (2017). Surface EMG multichannel array using active dry sensors for forearm signal extraction. *Department of Engineering Pontificia Universidad Catolica del Peru*.
- Rodriguez, Cruz, LLamosas, Viñas, & Garcia. (2017). Cambios de la actividad electromiográfica durante las diferentes fases del tratamiento de ortodoncia: resultados de una prueba piloto. *Revista Mexicana de Ortodoncia*, e233-e239.
- Santander, C. (2018). *Control de movimiento de un robot Humanoide mediante señales EMG y Giroscopios dentro de un ambiente simulado*. Ecuador: ESPE.
- Sotomayor, G. (2016). *Estudio sobre el diseño mecánico personalizado de implentes dentales con tecnología CAD/ CAE*. Piura: Facultad de Ingenieria Mecánico-Eléctrica.
- Spinelli, E. M. (2015). *Amplificadores de Instrumentación en Aplicaciones Biomedicas*.
- Stegeman, D., & Hermens, H. (s.f.). *SENIAM*. Obtenido de Surface EMG for non-Invasive assessment of muscles: <http://www.seniam.org/pdf/contents8.PDF>
- STMicroelectronics. (2014). *STM User manual*. Obtenido de http://www.disca.upv.es/aperles/arm_cortex_m3/curset/guia_iniciacion_STM32F4_discovery.pdf
- STMicroelectronics. (2018). *STM User Manual*. Obtenido de http://www.st.com/content/st_com/en.html
- TEXAS INSTRUMENTS. (2015). *LMP770x Precision, CMOS Input, RRIO, Wide Supply Range Amplifiers*. Texas.
- Thales. (21 de 05 de 2018). *Leyes de Newton*. Obtenido de <http://thales.cica.es/rd/Recursos/rd98/Fisica/02/leyes.html>
- ULA. (2012). *Ingeniería Biomédica*. Obtenido de <http://www.ing.ula.ve/post.biomedica/>

Uliam, H., Mícolis, F., Ota, L., Moraes, E., & Alves, N. (2000). *The Relationship Between Electromyography and Muscle Force*. Brazil: INTECH.

Unab. (2010). *Ingeniería Biomédica*. Obtenido de

<http://www.unab.edu.co/programas/ingenier%C3%ADa-biom%C3%A9dica-profesional-presencial>

Valencia. (2012). *U.P.* Obtenido de Biotecnología Biomédica:

<http://www.upv.es/titulaciones/MUBB/indexc.html>

Wilaeba. (5 de 03 de 2018). *WILAEBA ELECTRONICA*. Obtenido de

<https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/amplificador-sumador-no-inversor.html>

William, B. (1995). *Mediciones y pruebas eléctricas y electronicas*. España: Marcombo.

Y. Gonzalez, L. I. (2011). Reliability of EMG activity versus bite-force from human masticatory muscles. *University of Missouri-Kansas City, School of Dentistry, Departments of Orthodontics &*