

INGENIERIA ELECTRÓNICA

**TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
BACHILLERATO EN LA CARRERA
INGENIERIA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
ELECTROMIOGRÁFICO PARA MEDIDAS DE
MÚSCULOS ESQUELÉTICOS EN PACIENTES
DEL CENTRO CORAJE Y ESPERANZA, SAN
RAMÓN II CUATRIMESTRE 2017**

**Sustentante:
Josué Arturo Gómez Solórzano**

**Tutor:
Ing. José Alejandro Rojas López**

Junio, 2017



CARTA DEL TUTOR

San José, 17 de Enero de 2018

**Departamento de Registro
Universidad Hispanoamericana**

Estimado señor:

El estudiante **Josué Aturo Gómez Solórzano**, cédula de identidad número **2-0594-0770**, me ha presentado, para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado: **Diseño e implementación de un sistema electromiográfico para medidas de músculos esqueléticos en pacientes del Centro Coraje y Esperanza, San Ramón, II cuatrimestre 2017**, el cual ha elaborado para optar por el grado académico de Bachillerato en Ingeniería Electrónica.

En mi calidad de tutor, he verificado que se han hecho las correcciones indicadas durante el proceso de tutoría y he evaluado los aspectos relativos a la elaboración del problema, objetivos, justificación, antecedentes, marco teórico, marco metodológico, tabulación, análisis de datos; conclusiones y recomendaciones.

De los resultados obtenidos por el postulante, se obtiene la siguiente calificación:

Tabla 1 Calificación del proyecto

#	Rubro	% Teórico	% Asignado
a)	Original del tema	10%	8%
b)	Cumplimiento de entrega de avances	20%	16%
c)	Coherencia entre los objetivos, los instrumentos aplicados y los resultados de la investigación	30%	28%
d)	Relevancia de las conclusiones y recomendaciones	20%	20%
e)	Calidad, detalle del marco teórico	20%	20%
TOTAL:		100%	92%

En virtud de la calificación obtenida, se avala el traslado al proceso de lectura.

Atentamente,

Ing. José Alejandro Rojas López
Cédula identidad 1 1079 0035
Carné Colegio Profesional N°: IEL-15888



CARTA DEL LECTOR

San José, 14 de marzo del 2018

Señores
Departamento de Registro
Universidad Hispanoamericana

Estimado señor:

El estudiante Josué Arturo Gómez Solórzano, cédula de identidad número 2-0594-0770, me ha presentado, para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado *"DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTROMIOGRÁFICO PARA MEDIDAS DE MÚSCULOS ESQUELÉTICOS EN PACIENTES DEL CENTRO CORAJE Y ESPERANZA, SAN RAMÓN II CUATRIMESTRE 2017"*, el cual ha elaborado para obtener su grado de Bachillerato.

He revisado y he hecho las observaciones relativas al contenido analizado, particularmente lo relativo a la coherencia entre el marco teórico y análisis de datos, la consistencia de los datos recopilados y la coherencia entre éstos y las conclusiones; asimismo, la aplicabilidad y originalidad de las recomendaciones, en términos de aporte de la investigación. He verificado que se han hecho las modificaciones correspondientes a las observaciones indicadas.

Por consiguiente, este trabajo cuenta con mi aval para ser presentado en la defensa pública.

Atentamente,

Ing. Víctor H. Arguedas Arce
Cédula de identidad: 106690138
Carné colegio profesional: IE-6285

San Ramón, 28 de julio, 2018

Señores
Universidad Hispanoamericana
Presente

Distinguidos señores:

Por este medio doy fe de que el documento titulado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTROMIOGRÁFICO PARA MEDIDAS DE MÚSCULOS ESQUELÉTICOS EN PACIENTES DEL CENTRO CORAJE Y ESPERANZA, SAN RAMÓN II CUATRIMESTRE 2017", escrito por el señor Josué Arturo Gómez Solórzano, fue sometido a la revisión filológica. Se han realizado las modificaciones pertinentes en los distintos niveles textuales, a saber, macro y microestructura, intención comunicativa, coherencia y cohesión, puntuación y ortografía.

Atentamente



Marlene Sandoval Vásquez

Filóloga

Colegida n° 08776

Cédula: 203600050

DECLARACIÓN JURADA

Yo **Josué Aturo Gómez Solórzano**, mayor de edad, portador de la cédula de identidad número **2-0594-0770**, egresado de la carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Hispanoamericana, hago constar por medio de éste acto y debidamente apercebido y entendido de las penas y consecuencias con la que se castiga en el Código Penal el delito de perjurio, ante quienes se constituyen en el Tribunal Examinador de mi trabajo de tesis para optar por el título de **Bachiller en Ingeniería Electrónica**, juro solemnemente que mi trabajo de investigación titulado: **Diseño e implementación de un sistema electromiográfico para medidas de músculos esqueléticos en pacientes del Centro Coraje y Esperanza, San Ramón, II cuatrimestre 2017**, es una obra original que ha respetado todo lo preceptuado por las Leyes Penales, así como la Ley de Derecho de Autor y Derecho Conexos número 6683 del 14 octubre de 1982 y sus reformas, publicada en la Gaceta número 226 del 25 de noviembre de 1982; incluyendo el numeral 70 de dicha ley que advierte; artículo 70. Es permitido citar a un autor, transcribiendo los pasajes pertinentes siempre que estos no sean tantos y seguidos, que puedan considerarse como una producción simulada y sustancial, que redunde el perjuicio del autor de la obra original. Así mismo, quedo advertido que la Universidad se reserva el derecho de protocolizar este documento ante Notario Público.

En fe de lo anterior, firmo en la ciudad de **San José**, a los **17** días del mes de **enero** del año 2018.



Ced: 2-0594-0770



AGRADECIMIENTOS

Primordialmente quiero expresar un profundo agradecimiento a Dios y a mi familia quienes me han ayudado a mantenerme firme y no decaer durante todo este proceso que ha sido mi formación profesional y también a la institución, puesto que me ha brindó la oportunidad de llevar a cabo este proyecto de graduación y por el apoyo otorgado a lo largo de mis estudios.

Contenido

UNIVERSIDAD HISPANOAMERICANA	¡Error! Marcador no definido.
AGRADECIMIENTOS	vi
Contenido.....	vii
CAPITULO I.....	13
INFORMACIÓN GENERAL.....	13
INTRODUCCIÓN.....	14
1.1 Planteamiento del problema	16
1.1.1 Antecedentes generales	16
1.2 Descripción del problema	18
1.3 Justificación.....	20
1.4 Definición del problema	23
1.5 Objetivos	24
1.5.1 Objetivos generales	24
1.5.2 Objetivos específicos	24
1.7.1 Alcances	¡Error! Marcador no definido.
1.7.2 Limitaciones	¡Error! Marcador no definido.
CAPITULO II.....	28
MARCO TEORICO	28
2.1 Electromiografía.....	29
2.1.2 El músculo.....	31
2.1.3 Potencial de acción.....	34
2.1.4 Fisiología	36
2.1.5 Fuerza muscular	37
2.1.6 Escala del Medical Research Council (MRC).....	38
2.1.7 Distrofia muscular	39
2.1.8 Distrofia muscular de Duchenne	41
2.1.9 Distrofia muscular de Becker	42
2.1.10 Distrofia muscular congénita	43
2.1.11 Regulador de voltaje lineal.....	45
2.1.12 Boot loaders modernos	45
2.1.13 Electrónica analógica.....	46
2.1.14 Electrónica digital	47

2.1.15 Microcontrolador	48
2.1.16 Arduino	49
2.1.17 Hardware Arduino	50
2.1.18 Arduino uno	53
2.1.19 Entradas y salidas	54
2.1.20 Alimentación	55
2.1.20 Memoria	56
2.1.22 MySignals HW v2	59
2.2 MARCO DE LA GESTION DE PROYECTOS	63
2.2.1 Investigación Descriptiva	64
2.2.2 Enfoque de investigación	64
2.2.3 Tipo de investigación	65
2.2.3 Marketing	66
2.2.4 Operacionalización de variables	67
2.3 MARCO CONCEPTUAL REFERENTE AL IMPACTO DEL PROYECTO	67
2.3.1 Costo beneficio	67
2.3.2 VAN y TIR	68
2.3.3 Precio base imponible	70
2.4 ANTECEDENTES DE TEORIAS O PROYECTOS: RESULTADOS DE EXPERIENCIAS ANTERIORES, SIMILITUDES O DIFERENCIAS.	71
2.4.2 Métodos manuales de procesamiento de los potenciales de unidad motora	72
2.4.3 Análisis cuantitativo automático del patrón de contracción voluntario.	72
CAPITULO III.....	74
MARCO METODOLÓGICO	74
3.1 Enfoque de investigación	75
3.2 Tipo de investigación	76
3.3 Sujetos y fuentes de investigación	77
3.3.1 Unidades de análisis u objetos de estudio	77
3.3.2 Fuentes de información	77
3.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos	78
3.4.1 Técnicas	79
3.4.2 Instrumentos	79
CAPÍTULO IV	83

DIAGNOSTICO	83
4.1 DESCRIPCIÓN DE LA SITUACIÓN ACTUAL	84
4.2 OBJETIVOS DE LAS ACTIVIDADES	90
4.2.1 RECOLECCIÓN DE DATOS	90
4.2.2 INSTRUMENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS	90
4.3.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO	92
CAPÍTULO V	94
DISEÑO Y DESARROLLO DEL PROYECTO	94
5.1 SELECCIÓN DE LA PROPUESTA	95
5.2 DETALLE DE LA PROPUESTA	96
5.2.1 Construcción de la estructura para la maqueta	97
5.2.3 Interconexión eléctrica de las partes	101
5.2.4 Utilización del servidor en línea Libelium comunicaciones distribuidas S.L	109
5.2.5 Aplicación para la visualización de Mysignals HW.	110
5.2.6 Programación del sistema automatizado.	111
5.2.7 Diagrama de inicio del sistema BLE (Bluetooth low energy)	112
5.2.8 Diagrama de la etapa de programación del sensor EMG	116
5.2.9 Diagrama de la etapa de programación del calibracion del sensor EMG	119
5.3.0 Aplicación Android	123
5.3.1 Aplicación Android.	127
5.3.2 Costos de implementación	133
6.1 CONCLUSIONES	139
6.2 RECOMENDACIONES	142
BIBLIOGRAFÍA	145
Anexos	151

ÍNDICE DE IMAGENES

Imagen 1. Estructura muscular.....	32
Imagen 2. Tipos de tejidos musculares.....	33
Imagen 3. Potencial de acción.....	35
Imagen 4. Fuerza muscular	37
Imagen 5. Distrofia muscular	39
Imagen 6. De los síntomas de distrofia Duchenne	42
Imagen 7. Causas de la distrofia de Becker	43
Imagen 8. Distrofia congénita	44
Imagen 9. Regulador de voltaje.....	45
Imagen 10. Arduino uno	53
Imagen 11. Partes del arduino.....	53
Imagen 12. My signals HW	59
Imagen 13. My signals hw.....	61
Imagen 14. Sensor para el my signals HW.....	62
Imagen 15. Electrodo para My signals	63
Imagen 16. Equipo electromiográfico NCC NTS-2000.....	85
Imagen 17. Equipo electromiográfico NCC NTS-2000.....	86
Imagen 18. Equipo electromiográfico BS BS0742.....	86
Imagen 19. Metron Medical MTR-M981	87
Imagen 20. Materiales para la elaboración.....	99
Imagen 21. Mediciones de corte	99
Imagen 22. Elaboración de la maqueta.....	100
Imagen 23. Tapa frontal	100
Imagen 24. Elaboración de la maqueta.....	101
Imagen 25. Esquema de conexión entre Arduino y My signals sensor shield	103
Imagen 26. Servidor My signals	109
Imagen 27. Servidor My signals	110
Imagen 28. Aplicación android desde un smartphone	111
Imagen 29. Librerías de programación.....	112
Imagen 30. Ubicación de la unidad BLE	113
Imagen 31. Código de programación de unidad ble.....	115
Imagen 32. Ubicación del sensor EMg en el shield.....	116
Imagen 33. Diagrama de la etapa de programación del sensor EMG	118
Imagen 34. Código de programación del sensor EMG	119
Imagen 35. Diagrama de programación calibración del sensor EMG.....	120
Imagen 36. Programación de calibración del sensor EMG	121
Imagen 37. Lectura del monitor serial de calibración EMG	121
Imagen 38. Diagrama de flujo completo de la programación	122
Imagen 39. Doña Teresa probando el sistema EMG	124
Imagen 40. Observación de la muestra del sistema EMG	124
Imagen 41. Visualización de la pantalla celular de resultados.....	125
Imagen 42. Creando un nuevo perfil de usuario	126

Imagen 43. Terminando de crear nuevo usuario	127
Imagen 44. Funcionamiento general del sistema electromiografico.....	128
Imagen 45. Aplicación descargable my signals	128
Imagen 46. Pantalla principal de la aplicación	129
Imagen 47. Selección del sensor electromiográfico	130
Imagen 48. Visualización de graficos y datos almacenados en el servidor	131
Imagen 49. Sistema EMG terminado.....	132
Imagen 50. Sistema EMG terminado de vista frontal	132
Imagen 51. Sistema EMG terminado de vista frontal	133

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de arduino uno	57
Tabla 2. Comparativas de plataformas.....	58
Tabla 3. De la problemática Actual	89
Tabla 4. Costo de implementaciones materiales	134
Tabla 5. Costos de diseño de fabricación	136

Lista de abreviaturas

EMG: Electromiografía (Electromyography)

LCD: *Liquid Crystal Display* (pantalla de cristal líquido)

BLE: Bluetooth Low Energy (Bluetooth de bajo consumo de energía)

CCSS: Caja Costarricense del Seguro Social

TFT-LCD: Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display, (Pantalla de cristal líquido de transistores de película fina)

SRAM: *Static Random Access Memory* (memoria de acceso aleatoria estático)

EEPROM: *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory* (memoria de solo lectura programable borrable eléctricamente)

USB: *Universal Serial Bus* (bus serie universal)

DC: *Direct Current* (corriente directa)

ADC: *Analog to Digital Converter* (convertidor de analógico a digital)

LED: *Light Emitting Diode* (diodo emisor de luz)

SMD: *Surface Mount Device* (dispositivo de montaje superficial)

GPS: Global Positioning System (Sistema de Posicionamiento Global).

GND: Ground (Tierra).

V: Volt (Voltio).

VCC: Continuous current voltage (Voltaje Corriente Continua).

CAPÍTULO I.

INFORMACIÓN GENERAL

INTRODUCCIÓN

El ámbito médico y de cuidado de la salud del ser humano a lo largo de la historia se ha visto beneficiado por la evolución tecnológica que se ha desarrollado a través de las épocas, esto ha permitido que se puedan realizar procedimientos que anteriormente parecían imposibles e incluso mejorar las formas en que se ejecutaban brindando mayores oportunidades de recuperación sin complicaciones a los pacientes que necesitan estos servicios.

Cuando se habla de salud, atención médica, hospitalización y recuperación no solo se debe tomar en cuenta los factores biológicos en el proceso, además de esto, influyen factores psicológicos y sociales que experimenta el paciente cuando se encuentra hospitalizado o en proceso de recuperación. Cuando una persona se encuentra hospitalizada se ve afectada no solo por su enfermedad, sino también, por agentes como el estrés y la ansiedad que pueden perjudicar indirectamente el proceso de recuperación de la persona.

En un individuo hospitalizado el estrés y la ansiedad tienen un papel importante en el desarrollo del paciente, Lahuerta, Saiz, Moreno y Falagan (2011) en su libro ***Promoción de la salud y apoyo psicológico al paciente***, consideran que los causantes del estrés y la ansiedad en un paciente viene dada por factores como: los cambios que experimenta en su vida cotidiana al ser hospitalizado, algunas medidas restrictivas como la imposición de dietas y vestuario o la pérdida de privacidad, el aislamiento que sufre relegado a una habitación pequeña que no es la suya, la separación de sus seres queridos, entre otros (p.64). La ansiedad en un

paciente puede provocar largas estancias hospitalarias y mayor necesidad de analgésicos, que perjudicarán al individuo.

Es de suma importancia tomar en cuenta todos los factores que podrían afectar a un paciente de manera directa y/o indirecta y que podrían ser evitados y así garantizar una recuperación rápida.

En la mejora de estas condiciones que se presentan en los procesos de recuperación, como se ha hecho a lo largo de la historia se puede seguir contando con los avances tecnológicos de los últimos tiempos y así brindar soluciones innovadoras a estos factores aun sin tratar o mejorar con nuevas posibilidades sistemas ya desarrollados pero que tienen alguna limitación o no cuentan con opciones que permitiría un mejor aprovechamiento de las características actuales.

La prestación de servicios de medicina a distancia, en los últimos años ha tomado mayor fuerza ya que aprovecha las nuevas oportunidades que brindan las tecnologías emergentes, esta puede ser utilizada para el diagnóstico y tratamiento de los pacientes. Además, esto permite la mejora en los servicios brindados gracias a que ahorra tiempo y dinero, logrando que las personas sean tratadas de manera remota evitando viajes para recibir los servicios e incluso hospitalizaciones en ciertos casos que puede evitarse haciendo el uso de esta.

1.1 Planteamiento del problema

1.1.1 Antecedentes generales

La electromiografía ha sido de suma importancia en el cuidado y monitoreo de pacientes ya que esto permite conocer el verdadero estado de la salud de estas personas, por lo que el aprovechamiento de las nuevas tecnologías emergentes para la optimización y mejoras de estos equipos e incluso la inclusión de nuevas características que permitan un mayor beneficio de la información generada por estos dispositivos, brindando de esta manera la posibilidad de dar mejores oportunidades a los pacientes.

Como parte del uso de estas nuevas tecnologías en el mejoramiento de la electromiografía han sido desarrollados en los últimos años nuevos proyectos que permitan sacar un mayor provecho de estos, en 2010 estudiantes de Ingeniería de Sistemas, de la Universidad Manuela Beltrán de Colombia, presentan una aplicación que permite a un teléfono celular monitorear las señales eléctricas del cuerpo y el ritmo cardiaco.

Sin embargo, fue presentado como una propuesta, ya que al momento de la presentación se plantea el uso de sensores que envíen la información vía Bluetooth, dado que los sensores a utilizar no han sido desarrollados para esto.

En la Universidad Distrital Francisco José de Caldas de Bogotá, Colombia, desarrollaron un Sistema de alertas móvil de arritmia cardíaca, este sistema permite monitorear la frecuencia del corazón de pacientes que padecen enfermedades

isquémicas del corazón, este equipo reporta anomalías, que se presentan en sistema cardiaco del paciente, a través de un correo electrónico al médico de cabecera, en este informa lo sucedido al paciente en su frecuencia cardiaca y además indica la posición GPS(sistema de posicionamiento global) y un mapa con la ubicación del paciente.

En la Universidad de Colima en México, se desarrolló una aplicación que mediante de lectura de sensores conectados por medio de Bluetooth a un dispositivo móvil alerta al usuario cuando alguno de los valores de las lecturas sale del rango establecido, indicándole que debe visitar al médico para una valoración de su salud, este se presenta con la finalidad de ayudar a pacientes con enfermedades crónicas, esto permite al paciente conocer su situación de una manera más rápida y así buscar la ayuda necesaria sin necesidad de que se presenten otros síntomas o se agrave la situación que presentan.

Con el fin de definir el diseño e implementación de un sistema electromiográfico para el monitoreo de pacientes con distrofia y problemas musculares, se debe tener conocimiento de ciertos avances tecnológicos y descubrimientos que constituyen las bases para construir, mediante su adecuada interacción, un prototipo, el cual permita sintetizar cada uno de los principios que lo componen en la aplicación que se propone desarrollar.

Los principales adelantos que dan origen previamente a dicho diseño, con lo que es la serie de tarjetas italianas, basadas en microcontroladores Atmel, conocidas como Arduino, las cuales, para este proyecto, constituyen el cerebro procesador de datos que permitirá recolectar la información necesaria, para posteriormente

entregar estos datos a la interfaz gráfica que permitirá al usuario el monitoreo de los mismos con el propósito de tener un mejor control de la tarea que se está desempeñando.

1.2 Descripción del problema

Los exámenes que se aplican para realizar las mediciones del estado de la fuerza que poseen los distintos músculos esqueléticos de personas quienes padecen de distrofia muscular -el cual es un padecimiento que produce principalmente un retraso en el desarrollo de destrezas musculares motoras y dificultad para utilizar uno o más grupos de músculos- se ejecutan principalmente de manera manual.

Por consiguiente, los datos recopilados mediante la aplicación de los mismos, están completamente encadenados a la percepción del terapeuta que los efectúa; siendo esta apreciación, en primer lugar, totalmente dependiente de la valoración de cada ser humano que en su propia y única manera de sentir realiza dicho examen, además de imprecisa por sí misma tomando en cuenta el hecho de que no emplea ningún instrumento que arroje información cuantificable, observable y que haga distinguible numéricamente una de otra medición individual.

La antepuesta situación presenta dos principales problemas que son el que anteriormente fue descrito en relación con la percepción personal de cada persona que examina un paciente, en adición a que, de esta forma, no es posible determinar

el desempeño en términos de la contracción muscular que el paciente de es capaz de producir, valorado a través del tiempo.

En otras palabras, se imposibilita totalmente la evaluación de la contracción del músculo en términos de la evolución que esté presente durante determinado período de observación. Resultará muy difícil el poder recopilar datos que cuenten con la fiabilidad suficiente como para que el fisioterapeuta a cargo pueda percatarse que un paciente verdaderamente está presentando una mejoría en el desempeño de cierto músculo. Pero, también se tiene el caso del paciente del cual no hay manera de comprobar si, contrario al anterior, más bien presenta un retroceso o deterioro de la fuerza que cierto músculo esquelético pueda desarrollar.

Este segundo escenario es uno mucho más crítico que el mencionado primeramente, ya que puede ocasionar que pase inadvertido el detrimento de la capacidad de contracción de un músculo; hecho que inhibiría la búsqueda de otras técnicas más apropiadas para su aplicación en el paciente con el propósito de alcanzar los objetivos propuestos en relación con los procedimientos para realizar el debido tratamiento para contrarrestar la debilidad y fortalecer el músculo en cuestión, como por ejemplo la realización de un tipo distinto de ejercicio enfocado hacia la ganancia de fuerza o el aumento de la prolongación de la rutina de ejercicios que le haya sido recomendada inicialmente al paciente.

A toda esta deficiencia respecto al monitoreo del estado de los músculos esqueléticos de los pacientes que sufren de distrofia muscular, se le suma el hecho de que puede que dos o incluso más personas distintas realicen mediciones a una misma persona con esta enfermedad.

En tal caso, se multiplican las posibilidades de que exista un error en la medición y las imprecisiones que posean los datos obtenidos mediante el tradicional método manual de valoración del estado muscular de estas personas.

Hoy por hoy, existen en el mercado varios dispositivos diseñados con el fin de realizar mediciones electromiográficas, más estos son muchas veces inasequibles o incluso puede que hasta poco conocidos por los fisioterapeutas, lo cual les ocasiona temor o desinterés respecto a su utilización para que puedan servir de una muy provechosa ayuda en su quehacer profesional.

En vista de lo anterior, una solución basada en la plataforma Arduino proporciona una opción de costo bajo que no deja de ser bastante útil debido a la relación de costo-beneficio que posee, teniendo en cuenta la eficiente y sencilla forma de adquisición de datos que ayudarían en la mejor atención de pacientes con distrofia muscular.

1.3 Justificación

La implementación de este proyecto dará una nueva herramienta tecnológica al centro diurno corazón y esperanza, donde aportara una significativa ayuda a los fisioterapeutas y los pacientes adultos mayores, ya que los fisioterapeutas son quienes toman los rangos del examen muscular de manera manual para rehabilitar pacientes que sufren de distrofia y problemas musculares.

Con este nuevo instrumento se llevará a cabo su labor con un mayor grado de confiabilidad y precisión, ya que estos profesionales no aplican siempre la misma

fuerza y su percepción de la que es producida por el paciente puede variar, ocasionando que los resultados de la evaluación sean imprecisos, lo cual se vería corregido con la aplicación del instrumento que permitirá realizar mediciones numéricamente apreciables a través del tiempo.

El dispositivo en cuestión contribuirá a corregir el inadecuado método para la recolección de mediciones del esfuerzo muscular que realiza el paciente que padezca distrofia muscular. Con la ayuda de este prototipo, será posible el contar con lecturas cuantitativas sobre la capacidad del músculo con el fin de determinar el avance o no producto de la rehabilitación que se le da a este tipo de pacientes.

Determinar el desempeño en términos de la contracción muscular que el paciente de es capaz de producir, valorado a través del tiempo. En otras palabras, se imposibilita totalmente la evaluación de la contracción del músculo en términos de la evolución que esté presente durante determinado período de observación.

Resultará muy difícil recopilar datos que cuenten con la fiabilidad suficiente como para que el fisioterapeuta a cargo pueda percatarse que un paciente verdaderamente está presentando una mejoría en el desempeño de cierto músculo.

Pero también, se tiene el caso del paciente del cual no hay manera de comprobar si, contrario al anterior, más bien presenta un retroceso o deterioro de la fuerza que cierto músculo esquelético pueda desarrollar.

Este segundo escenario es uno mucho más crítico que el mencionado, primeramente, ya que puede ocasionar que pase inadvertido el detrimento de la capacidad de contracción de un músculo; hecho que inhibiría la búsqueda de otras técnicas más apropiadas para su aplicación en el paciente con el propósito de

alcanzar los objetivos propuestos en relación con los procedimientos para realizar el debido tratamiento para contrarrestar la debilidad y fortalecer el músculo.

Ejemplo de la realización de un tipo distinto de ejercicio enfocado hacia la ganancia de fuerza o el aumento de la prolongación de la rutina de ejercicios que le haya sido recomendada inicialmente al paciente (Rojas, 2010).

A toda esta deficiencia respecto al monitoreo del estado de los músculos esqueléticos de los pacientes que sufren de distrofia muscular, se le suma el hecho de que puede que dos o incluso más personas distintas realicen mediciones a una misma persona con esta enfermedad. En tal caso, se multiplican las posibilidades de que exista un error en la medición y las imprecisiones que posean los datos obtenidos mediante el tradicional método manual de valoración del estado muscular de estas personas.

Hoy por hoy existen en el mercado varios dispositivos diseñados con el fin de realizar mediciones electromiográficas, más estos son muchas veces inasequibles o incluso puede que hasta poco conocidos por los fisioterapeutas, lo cual les ocasiona temor o desinterés respecto a su utilización para que puedan servir de una muy provechosa ayuda en su quehacer profesional.

En vista de lo anterior, una solución basada en la plataforma Arduino proporciona una opción de costo bajo que no deja de ser bastante útil debido a la relación de costo-beneficio que posee, teniendo en cuenta la eficiente y sencilla forma de adquisición de datos que ayudarían en la mejor atención de pacientes con distrofia muscular.

1.4 Definición del problema

Los problemas musculares y óseos son las principales causas de invalidez, según se desprende de un informe de la Gerencia de Pensiones de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS).

De acuerdo con el licenciado Jaime Barrantes Espinoza, gerente de pensiones de la CCSS, sin embargo, estas enfermedades han bajado su peso relativo, si se comparan con los datos del 2012. Se trata de padecimientos degenerativos severos que afectan las rodillas, las caderas y la columna vertebral, amputaciones y lesiones que afectan el funcionamiento de algún miembro.

Según el informe de Calificación de la Invalidez, mientras que, en el 2016, un 27.5% de las pensiones por invalidez aprobadas se concedían por esa causa, en el 2017 es cifra relativa bajó al 22.76%, sin embargo, siempre mantienen el primer lugar como causa invalidante.

Con lo referente anteriormente observando la problemática que se ha dado con la información, se desea desarrollar e implementar un sistema electromiográfico capaz de lograr resolver dicha problemática y a su vez cumplir con los parámetros necesarios indicados por la fisioterapeuta para que la implementación del sistema tenga validez además de un bajo costo para que sea accesible al centro diurno coraje y esperanza, brindando confiabilidad y seguridad al paciente tanto al usuario.

La pregunta correspondiente a este trabajo es:

¿Cuál será la mejor manera de diseñar un sistema electromiográfico basado en Arduino para el monitoreo del grado de contracción muscular esquelético en

pacientes que padezcan de distrofia o problemas musculares del centro diurno corazón y esperanza en el segundo cuatrimestre del 2017?

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivos generales

- Diseñar un sistema electromiográfico basado en Arduino para el monitoreo del grado de contracción muscular en pacientes que padezcan de distrofia o problemas musculares en el segundo cuatrimestre del 2017.
- Implementar el diseño elaborado a los adultos mayores que sufren problemas de músculos esqueléticos del centro diurno coraje y esperanza durante el segundo semestre del 2017.

1.5.2 Objetivos específicos

- Identificar los requerimientos que los profesionales necesitan para que se cumpla un correcto funcionamiento para dicho sistema.
- Analizar la legislación para el uso de este sistema en pacientes para pruebas de diagnóstico, y equipos de desarrollo.
- Evaluar las ofertas del mercado actual de equipos electromiográficos, además de la importancia que este aporta en pacientes.
- Analizar el tipo de tecnología que mejor se adecúe para el desarrollo del prototipo, además de reducción de costos.

- Diseñar un sistema que permita obtener las mediciones sobre contracción muscular, desarrollada exclusivamente en pacientes mayores de edad.
- Comprobar el funcionamiento del sistema por medio de pruebas que permitan demostrar el correcto desempeño del sistema.
- Construir el sistema físico partiendo de los componentes y dispositivos que sean necesarios para dicho desarrollo.
- Elaborar un manual de usuario que permita al profesional instruirse respecto a la adecuada manipulación del sistema.
- Evaluar el costo-beneficio del prototipo sin alterar la calidad del desarrollo del dispositivo.

1.7.1 Alcances

- El proyecto presente abarca únicamente la recolección de los datos obtenidos mediante el shield arduino My Signals, ya que la magnitud que el mismo se encarga de medir es la que interesa para la presente aplicación.
- El proyecto cubre la recolección de datos configurable en términos de la cantidad de mediciones a realizar (una, diez, veinte, treinta, cuarenta, cincuenta o cien) y el intervalo de tiempo (10ms, 20ms, 30ms, 40ms, 50ms o 100ms) entre cada una de ellas.
- Además, mediante el manual de usuario, se indica cómo realizar los gráficos de contracción del músculo en función del tiempo. Dicha información será enviada hacia un servidor de Libelium donde se almacena y será accesible por medio de una aplicación Android y IOS.

- El manual de usuario será confeccionado para proporcionar la información e instrucciones necesarias para poder efectuar correctamente la instalación en el ordenador, la colocación del dispositivo en el paciente, la recolección de datos y la visualización de los mismos.
- Al ser un sistema electromiográfico de mediciones y almacenamiento de datos esto beneficiara a los pacientes del centro diurno coraje y esperanza, al tener un registro de las actividades de sus músculos esqueléticos, para así el fisioterapeuta lleve un óptimo control de las pacientes y el estado de sus músculos y así trabajar en las áreas donde el monitoreo señale que debe mejorarse.
- Este sistema se podría comercializar a nivel nacional como un dispositivo para ayudar a diagnosticar problemas musculares, además de otros problemas de salud o monitoreo de signos vitales ya que dicho shield dispone de más entradas para conectar diferentes sensores de medición biométrica.
- Este proyecto cuenta con un servidor web donde se podrá almacenar hasta cien pacientes, donde quedará registrado sus datos personales como también sus pruebas de diagnóstico por día, semana y mes.

1.7.2 Limitaciones

- La resolución de valores posibles que pueda tener la medición de la contracción muscular abarcará desde cero hasta cien, ya que es una escala recomendada por la fisioterapeuta y que a la vez es mucho mayor que la que se utiliza en el examen manual sobre problemas musculares.

- Las mediciones a efectuar sobre un solo músculo serán programadas y, una vez iniciado el proceso, se dará la captura de las mismas, se enviarán a la computadora o dispositivo inteligente y en ella se guardará un archivo con el valor y el tiempo en el cual ocurrió cada una de ellas.
- Este proyecto está enfocado para personas mayores de edad con una determinada masa muscular, peso, y quizás varíe en determinados pacientes q no cumplen estos parámetros.
- El dispositivo no podrá utilizarse en pacientes en estado crítico debido a la condición que presentan y en esta condición permitir su salida de un centro médico no sería lo correcto y solo perjudicaría al paciente.
- Para el acceso a la información remota será necesario contar con un teléfono celular o alguna terminal que permita el uso de tecnología celular.
- El paciente necesitará de una persona que esté a cargo de la recepción e interpretación de los datos y su cuidado.
- Este dispositivo no posee teclado físico lo cual puede ser necesario para una futura implementación u optimización del dispositivo.
- Este sistema desarrollado e implementado necesita estar conectado a bluetooth de un teléfono inteligente, y este conectado a internet para que funcione y almacene los datos.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica de electro diagnóstico médico para evaluar y grabar la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos (Reyna, 2016).

Según Reyna (2016), nos dice que la electromiografía es el estudio de las señales eléctricas del cuerpo humano y estas nos dan información importante del estado de la salud.

Los primeros documentos registrados que trataban sobre lo que es hoy la electromiografía comenzaron con los trabajos de Francesco Redi en 1666. Redi descubrió un músculo altamente especializado de la raya eléctrica el cual era capaz de producir electricidad. Por el año 1773, Walsh había logrado demostrar que el tejido muscular de la anguila eléctrica era capaz de generar una chispa de electricidad. En 1792, una publicación titulada “De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius” cuyo autor era Luigi Galvani, en la que él demostraba que la actividad eléctrica podía iniciar una contracción muscular.

Posteriormente, seis décadas más tarde, en el año 1849, Emil du Bois-Reymond descubrió que también era posible grabar la actividad eléctrica producida por una contracción muscular que fuese realizada intencionalmente. La primera grabación de este fenómeno fue efectuada por Marey en 1890, quien de igual forma introdujo el término electromiografía. En 1922, Gasser y Erlanger utilizaron un osciloscopio para visualizar las señales eléctricas extraídas desde los músculos.

La capacidad de detectar señales electromiográficas mejoró sostenidamente desde la década de 1930 hasta la de 1950, y los científicos comenzaron a utilizar

mejores electrodos más ampliamente para los estudios de los músculos. Masa alargada compuesta por millones de FIBRAS musculares, unidas por tejido conjuntivo, por el que discurren los vasos y nervios (Parra, 2015).

Según Parra.2015 nos indica que la electromiografía existe desde hace mucho tiempo atrás y con el paso de los años se ha mejorado la técnica de medición de los músculos esqueléticos.

La Asociación Americana de Medicina Neuromuscular y de Electrodiagnóstico (AANEM) fue formada en 1953 como una de varias sociedades médicas con un especial interés en avanzar con el quehacer científico y médico del uso de esta técnica. El uso clínico de la electromiografía superficial para el tratamiento de desórdenes más específicos tuvo su comienzo en los años sesentas.

Hardryk y sus investigadores fueron los primeros profesionales en medicina que utilizaron la electromiografía superficial en 1966. Luego, a inicios de la década de 1980, Cram y Steger introdujeron un método clínico para escanear gran variedad de músculos usando un dispositivo de censado electromiográfico.

No fue sino hasta mediados de los ochentas que las técnicas de integración en electrodos habían avanzado lo suficiente como para permitir la producción a gran escala de los pequeños y livianos instrumentos y amplificadores necesarios para construir los dispositivos electromiográficos.

Actualmente, un número significativo de amplificadores adecuados para la tarea se encuentran disponibles comercialmente. Al inicio de la década de 1980, cables que producían señales dentro del rango de micro voltios deseado también comenzaron a producirse para el mercado Las recientes investigaciones han

resultado en un mejor entendimiento de las propiedades de la electromiografía superficial.

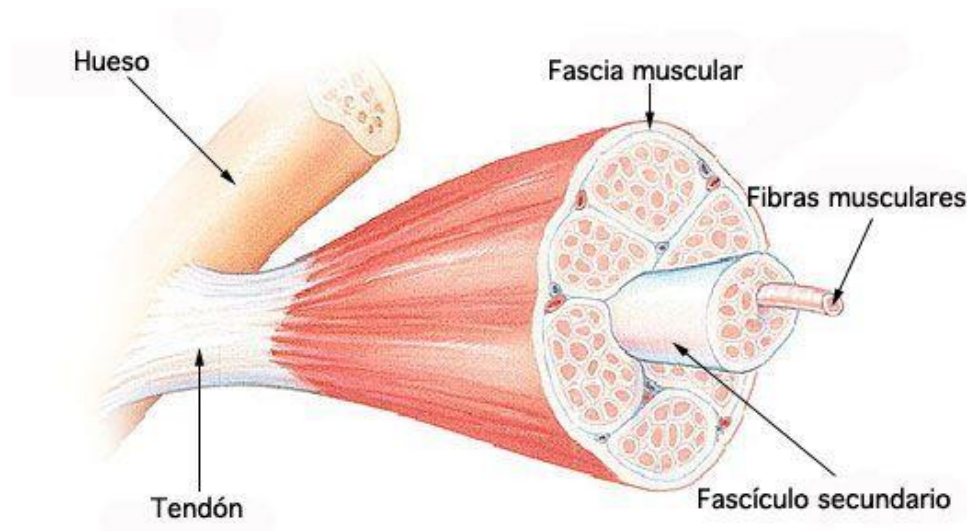
Existen muchas aplicaciones para el uso de la electromiografía. La EMG es empleada clínicamente para el diagnóstico de problemas neurológicos y neuromusculares.

De igual forma, la electromiografía es usada por muchas clases de laboratorios de investigación, incluyendo los que se ocupan de la biomecánica, control motor, fisiología neuromuscular, desórdenes del movimiento, control de postura y terapia.

2.1.2 El músculo

Este tejido el cual se encuentra en la mayoría de los animales, contiene filamentos de células de las proteínas actina y miosina que, al frotarse una con la otra, producen una contracción que modifica tanto la longitud y forma de la célula; de esta forma, los músculos son capaces de producir fuerza y movimiento. Son los responsables de mantener y cambiar la postura, la locomoción y el movimiento interno de los órganos como el corazón y el sistema digestivo (Universidad Católica de Chile, s.f.).

Imagen 1. Estructura muscular



Fuente: <http://www.fisiomuro.com/de-que-esta-formado-el-musculo/>

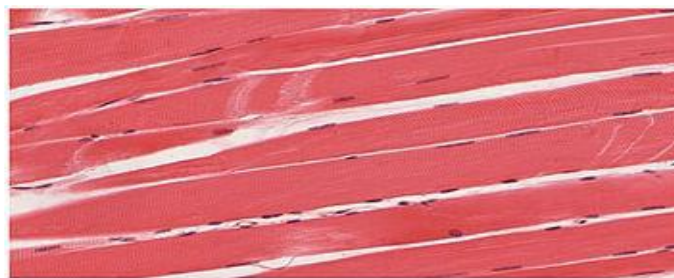
En el organismo humano, existen tres clases distintas de tejidos musculares, los cuales son:

- * Músculo esquelético: también conocido como los músculos voluntarios, ya que el individuo tiene la capacidad de contraerlos a voluntad. Los mismos se encuentran sujetos a los huesos mediante los tendones para producir movimiento esquelético o locomoción además de mantener la postura. A pesar de que el mantenimiento de la postura ocurre por reflejos involuntarios, los músculos responsables de ello reaccionan al control voluntario. Un hombre adulto tiene aproximadamente un 42% de su masa compuesta por esta clase de músculos, mientras que las mujeres poseen un 36%.
- * Músculo liso: se le conoce también como involuntario y se encuentra en las paredes de órganos y otras estructuras como el esófago, estómago, intestinos, bronquios y vasos sanguíneos.

- * Músculo cardíaco: al mismo se le suele llamar también miocardio y solo se le puede encontrar en el corazón. Este músculo también es involuntario, aunque su estructura es muy similar a la del músculo esquelético.

En la imagen dos se muestran ampliaciones de la misma escala de los tres tipos de tejido muscular.

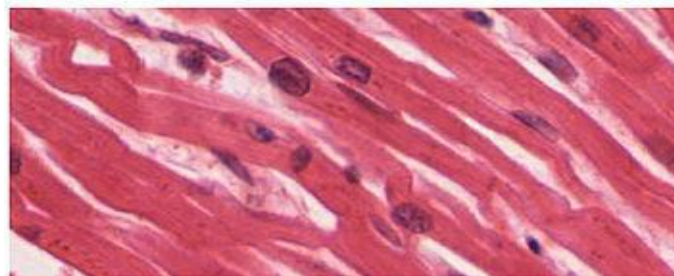
Imagen 2. Tipos de tejidos musculares



(a)



(b)



(c)

Esquelético (a), liso (b), cardíaco (c).

Fuente: http://www.innerbody.com/image/musfov/Skeletal_Smooth_Cardiac.jpg

2.1.3 Potencial de acción

Este término corresponde a un evento de muy corta duración, en la cual el potencial eléctrico de la membrana de una célula rápidamente crece y luego cae, siguiendo una trayectoria consistente. Los potenciales de acción ocurren en varios tipos de células animales llamadas células excitables, que incluyen neuronas, células musculares y endocrinas.

En células nerviosas, cumplen un papel fundamental en comunicación de célula a célula, mientras que, en las células musculares, un potencial de acción constituye el primer paso de una contracción (Ramón, 2005).

Los potenciales de acción son generados por tipos especiales de canales iónicos dependientes de voltaje incrustados en la membrana de una célula. Estos canales se cierran cuando el potencial de la membrana se encuentra cercano al potencial de reposo de la célula, pero vertiginosamente se comienzan a abrir si el potencial de la membrana aumenta hasta un preciso y definido valor de umbral. Cuando los canales se abren, se da un flujo desde el exterior hacia el interior de iones de sodio, los cuales elevan del potencial de la membrana.

Esto causa que más canales se abran, produciendo una corriente eléctrica a través de la membrana celular. El proceso actúa de manera explosiva hasta que todos los canales iónicos que se encuentren disponibles se abran y ocurra un levantamiento del potencial de la membrana. El rápido flujo hacia el interior de iones de sodio causa que la polaridad de la membrana cambie y así los canales iónicos se desactivan.

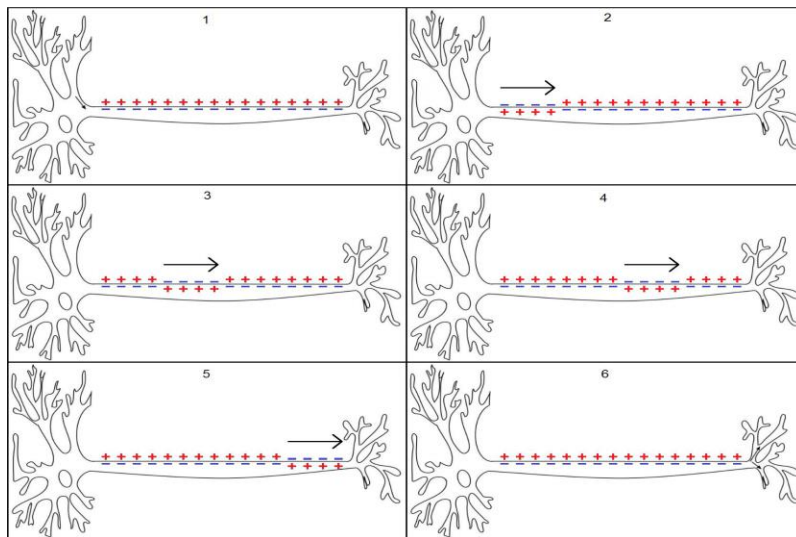
A medida que los canales de sodio se cierran, los iones de sodio no pueden entrar más a la neurona y son transportados a fuera de la membrana, es entonces

cuando los canales de potasio son activados, por lo que ahora existe un flujo desde adentro hacia afuera de iones de potasio, que ocasionan que el gradiente electromecánico retorne a su estado de reposo.

Luego de que un potencial de acción ocurrió, se da un cambio transitorio llamado período refractario, debido a las corrientes adicionales de potasio, el cual tiene la función de prevenir que el potencial viaje de vuelta por la dirección en la que se originó.

En la Imagen tres se puede apreciar una representación del viaje de un potencial de acción a través del axón de una neurona.

Imagen 3. Potencial de acción



Fuente: elaborada por el autor con base en

http://www.facmed.unam.mx/historia/Propiedades1/Potencial_de_accion.gif 41

2.1.4 Fisiología

Para los músculos voluntarios, toda contracción ocurre como resultado del esfuerzo inconsciente originado en el cerebro, el cual envía señales en forma de potenciales de acción a través del sistema nervioso a las neuronas motoras que enervan las fibras musculares.

El cuerpo celular de estas neuronas se encuentra en el cordón espinal mientras que el axón hace contacto directo o indirecto con un músculo o glándula. En el caso de algunos reflejos, la señal para contraer el músculo se puede originar en la espina dorsal a través de un lazo de realimentación con la materia gris.

Los músculos involuntarios, así como el corazón o los músculos blandos como los de los intestinos, se contraen como resultado de actividad cerebral inconsciente. Otras acciones como la locomoción, respiración y el masticar tienen un aspecto reflejo en ellas y pueden ocurrir tanto consciente como inconscientemente.

2.1.5 Fuerza muscular

Imagen 4. Fuerza muscular



Fuente: <https://www.hsnstore.com/blog/de-que-depende-la-fuerza-factores-musculares/>

El concepto de la fuerza que posee un músculo generalmente se percibe como la capacidad de levantar peso y esto es el resultado de tres factores que son:

1. Fuerza fisiológica: para la cual contribuye el tamaño del músculo, la sección de área transversal y la respuesta al entrenamiento.
2. Fuerza neurológica: se relaciona con que tan fuerte es la señal que le dice al músculo que se contraiga.
3. Fuerza mecánica: en ella intervienen aspectos como la longitud de la palanca que se forme entre el músculo en sí y el punto donde se encuentre el peso a mover y la fortaleza de las articulaciones (Universidad Católica de Chile, s.f.).

2.1.6 Escala del Medical Research Council (MRC)

En la práctica clínica, se acostumbra utilizar esta escala evaluar el estado actual de un músculo (Firman, 2009), la fuerza que se perciba del mismo se acopla a una escala de 0 a 5 descrita a continuación:

* Grado 5: fuerza muscular normal contra resistencia del examinador completa.

* Grado 4: la fuerza muscular está reducida pero la contracción muscular puede realizar un movimiento articular contra resistencia.

* Grado 3: la fuerza muscular está reducida tanto que el movimiento articular solo puede realizarse contra la gravedad, sin la resistencia del examinador. Por ejemplo, la articulación del codo puede moverse desde extensión completa hasta flexión completa, comenzando con el brazo suspendido al lado del cuerpo.

* Grado 2: movimiento activo que no puede vencer la fuerza de gravedad. Por ejemplo, el codo puede flexionarse completamente solo cuando el brazo es mantenido en un plano horizontal.

* Grado 1: contracción sin movimiento.

* Grado 0: ausencia de contracción.

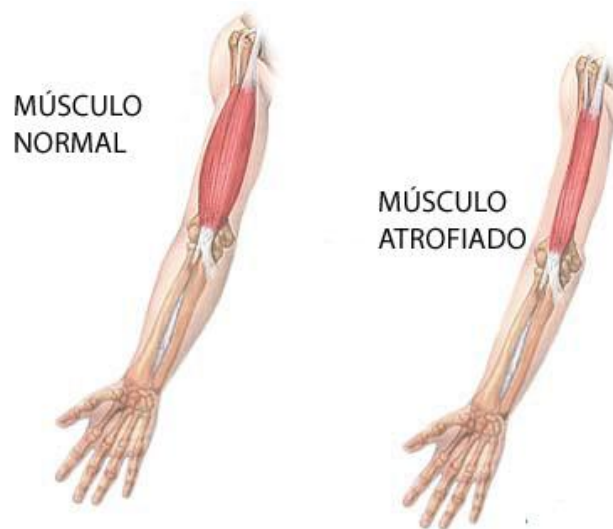
La medición manual del músculo según esta escala tiene cierto número de limitantes. Una de ellas es que, entre cada uno de los grados, existe una distancia desproporcional. Otra limitación de la escala es que el grado asignado a una medición depende del juicio del examinador. Y, finalmente, aunque fuera posible el calificar un músculo exactamente dentro del grado verdadero al que pertenece al momento de ser examinado, con los seis valores que posee la escala sería difícil identificar cambios relativamente pequeños, pero clínicamente relevantes en materia de fortaleza muscular.

2.1.7 Distrofia muscular

La distrofia muscular es un grupo de enfermedades musculares que debilitan los músculos esqueléticos en detrimento de la locomoción. De la distrofia muscular existen varios tipos, y estos son caracterizados por un debilitamiento progresivo de los músculos esqueléticos, defectos en las proteínas que componen los músculos y la muerte de células musculares, así como de otros tejidos (Infogen.org, 2013).

Según a lo anterior, la distrofia muscular es una enfermedad degenerativa que ataca a los músculos esqueléticos, debido a un defecto de absorción de sustancias necesarias causando debilidad y falta de movimiento a quienes la padecen.

Imagen 5. Distrofia muscular



Fuente:[http://www.ferato.com/wiki/index.php/Archivo:](http://www.ferato.com/wiki/index.php/Archivo:20090528_mgb_Distrofia_muscular_.jpg)

[20090528_mgb_Distrofia_muscular_.jpg](http://www.ferato.com/wiki/index.php/Archivo:20090528_mgb_Distrofia_muscular_.jpg)

En la década de 1860, en diversos artículos médicos se veía un incremento de niños que crecían con debilidad, perdían la capacidad de caminar y morían a una

edad temprana. En la década siguiente, el neurólogo francés Guillaume Duchenne encontró una cantidad de trece niños que en aquel tiempo padecían la más temible de las formas de esta enfermedad, la cual hoy en día posee su nombre: distrofia muscular de Duchenne.

Pronto, se volvió evidente que la enfermedad tenía más de una variante. Entre otras clasificaciones de este mal se incluyen la distrofia de Becker, de Emery-Dreifuss, facioescapulohumeral, congénita, distal, oculofaríngea y miotónica de Steinert. Las distrofias de Duchenne y de Becker son causadas por una mutación de un gen localizado en el cromosoma X, las cuales afectan mayormente a hombres, aunque unas pocas veces las mujeres pueden padecer síntomas severos también. Entre los síntomas más comunes de distrofia muscular se encuentran los siguientes:

- * Debilitamiento progresivo del músculo.
- * Mal balance a la hora de estar de pie.
- * Párpados caídos.
- * Atrofia.
- * Escoliosis (curvatura de la espina dorsal).
- * Incapacidad de caminar.
- * Caídas frecuentes.
- * Rango limitado de movimiento.
- * Dificultad para la respiración.

Las condiciones de la distrofia muscular son generalmente heredadas, y las diferentes distrofias musculares siguen varios patrones de herencia (Infogen.org, 2013).

Con lo anterior podemos decir que dicha enfermedad ocurre por herencia genética de alguno de los dos progenitores (padre o madre) y por lo general afectan más al hombre que a la mujer.

La principal causa de las distrofias de Duchenne y de Becker es la incapacidad de crear la proteína funcional distrofina y sus complejos proteínicos asociados.

Esta proteína se encuentra presente en la membrana de la fibra de los músculos; su naturaleza helicoidal permite que absorba los golpes. Además de la estabilización mecánica que proporciona, la distrofina también regula los niveles de calcio de los músculos.

2.1.8 Distrofia muscular de Duchenne

Esta constituye la más común de las formas de distrofia muscular en la infancia y generalmente, afecta solamente a hombres (con muy, muy pocas excepciones), y se evidencia cuando el niño comienza a caminar. Para los diez años, el niño de seguro necesitará apoyo para caminar y, a los doce años, la mayoría de los pacientes pierden del todo la capacidad de andar. La esperanza de vida para las personas que la padezcan abarca desde los 15 hasta los 45 años.

La cantidad de distrofina se relaciona directamente con la severidad de cada caso. Al estar este gen en el cromosoma X, el desorden afecta primariamente a hombres, mientras que las mujeres que son portadoras sufren de síntomas menos intensos. Mutaciones esporádicas de este gen ocurren con frecuencia, tanto como una tercera parte de los casos (Infogen.org, 2013).

Imagen 6. De los síntomas de distrofia Duchenne



Fuente: <https://www.duchenne-spain.org/que-es-duchenne/sintomas-de-duchenne/>

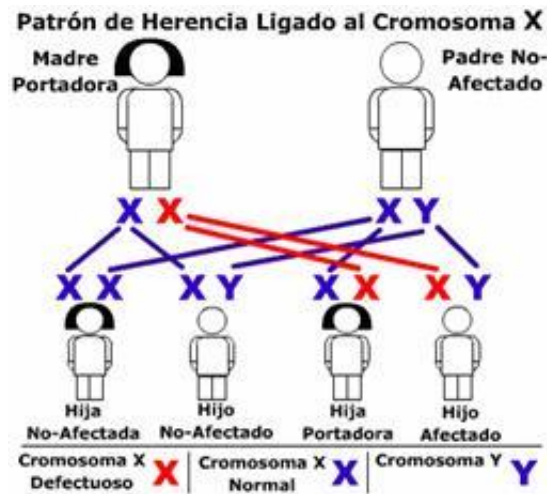
La distrofina es parte de una compleja estructura que engloba algunos otros componentes proteínicos. El complejo distrofina- glicoproteína ayuda a anclar el cito esqueleto (matriz de estructura dinámica capaz de armarse o desarmarse rápidamente dependiendo de las necesidades de la célula en determinado momento) dentro de las células musculares. Debido a defectos en el ensamblaje del cito esqueleto, la contracción del músculo conduce a la disrupción de la membrana exterior de las células musculares y a un eventual debilitamiento y pérdida del músculo.

2.1.9 Distrofia muscular de Becker

Esta clase de distrofia muscular es una variante menos severa que la de Duchenne y es causada por la producción de una troncada pero parcialmente

funcional distrofina. Se puede llegar a edades avanzadas al padecerla y solamente afecta a hombre, más existen muy raras excepciones.

Imagen 7. Causas de la distrofia de Becker



Fuente:<http://discapnet2015.epresentaciones.net/sites/default/files/salud/enfermedades/img/693f2afac2f24c59a2fd249169819a08clipimage004.jpg>

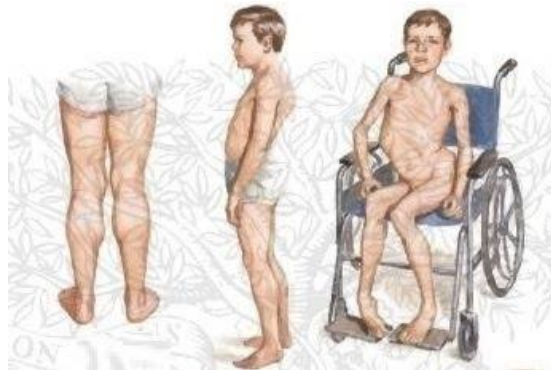
2.1.10 Distrofia muscular congénita

Los síntomas de esta variedad de distrofia muscular se pueden apreciar desde tempranas edades e incluyen debilidad de los músculos en general y deformidades en las coyunturas. La distrofia muscular congénita progresa lentamente e incluye varios desórdenes con un rango de síntomas como la degeneración de los músculos que puede ser medianamente severa o muy severa o esta degeneración pueden estar asociada con efectos en el cerebro y otros sistemas de órganos.

Su causa constituye defectos en proteínas que se piensa tienen relación con el complejo distrofina-glicoproteína, así como las conexiones entre células musculares y sus estructuras celulares circundantes (Infogen.org, 2013).

Según infogen.org,2013 este tipo de distrofia congénita ocurre por un defecto de síntesis de proteína hacia el músculo y su interacción con las células musculares, haciendo que los músculos se debiliten y generen deformidades en el área de las coyunturas, además que dicha enfermedad progresa lentamente.

Imagen 8. Distrofia congénita

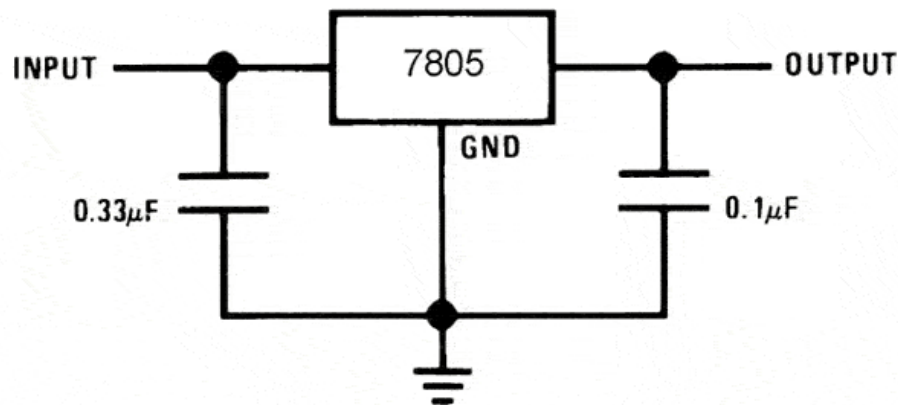


Fuente:https://sites.google.com/site/distrofiamuscularinfantil/_/rsrc/147276582

[9931/home/distrofia-muscular-congenita.jpg](https://sites.google.com/site/distrofiamuscularinfantil/_/rsrc/147276582)

2.1.11 Regulador de voltaje lineal

Imagen 9. Regulador de voltaje



Fuente:http://freedatasheets.com/blog/uploaded_images/7805datasheet-730100.gif

Un regulador de voltaje lineal es un sistema usado para mantener un voltaje constante en su salida. La resistencia del regulador varía acorde con la carga resultante de modo que el voltaje que se entrega permanezca invariable.

Debido a que el voltaje regulado del sistema debe ser siempre menor que la entrada de diferencia de potencial, la eficiencia se ve limitada y la fuente que alimenta el circuito debe ser lo suficientemente alta para siempre permitir a la parte activa del circuito consumir un poco de voltaje (Zhang,2013).

2.1.12 Boot loaders modernos

Cuando una computadora u otro dispositivo programable son apagados, su software -incluyendo sistemas operativos, código de aplicaciones y datos en general- son almacenados en módulos de almacenamiento no volátiles como discos duros, CD o memorias *flash*. En el momento en el que la computadora se enciende,

típicamente primero ejecuta un pequeño segmento de programa almacenado en su memoria de sólo lectura (ROM) junto con una porción de datos, para acceder al dispositivo no volátil del cual el sistema operativo y otros programas pueden cargarse en la memoria de acceso aleatorio (RAM).

El pequeño programa que comienza con la secuencia descrita previamente se conoce como *boot loader*. Su única función es el cargar otros datos y programas que luego son ejecutados en la RAM. Comúnmente, son utilizados *boot loaders* en múltiples etapas durante lo cual varios programas de creciente complejidad se cargan uno después del otro en un proceso de carga en cadena.

2.1.13 Electrónica analógica

Esta clasificación de electrónica corresponde a sistemas que utilizan señales continuamente variables en el tiempo, en contraste con la electrónica digital que, de manera general, solamente emplea dos niveles de tensión. El término “analógico” o “análogo” describe la relación proporcional entre una señal y un voltaje o corriente que representa a dicha señal (Jimbo, 2015).

Una señal analógica emplea algún atributo del medio para conseguir la información de la señal. Las señales eléctricas pueden representar información mediante sus cambios en la diferencia de potencial, corriente o frecuencia. La información es convertida partiendo de alguna otra forma física -como por ejemplo sonido, luz, temperatura, presión o posición- a una señal eléctrica mediante un transductor el cual convierte un tipo de energía a otra, como un micrófono convierte energía sonora a eléctrica.

Las señales toman un valor de un rango preestablecido y cada único valor de la señal representa información diferente. Cada cambio en la señal es significativo y cada nivel que posea la señal simboliza un valor diferente del fenómeno que representa.

Otro método para conseguir una señal análoga es la modulación. En esta, una señal portadora base tiene una de sus cualidades alterada, como la amplitud, que da origen a la modulación de amplitud modulada (AM), la cual involucra la modificación de la amplitud de una señal sinusoidal de tensión por la fuente de información.

En la grabación analógica de sonido, la variación de la presión de un sonido que golpea un micrófono crea una variación correspondiente en la corriente que pasa a través del mismo o la diferencia de potencial en sus terminales. Un aumento del volumen del sonido causa una fluctuación de la corriente o tensión proporcionalmente mientras se mantenga la misma forma de la onda.

2.1.14 Electrónica digital

La presente clasificación de sistemas electrónicos representa señales mediante bandas discretas de niveles analógicos, en vez de rangos continuos. Todos los niveles dentro de una banda representan el mismo estado lógico (Franchetti, 2014).

Debido a la “discretización” de las señales, cambios relativamente pequeños en la señal análoga causados por tolerancia propia del dispositivo, atenuación de la

señal o ruidos parásitos, no ocasionan que se salga del rango discreto, y como resultado son ignorados por la circuitería de comprobación del estado de la señales.

En la mayoría de los casos, el número de estos estados es solamente dos, y ambos se encuentran representados por dos bandas de tensión. Una de ellas se encuentra cercana al valor de referencia y se define como “tierra” o cero voltios (0V), y el otro valor es cercano a la alimentación. Respectivamente, estos valores corresponden a false (0) o true (1) en álgebra booleana, lo cual da origen al código binario.

Las técnicas digitales para el procesamiento de datos son útiles porque es más fácil hacer que un dispositivo electrónico conmute entre uno de varios valores conocidos, a que reproduzca un valor continuo dentro de un rango de distintos valores.

2.1.15 Microcontrolador

Un microcontrolador es una pequeña computadora que se encuentra en un solo circuito integrado el cual contiene el núcleo de procesamiento, memorias de distintos tipos y periféricos de entrada y salida configurables y programables.

Los microcontroladores son diseñados para desempeñarse en productos controlados automáticamente, así como lo son sistemas de control para motores de automóviles, dispositivos médicos para implantar en pacientes, máquinas de oficina, electrodomésticos, controles remotos y juguetes. Al reducir el tamaño y el costo comparado con un diseño que usa un microprocesador, memoria y dispositivos de

entrada y salida por separado, los microcontroladores hacen económico el controlar digitalmente hasta más dispositivos y procesos.

Microcontroladores de señal mezclada son también muy comunes, los cuales integran componentes analógicos que se necesitan para controlar sistemas electrónicos que no sean digitales.

Algunos microcontroladores pueden usar palabras de cuatro bits y operar a una velocidad de reloj tan baja como 4KHz, para bajo consumo de energía que ronda el orden de los miliwatts o inclusive microwatts.

Estos generalmente tienen la habilidad de mantener el funcionamiento mientras esperan por un evento que puede ser el accionamiento de un botón o una interrupción; el consumo de energía mientras se permanece en modo sleep puede llegar hasta los nanowatts, haciendo que los microcontroladores de esta índole sean apropiados para su utilización con baterías de larga duración. Otros microcontroladores pueden servir para roles de desempeño crítico, donde ellos tendrán que actuar más como un procesador digital de señales con velocidades de reloj más altas y un consumo más elevado de potencia.

2.1.16 Arduino

Este es un hardware de computación y compañía de software de código abierto que constituye un proyecto y una comunidad que diseña y manufactura *kits* para la creación de dispositivos digitales y objetos interactivos que poseen la capacidad de recolectar información mediante infinidad de múltiples sensores para

distintas magnitudes para recolectar información del entorno y controlar el mundo físico.

Las tarjetas Arduino pueden ser adquiridas pre-ensambladas, o como *kits* de “hágalo usted mismo”; a la vez, la información del diseño del hardware se encuentra disponible para todo aquel que tenga el deseo de construir su propio Arduino con componentes discretos.

El proyecto está basado en una familia de diseño de tarjetas de microcontroladores primeramente manufacturados por SmartProjects en Italia y también por varios vendedores, utilizando varios microcontroladores Atmel AVR de 8 *bits*, o bien, procesadores Atmel AVR de 32 bits.

Estos sistemas proveen sets de pines de entradas y salidas, tanto analógicas como digitales que pueden servir de interfaz para otras tarjetas de expansión (típicamente conocidas como “shields” y otros circuitos de distintas índoles. La tarjeta Arduino contiene interfaces para comunicación serial, que incluyen USB en la mayoría de los modelos, las cuales se utilizan principalmente para cargar los programas realizados por los usuarios en la tarjeta, y de esta forma poder correrlo en la misma.

2.1.17 Hardware Arduino

Una típica tarjeta Arduino consiste en un microcontrolador Atmel AVR de ocho, dieciséis o treinta y dos bits con componentes complementarios que facilitan enormemente la programación e incorporación a otros circuitos (Arduino, s.f.).

Un aspecto importante de Arduino son sus conectores estandarizados, los cuales permiten a los usuarios conectar la tarjeta en cuestión a una gran variedad de módulos intercambiables conocidos como shields (inglés para “escudos”).

Estos dispositivos se comunican con la tarjeta Arduino mediante varios de sus pines, pero muchos *shields* son individualmente direccionables vía bus serial I2C, lo que permite que estas placas sean apiladas y accedidas en paralelo. Los Arduinos oficiales y muchos de sus clones han empleado varios de los miembros de la serie de chips megaAVR como el ATmega328 (Arduino UNO), ATmega 32U4 (Arduinos Leonardo y Micro), ATmega2560 (Arduino Mega 2560), entre otros.

Cada microcontrolador en las tarjetas Arduino es también pre-programado con un *boot loader* que simplifica la carga de los programas a la memoria *flash* montada en el chip, comparado con otros dispositivos que necesitan un programador externo. Esto hace que utilizar un Arduino sea mucho más sencillo al permitir el uso de una computadora ordinaria como programador.

A nivel conceptual, al emplear la pila de *software* Arduino, todas las tarjetas son programadas sobre el protocolo de comunicación serial RS-232, pero la manera en la que es implementada varía conforme a la versión del hardware. Las tarjetas seriales de Arduino contienen un circuito convertidor de nivel para convertir los voltajes RS-232 a niveles TTL (Arduino, s.f.). Sin embargo, esto sucedía para las primeras tarjetas que fueron lanzadas al mercado, actualmente los Arduinos son programados sobre USB, implementando circuitos integrados adaptadores de USB a serial como el FTDI FT232. Algunas variantes, como el Arduino Mini y el no oficial

Boarduino, utilizan un desmontable adaptador o cable USB a serial, Bluetooth u otro método.

La tarjeta Arduino expone la mayoría de los pines de entrada y salida del microcontrolador para uso de otros circuitos. El Diecimila, Duemilanove y el UNO proveen catorce pines digitales de entrada/salida de los cuales seis de ellos pueden entregar señales de modulación de ancho de pulso (PWM) para simular voltajes analógicos. Cuentan también con seis entradas analógicas que también pueden funcionar como pines digitales de entrada o salida.

Estos pines se encuentran sobre la tarjeta en forma de cabezales hembra de 2,5mm. Los *shields* poseen pines macho que son compatibles con la distribución en la que se encuentran los pines en la mayoría de los Arduinos, por lo que los *shields* pueden utilizarse para todas estas tarjetas. Por otro lado, Arduinos como el Nano y el Micro cuentan con pines macho que apuntan hacia abajo para poder colocarse en una protoboard (Arduino, s.f.).

Algunas son funcionalmente equivalentes a un Arduino oficial por lo que pueden sustituirlo y obtener el mismo desempeño y practicidad de la tarjeta original. Otras de ellas mejoran lo que es el Arduino básico mediante la adición de circuitos para el manejo de salidas, comúnmente utilizados en educación a nivel escolar para simplificar la construcción de pequeños robots. De igual forma se pueden encontrar otras placas eléctricamente equivalentes pero que no necesariamente conservan la correspondencia con algunos *shields*, o variantes que emplean otros procesadores que poseen distintos niveles de compatibilidad.

2.1.18 Arduino uno

A continuación en la imagen diez, se muestra el Arduino uno en su vista superior.

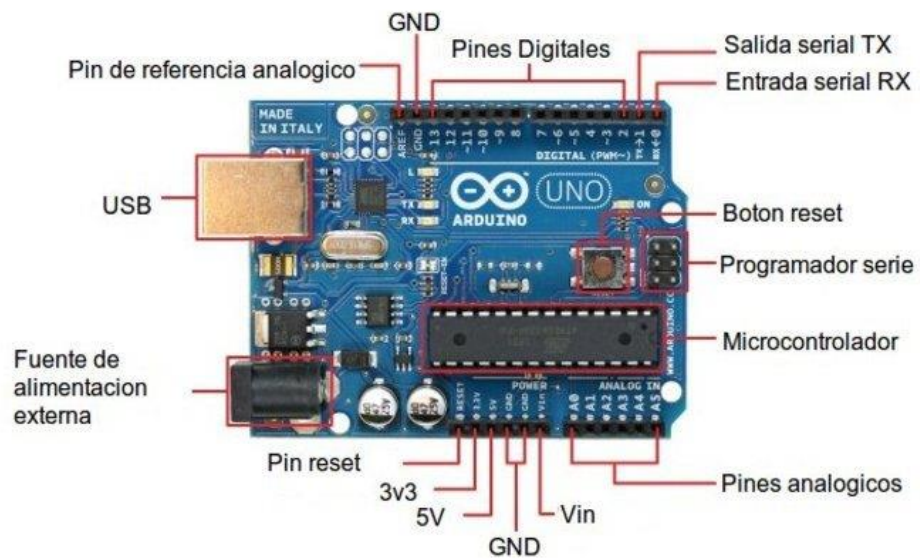
Imagen 10. Arduino uno



Fuente: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoarduno>.

A continuación, en la imagen once se de describen las partes del arduino uno.

Imagen 11. Partes del arduino



Fuente <https://i1.wp.com/comohacer.eu/wp-content/uploads/2014/07/arduino-partes1.jpg?resize=830%2C415>

Arduino uno es una placa con un microcontrolador de la marca Atmel y con toda la circuitería de soporte, que incluye, reguladores de tensión, un puerto USB (En los últimos modelos, aunque el original utilizaba un puerto serie) conectado a un módulo adaptador USB-Serie que permite programar el microcontrolador desde cualquier PC de manera cómoda y también hacer pruebas de comunicación con el propio chip. Un arduino dispone de 14 pines que pueden configurarse como entrada o salida y a los que puede conectarse cualquier dispositivo que sea capaz de transmitir o recibir señales digitales de 0 y 5 V. También dispone de entradas y salidas analógicas. Mediante las entradas analógicas podemos obtener datos de sensores en forma de variaciones continuas de un voltaje. Las salidas analógicas suelen utilizarse para enviar señales de control en forma de señales PWM.

Arduino uno es la última versión de la placa, existen dos variantes, la Arduino UNO convencional y la Arduino UNO SMD. La única diferencia entre ambas es el tipo de microcontrolador que montan.

2.1.19 Entradas y salidas

Cada uno de los 14 pines digitales se puede usar como entrada o como salida. Funcionan a 5V, cada pin puede suministrar hasta 40 mA. La intensidad máxima de entrada también es de 40 mA. Cada uno de los pines digitales dispone de una resistencia de pull-up interna de entre 20K Ω y 50 K Ω que está desconectada, salvo que nosotros indiquemos lo contrario. Arduino también dispone de 6 pines de

entrada analógicos que trasladan las señales a un conversor analógico/digital de 10 bits.

2.1.20 Alimentación

Puede alimentarse directamente a través del propio cable USB o mediante una fuente de alimentación externa, como puede ser un pequeño transformador o, por ejemplo, una pila de 9V. Los límites están entre los 6 y los 12 V. Como única restricción hay que saber que, si la placa se alimenta con menos de 7V, la salida del regulador de tensión a 5V puede dar menos que este voltaje y si sobrepasamos los 12V, probablemente dañaremos la placa. La alimentación puede conectarse mediante un conector de 2,1mm con el positivo en el centro o directamente a los pines Vin y GND marcados sobre la placa. Hay que tener en cuenta que podemos medir el voltaje presente en el jack directamente desde Vin. En el caso de que el Arduino esté siendo alimentado mediante el cable USB, ese voltaje no podrá monitorizarse desde aquí.

La tarjeta puede operar sobre una diferencia de potencial externa desde los 6V hasta los 20V. Si se alimenta con menos de 7V, el pin de 5V puede que no entregue exactamente esta tensión, y con menos de 5V la tarjeta puede tornarse inestable. Si se emplean más de 12V, el regulador de voltaje puede sobrecalentarse y dañar la placa. En vista de lo anterior, el voltaje de alimentación recomendado es desde los 7V hasta los 12V (Arduino, s.f.).

Los pines de alimentación se detallan en seguida:

- Vin: el pin de entrada de diferencia de voltaje al Arduino cuando se utiliza una fuente externa. Se puede suministrar tensión a través de este pin, o, si se alimenta vía el conector de 2,1mm, se accede a través de este pin.
- 5V: este pin tiene una salida regulada de 5V que se obtiene del regulador en la tarjeta. La placa puede alimentarse por USB o los conectores para recibir voltaje, si se suministra tensión por este o el pin de 3,3V, se atraviesa el regulador y puede dañar la placa. La mayor cantidad de corriente permisible en este pin es 40mA.
- 3,3V: una fuente de 3,3V generada por el regulador. La máxima corriente que puede entregar es 50mA.
- GND: pines a tierra.
- IOREF: este pin en las tarjetas Arduino provee el voltaje de referencia con el que el microcontrolador trabaja. Un *shield* debidamente configurado puede leer el pin IOREF y seleccionar la adecuada fuente de alimentación o habilitar traductores de voltaje en las salidas para utilizar ya sea 3,3V o 5V.

2.1.20 Memoria

El microcontrolador ATmega328 tiene 32KB de memoria flash (con 4KB ocupado por el boot loader). También cuenta con 2,5KB de SRAM y 1KB de EEPROM (la cual puede ser escrita y leída con la librería de EEPROM) (Arduino, s.f.). Respecto a los demás Arduinos ya que en ellos la clase Serial manipula tanto el puerto USB como los pines 0 y 1.

Resumen de las características de arduino uno

Tabla 1. Características de arduino uno

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 – 12V
Voltaje de entrada (Límite)	6 – 20V
Pines para entrada- salida digital.	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica.	6
Corriente continua por pín IO	40 mA
Corriente continua en el pín 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0,5 KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

Fuente: <http://nosinmiarduino.blogspot.com/2014/07/descripcion-del-arduino-uno.html>

Comparativa de arduino vs otras plataformas

Tabla 2. Comparativas de plataformas

	Arduino Uno	Raspberry Pi Model B+	Intel Edison
Price	\$30	\$35	\$50 (board not included)
Size	7.6 x 1.9 x 6.4 cm	8.5 x 5.6 x 1.7 cm	3.55 x 2.5 x .39 cm
Memory	0.002MB	512MB	1 GB
GPIO	14	40	40
Clock Speed	16 MHz	700 MHz	500 MHz, 100 MHz
On Board Network	None	10/100 BaseT Ethernet socket	Dual-band (2.4 and 5 GHz) Wifi, Bluetooth 4.0
Multitasking	No	Yes	Yes
Input voltage	7 to 12 V	5 V	3.3 to 4.5 V
Flash memory	32KB	Micro SD card	4 GB eMMC
USB	One, input only	Four, peripherals OK	One, peripherals OK
Operating System	None	Linux distributions	Yocto Linux v1.6
Integrated Development Environment	Arduino IDE	Scratch, IDLE, anything with Linux support	Arduino IDE, Eclipse, Intel XDK

Fuente: <https://www.aprendiendoarduino.com/tag/ide/>

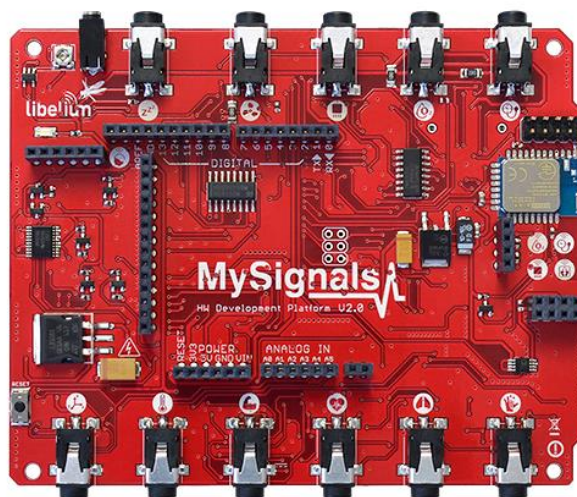
Se utilizará el arduino uno en este proyecto debido a sus características y su funcionalidad ya que este cuenta con entradas analógicas necesarias para el diseño de dicho proyecto y su bajo precio en comparación de otras plataformas, además el shield my signals y el sensor son exclusivos solo para este modelo de arduino en particular.

Otra función de ser seleccionado es que lo hace más seguro a fallos de software, debido a que este no tiene sistema operativo en caso de una alguna caída de tensión o apagado repentino.

2.1.22 MySignals HW v2

Este shield y sensor es manufacturado por libelium Technologies y es capaz de medir, filtrar, rectificar y amplificar la actividad eléctrica de un músculo (biométrica) y producir una señal análoga de salida que puede ser fácilmente leída por un microcontrolador, a continuación se encuentra la Ilustración donde se muestra este dispositivo.

Imagen 12. My signals HW



Fuente: <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>.

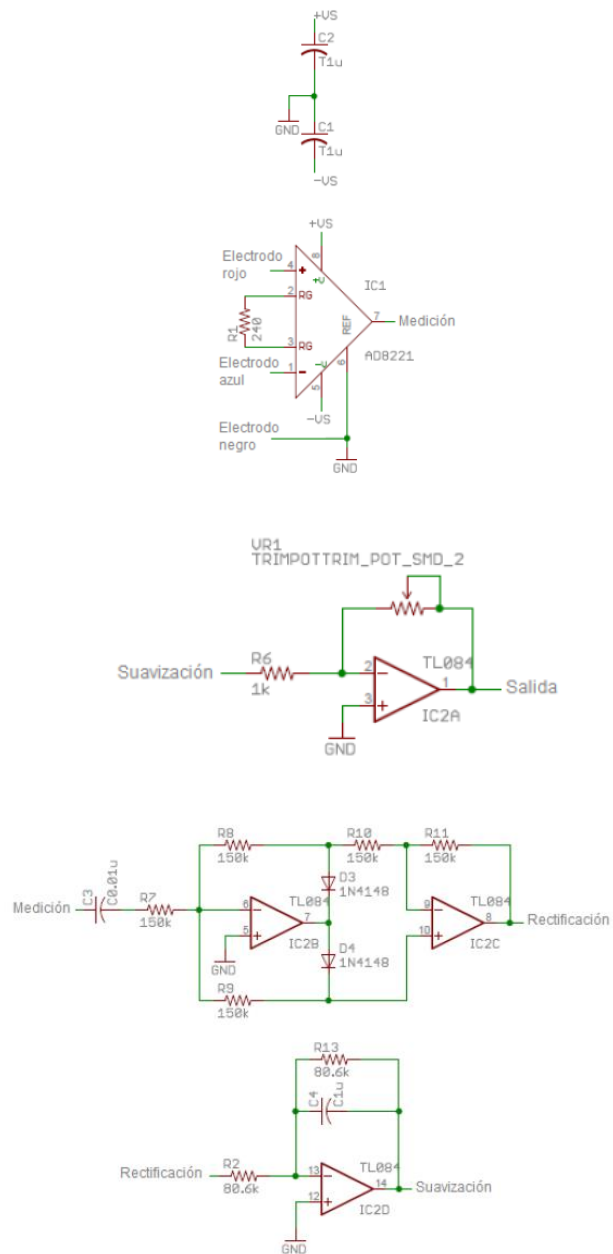
Su funcionamiento radica en el monitoreo del potencial eléctrico generado por las células musculares que, mediante su amplificación, se puede procesar su carácter complejo de actividad y convertirlo en una señal analógica simple que un microcontrolador puede interpretar y utilizarla mediante un convertidor analógico-digital.

Conforme el músculo bajo monitoreo se contraiga más, el valor de salida de tensión aumenta. La relación exacta entre el potencial de salida y la actividad del músculo puede ser ajustada finamente con un potenciómetro de ajuste de ganancia. Como se mencionó anteriormente, se incluye un cable para conectar los electrodos al sensor. En el extremo donde este cable se une al sensor, se tiene un terminal de 3,5mm estilo conector de audio para que sea más fácil atar y desatar los electrodos.

Es importante resaltar que la salida del sensor alcanza hasta su voltaje de alimentación positivo, el cual se recomienda que sea máximo de 12V. En vista de lo anterior, en caso de que se esté usando una diferencia de potencial de alimentación mayor a lo que maneja el circuito intérprete de la señal de salida, se recomienda ajustar el potenciómetro de ganancia para limitar el mayor posible voltaje de salida antes de conectarlo al resto del sistema. De manera similar, se puede utilizar un divisor de tensión que sirva de interfaz entre el sensor y el microcontrolador.

Tal como se aprecia en la Ilustración, este sensor cuenta con varias etapas que son la de captura de la medición, rectificación de la señal, suavización de la misma y, finalmente, el ajuste de la ganancia. Previo a todas ellas se incluyó la de la alimentación.

Imagen 13. My signals hw



Fuente: elaborada por el autor basada en <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/#step5>

La primera de ellas constituye el amplificador de la señal que requiere de los cables y electrodos de las ilustraciones catorce y quince, respectivamente, para capturar la diferencia de potencial del músculo.

Imagen 14. Sensor para el my signals HW



Fuente: <http://www.my-signals.com/>

Imagen 15. Electrodo para My signals



Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/12969>

2.2 MARCO DE LA GESTION DE PROYECTOS

Para el planeamiento, desarrollo, implementación, control y evaluación del proyecto se necesita tener conocimientos de los conceptos que permiten llevar a cabo las etapas anteriormente mencionadas, por lo que a continuación se presentan los conceptos más relevantes que dan sustento teórico a dichas etapas.

2.2.1 Investigación Descriptiva

Como señala Frank Morales (Conozca 3 tipos de investigación: Descriptiva, Exploratoria y Explicativa, 2012) la investigación descriptiva se centra, principalmente en caracterizar un fenómeno o situación concreta indicando sus rangos más diferenciadores. Las etapas de la investigación descriptiva se mencionan a continuación:

1. Examinan las características del problema.
2. Definen el problema y formulan hipótesis.
3. Enuncian en que se basan las hipótesis y los procesos adoptados.
4. Eligen los temas y las fuentes apropiadas.
5. Seleccionan y elaboran técnicas para la recolección de datos.
6. Establecen categorías precisas que se ajusten al propósito de estudio y permiten encontrar las semejanzas, diferencias y relaciones significativas.
7. Verifican la validez de las técnicas de la recolección de datos.
8. Realizan observaciones objetivas y exactas.
9. Analizan e interpretan los datos obtenidos.

2.2.2 Enfoque de investigación

El enfoque del proyecto a realizar será mixto, es decir toma aspectos de la investigación cuantitativa y la cualitativa. El enfoque cuantitativo se basa en métodos numéricos que puedan ser obtenidos por medio de mediciones y aplicado en investigaciones experimentales.

“La recolección de los datos se fundamenta en la medición” (Sampieri, R; Fernández, C y Baptista, P, 2010, p.5) en este caso específico las mediciones y valores

obtenidos serán los correspondientes a las señales electromiográficas del paciente, estos números serán los utilizados para el estudio y análisis de la situación de la persona, lo que le permitirá al proyecto realizar funciones que ayuden a mejorar el cuidado de los pacientes.

Así mismo, se medirá la opinión respecto al mejoramiento que podría implicar el proyecto en los pacientes y las personas a cargo del cuidado.

El enfoque cualitativo permite analizar las mejoras producidas por el proyecto a desarrollar, el enfoque cualitativo permite dar una perspectiva de la situación del grupo al que se dirige el proyecto, también, será utilizado en el proceso de selección de los requerimientos del problema, para esto se harán preguntas al experto que le permitan describir la situación actual, debido a que este enfoque “Con frecuencia se basa en métodos de recolección de datos sin medición numérica, como las descripciones y las observaciones”(Sampieri et al).

2.2.3 Tipo de investigación

Esta investigación a desarrollar será del tipo experimental y descriptivo, como “El objetivo de estas tesis es reproducir un fenómeno dentro de un ambiente específico de pruebas e ir modificando diferentes elementos para observar qué sucede con el fenómeno” (Muñoz Razo, 2011, p. 23). Por lo tanto, este proyecto se ajusta asimismo al tipo experimental, al realizarse pruebas para reproducir un fenómeno, en este caso obtener la señal muscular, y de acuerdo a los resultados se podrán efectuar los ajustes o modificaciones en el diseño.

Luego de su etapa experimental en donde se definirán las necesidades iniciales del proyecto a realizar prueba y error para construir el protipo, se

desarrollará el método descriptivo en esta etapa se describirá más profundamente los procesos para la correcta medición de las señales electromiográficas musculares así como los valores normales de cada signo vital. Según Sampieri et al (2010, 80) este tipo de investigación: “únicamente pretenden medir o recoger información de manera independiente o conjunta sobre los conceptos o las variables a las que se refieren, esto es, su objetivo no es indicar cómo se relacionan éstas.”

Finalmente, la investigación tendrá una etapa explicativa: “Se enfoca en explicar por qué ocurre un fenómeno y en qué condiciones se manifiesta, o por qué se relacionan dos o más variables” (Sampieri et al, 2010, p.85). En esta etapa se explicará la relación entre los conceptos y las variables abarcadas por la investigación y la tecnología y dispositivos a utilizar para el desarrollo del proyecto.

2.2.3 Marketing

El Marketing comienza antes de que exista el producto y continúa después de la puesta en marcha del mismo, por lo que la venta de productos y servicios es solo uno de los objetivos del marketing. Es un sistema total de actividades que se requieren para conceptualizar un producto o servicio, capaz de lograr la satisfacción de las necesidades de un mercado meta. Todas las actividades del marketing buscan lograr clientes satisfechos con productos, servicios y atención. El marketing pretende generar una determinada utilidad o ganancia para la empresa. (Stanton J. William, Etzel J. Michael, Walker J. Bruce, 2007, pág. 9).

2.2.4 Operacionalización de variables

La operacionalización de variables es un proceso metodológico que según Eliseo Moreno Galindo, “consiste en descomponer deductivamente las variables que componen el problema de investigación, partiendo desde lo más general a lo más específico; es decir que estas variables se dividen (si son complejas) en dimensiones, áreas, aspectos, indicadores, índices, subíndices, ítems; mientras si son concretas solamente en indicadores, índices e ítems”. (Metodología de Investigación Científica, 2013).

2.3 MARCO CONCEPTUAL REFERENTE AL IMPACTO DEL PROYECTO

Al poner en marcha dicho proyecto para la empresa es muy importante que genere una utilidad o beneficio, por lo que para realizar los estudios que demuestran la existencia de dicha utilidad, se necesitó tener conocimiento de ciertos conceptos que permitan comprender y analizar en impacto que tiene el proyecto para la empresa; a continuación, se establecen los más relevantes.

2.3.1 Costo beneficio

El costo beneficio es una disciplina que permite evaluar una propuesta que se quiere lanzar al mercado. Se utiliza cuando se tiene la necesidad de saber si el proyecto es favorable o no, en términos monetarios.

General mente este análisis tiene como meta evitar pérdidas económicas para una empresa, ya que analiza monetariamente hablando, si la solución sobrepasa el costo del problema y de ser así, esta no se debe de implementar.

Para realizar el estudio de costos y beneficios se tiene que sumar los costos totales de cada etapa del proyecto, en donde algunos costos serán exactos mientras que otros dependiendo del tipo de proyecto, tendrán que ser estimados; luego se tiene que determinar los beneficios para cada solución tomada y con esto establecer una fórmula en donde los beneficios son el numerador y los costos son el denominador.

Según Juan A Castañer Martínez “La mejor solución, en términos financieros es aquella con la relación más alta de beneficios a costos”. (Análisis de costo beneficio, 2014, pág. 6).

Luego de obtener los estimados de costos y beneficios, hay que determinar el valor presente actual neto (VAN). Aunque el valor presente actual sea favorable hay que tomar en cuenta también la tasa interna de rendimiento (TIR). (Castañer Martínez, 2014).

2.3.2 VAN y TIR

Para realizar un estudio de costos y beneficios completo, se requiere incluir en este el valor actual neto, que según Juan A Castañer Martínez se traduce como el “valor actualizado de una serie de flujos de fondos en el futuro. Esta actualización se realiza mediante el descuento al momento actual”. (Análisis de costo beneficio, 2014, pág. 12).

La fórmula para obtener el cálculo del VAN según (Castañer Martínez, 2014)

es:

Ecuación 1 Fórmula para el cálculo del VAN

$$VAN = \sum_{t=1}^n \frac{V_t}{(1+k)^t} - I_0$$

Dónde:

1. V_t Representa los flujos de caja en cada periodo t .
2. I_0 Representa el valor de inversión inicial.
3. n Representa el número de periodos considerados.
4. k Representa el tipo de interés.
5. Con el cálculo del VAN se pueden concluir tres cosas:
6. Si el VAN es mayor a cero, la inversión producirá ganancias por encima de la rentabilidad exigida.
7. Si el VAN es menor a cero, la inversión producirá ganancias por debajo de la rentabilidad exigida.
8. Si el VAN es igual a cero, la inversión no producirá ninguna ganancia.

También hay que tomar en cuenta la tasa interna de rendimiento (TIR), que según Juan A Castañer Martínez “representa la rentabilidad promedio por período, generada por un proyecto de inversión. También es la tasa de descuento requerida para que el Valor Actual Neto sea igual a cero”. (Análisis de costo beneficio, 2014, pág. 10).

La fórmula para obtener el cálculo del TIR según (Castañer Martínez, 2014) es:

Ecuación 2. Fórmula para el cálculo del TIR

$$VAN = \sum_{t=1}^n \frac{V_{Ft}}{(1 + TIR)^t} - I_0 = 0$$

Dónde:

1. V_{Ft} Representa el flujo de caja en el periodo t.
2. I_0 Representa el valor de inversión inicial.
3. n Representa el número de periodos considerados.
4. Con el cálculo del TIR se pueden obtener dos conclusiones:
 5. Si el TIR es mayor que el costo de oportunidad, el proyecto es factible ya que da como resultado una rentabilidad mayor que la rentabilidad mínima requerida.
 6. Si el TIR es menor que el costo de oportunidad, el proyecto no es factible puesto que su rentabilidad es menor que la rentabilidad mínima requerida.

2.3.3 Precio base imponible

Como expresa Manuel Delgado, la base imponible o precio imponible es el monto sobre el cual se aplica el impuesto y tiene como resultado el gravamen que tiene que ser abonado. Es decir la base imponible sería el precio del bien o servicio descontando el valor impositivo (Delgado Tenorio, 2013).

2.4 ANTECEDENTES DE TEORIAS O PROYECTOS: RESULTADOS DE EXPERIENCIAS ANTERIORES, SIMILITUDES O DIFERENCIAS.

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

Posteriormente, Luigi Galvani en 1786 realizó sus famosos experimentos en una máquina electrostática acoplada a ranas y llegó a la conclusión de la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos. De singular interés son los trabajos de Volta AG que demostró el origen de la electricidad.

En el siglo XIX Guillaume BA Duchenne realizó el primer trabajo sobre la dinámica y función del músculo, construyó un equipo de estimulación neuromuscular, en sus comienzos con fines terapéuticos, después investigativos y diagnósticos. De esta etapa inicial el trabajo más importante fue el de Erlanger J y Spencer Gasser H, que amplificaron señales eléctricas, estimulando una fibra nerviosa en un osciloscopio de rayos catódicos y recibieron el premio Nóbel de medicina y fisiología en 1944.

La electromiografía convencional fue introducida por Adrián y Bronk en 1929.

Uno de los primeros reportes clínicos del estudio de enfermedades neurológicas con este método lo realizó Weddel en 1944. La actividad eléctrica registrada en el músculo estriado en estado de reposo y durante la contracción muscular, o sea, el

registro de las variaciones de voltaje producidas por las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas, es el objeto de estudio de la electromiografía.

2.4.2 Métodos manuales de procesamiento de los potenciales de unidad motora.

Es un método desarrollado por *Buchthal* en la década de los 50. El método consiste en la identificación y edición de los potenciales de unidad motora sobre un registro gráfico.

Se recogen 20 potenciales de unidad motora, se cuantifica la amplitud, la duración y número de fases del potencial, y se comparan con los valores normativos del laboratorio. *Buchthal* utilizó el umbral de voltaje o *trigger* y técnicas de pre mediación para procesar-mejorar la calidad de los registros, aunque esta calidad se ve limitada si los potenciales tienen una elevada variabilidad vertical o *jiggle*.

La ventaja fundamental del método manual de *Buchthal* es que permite la apreciación cuantitativa de los potenciales de unidad motora, pero tiene serias limitaciones en cuanto al prolongado tiempo necesario para su aplicación.

2.4.3 Análisis cuantitativo automático del patrón de contracción voluntario.

Otras modalidades de análisis automático se ocupan de examinar el patrón de contracción voluntaria. Uno de los más utilizados es el llamado análisis de *turns* /amplitudes, desarrollado por *Willison* en la década de los 60, su objetivo es calcular

el número de *turns* de la señal y la amplitud media de estos en un intervalo de tiempo determinado.

Los *turns* aumentan con la fuerza muscular ejercida, hasta que se alcanza el cincuenta por ciento del esfuerzo muscular máximo, en dependencia del número de unidades motoras activas y de su frecuencia de activación; después del 50 %, el incremento de la cantidad de *turns* no es significativo, la amplitud media de estos sí crece hasta valores aproximados al 100 % de la fuerza máxima de contracción

CAPITULO III.

MARCO METODOLÓGICO

3.1 Enfoque de investigación

El enfoque del proyecto a realizar será mixto, es decir toma aspectos de la investigación cuantitativa y la cualitativa. El enfoque cuantitativo se basa en métodos numéricos que puedan ser obtenidos por medio de mediciones y aplicado en investigaciones experimentales.

“La recolección de los datos se fundamenta en la medición” (Sampieri, R; Fernández, C y Baptista, P, 2010, p.5) en este caso específico las mediciones y valores obtenidos serán los correspondientes a los signos electromiográficos de los músculos esqueléticos del paciente, estos números serán los utilizados para el estudio y análisis de la situación de la persona, lo que le permitirá al proyecto realizar funciones que ayuden a mejorar el cuidado de los pacientes.

Asimismo, se medirá la opinión respecto al mejoramiento que podría implicar el proyecto en los pacientes y las personas a cargo del cuidado.

El enfoque cualitativo permite analizar las mejoras producidas por el proyecto a desarrollar, el enfoque cualitativo permite dar una perspectiva de la situación del grupo al que se dirige el proyecto, también, será utilizado en el proceso de selección de los requerimientos del problema, para esto se harán preguntas al experto que le permitan describir la situación actual, debido a que este enfoque “Con frecuencia se basa en métodos de recolección de datos sin medición numérica, como las descripciones y las observaciones”(Sampieri et al)

3.2 Tipo de investigación

Esta investigación a desarrollar será del tipo experimental y descriptivo, como “El objetivo de estas tesis es reproducir un fenómeno dentro de un ambiente específico de pruebas e ir modificando diferentes elementos para observar qué sucede con el fenómeno” (Muñoz Razo, 2011, p. 23). Por lo tanto, este proyecto se ajusta asimismo al tipo experimental, al realizarse pruebas para reproducir un fenómeno, en este caso obtener la señal muscular, y de acuerdo a los resultados se podrán efectuar los ajustes o modificaciones en el diseño.

Luego de su etapa experimental en donde se definirán las necesidades iniciales del proyecto a realizar prueba y error para construir el prototipo, se desarrollará el método descriptivo en esta etapa se describirá más profundamente los procesos para la correcta medición de las señales electromiográficas musculares, así como los valores normales de cada signo vital. Según Sampieri et al (2010, 80) este tipo de investigación: “únicamente pretenden medir o recoger información de manera independiente o conjunta sobre los conceptos o las variables a las que se refieren, esto es, su objetivo no es indicar cómo se relacionan éstas.”

Finalmente, la investigación tendrá una etapa explicativa: “Se enfoca en explicar por qué ocurre un fenómeno y en qué condiciones se manifiesta, o por qué se relacionan dos o más variables” (Sampieri et al, 2010, p.85). En esta etapa se explicará la relación entre los conceptos y las variables abarcadas por la investigación y la tecnología y dispositivos a utilizar para el desarrollo del proyecto.

3.3 Sujetos y fuentes de investigación

3.3.1 Unidades de análisis u objetos de estudio

La población a la cual se destina el uso del proyecto son las personas mayores o con problemas en sus músculos esqueléticos que necesiten estar revisando constantemente su intensidad muscular, lo que incluye pacientes de hospitales en recuperación, adultos mayores en centros de ancianos o cualquier otra persona que necesite de este servicio.

Además, serán los encargados del monitoreo del paciente ya que estos serán los que deberán estar realizando revisiones de las a monitorear y recibirán las alertas en casos necesarios en donde suceda cualquier situación alarmante al paciente.

3.3.2 Fuentes de información

Las fuentes de información que se tendrá en el desarrollo del proyecto serán del tipo primaria y secundaria, según Sampieri et al “las fuentes primarias más utilizadas para elaborar marcos teóricos son libros, artículos de revistas científicas y ponencias o trabajos presentados en congresos, simposios y eventos similares”(2010,57), en este caso se realizará consulta de libros y revistas científicas que permitan conocer lo necesario para la correcta obtención de los datos precisos para el funcionamiento del proyecto, además, se realizarán entrevistas y encuestas a una especialista en el ámbito de la salud para determinar los requisitos que deberá tener el proyecto.

Como fuentes secundarias se tienen estudios médicos referentes a la salud y los signos vitales e información referente a los componentes a utilizar para el proyecto, como sensores, los cuales, aunque son utilizados en proyectos diferentes, sirven de guía para el uso de los mismos.

3.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos

El instrumento a utilizar en la recolección de los datos de la investigación será el cuestionario, “Un cuestionario consiste en un conjunto de preguntas respecto a una o más variables a medir.” (Sampieri et al, 2010, p.217). La finalidad de la aplicación de esta encuesta es conocer cuáles son los requerimientos del sistema a realizar y la importancia del desarrollo de este.

Este cuestionario consta de 8 preguntas de las cuales tres son preguntas abiertas y cinco preguntas cerradas, de las cuales cuatro realizan una comparación del sistema propuesto con sistemas utilizados por los médicos, una establece los requerimientos que el sistema debe tener y tres evalúan la opinión del médico del sistema a desarrollar.

Conjuntamente se realizará una encuesta que permitirá evaluar el sistema de monitoreo de signos vitales a desarrollar como parte del proyecto y obtener de esta manera la opinión de los médicos a los que se les realice la encuesta. El cuestionario a utilizar está formado por siete preguntas de las que seis son preguntas cerradas, que evaluarán la opinión del médico sobre el sistema desarrollado y una pregunta abierta que permitirá presentar ideas de mejoras que podrían realizarse al sistema.

3.4.1 Técnicas

Para obtener la información requerida en este proyecto, se optará por la entrevista estructurada, que será realizada con el propósito de conocer su percepción del actual método para la realización del examen de distrofia muscular y los beneficios de la implementación del prototipo en lugar de la antigua metodología.

3.4.2 Instrumentos

Para efectuar las entrevistas se usará el instrumento conocido como cuestionario, el cual -como define Hernández (2010)- es quizá el instrumento más utilizado para concretar la recolección de los datos de interés, y consiste en un número de preguntas relacionadas con las variables que se pretende medir.

El primero de estos cuestionarios a utilizar en esta investigación tendrá cinco preguntas en total, de las cuales, la primera de ellas permite determinar si el profesional tiene conocimiento de equipos electromiográficos en el mercado, la segunda pretende dar a conocer la posibilidad que percibe el profesional de adquirir un sistema electromiográfico comercial, la tercera tiene el motivo de recabar los requerimientos o características con las cuales debe contar el prototipo a implementar, mientras que las últimas dos buscan el saber si el diseño del sistema será útil para el quehacer del profesional.

Posteriormente a la construcción del sistema, se dispone de un segundo cuestionario para recibir retroalimentación sobre el desempeño del prototipo, el cual consta de ocho preguntas cerradas de contestación afirmativa o negativa, así como escalas de 1 a 10.

Esto debido a la naturaleza variable de situaciones como la percepción dificultad de manipulación del prototipo o nivel de entendimiento del manual de usuario. También, en tres de las preguntas se disponen espacios en blanco donde el profesional puede especificar qué situación se le presentó si en la pregunta su respuesta fue afirmativa, en adición a una pregunta abierta donde se podrán indicar posibles mejoras a implementar en futuras versiones del diseño.

3.5 Operacionalización de las variables

Objetivo Específico	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Definición Instrumental	Fuente de Información
Identificar los requerimientos que los profesionales exigen por parte del sistema de monitoreo.	Sistema electromiográfico para recolección de mediciones sobre contracción muscular.	Un sistema es un conjunto de elementos, cada uno con una funcionalidad específica, que se complementan entre sí para desempeñar una tarea más compleja.	Se determinan cuáles son los componentes a utilizar para darle al sistema las características que necesita el profesional.	Los requerimientos necesarios con los que deba contar el sistema serán consultados a un profesional en terapia física.	Entrevista a un fisioterapeuta.
Analizar el tipo de tecnología que mejor se adecue para el	Componente s electrónicos con los cuales se ensamblará el prototipo.	Cada uno de los componentes es una pequeña parte del sistema que servirá para completarlo.	Se comparan las distintas tecnologías actuales para determinar la que mejor se ajusta para su	Mediante investigación y comparación de diferentes tipos de componentes, se	Páginas electrónicas, hojas de datos.

Objetivo Específico	Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Definición Instrumental	Fuente de Información
desarrollo del prototipo.			implementación en el diseño.	podrá conocer los más adecuados para incorporarlos al prototipo.	
Crear el sistema que permita obtener las mediciones sobre contracción muscular.	Confección del sistema electromiográfico.	El diseño que se determine sea mejor para la aplicación, dictará la manera en la que se vean organizados los componentes que lo conformarán.	Se investiga la forma en la que se deben conectar entre sí los componentes para que su desempeño sea el más adecuado.	El sistema será ensamblado basándose en los principios de operación de cada componente.	Páginas electrónicas, hojas de datos.

CAPÍTULO IV
DIAGNÓSTICO

4.1 DESCRIPCIÓN DE LA SITUACIÓN ACTUAL

Los estudios electromiográficos actuales nos indican que se puede estudiar los impulsos musculares basándose en los cambios del espectro de su señal. La electromiografía (EMG) permite examinar parámetros bioeléctricos específicos relacionados con la electrofisiología del músculo.

Las posibilidades de aplicación y el rendimiento diagnóstico de la electromiografía han evolucionado paralelamente al conocimiento de las propiedades de la energía eléctrica y al desarrollo de la tecnología.

La EMG muscular es un campo que aún se está desarrollando, Hoy en día existen varios dispositivos con los cuales es posible realizar mediciones electromiográficas de músculos esqueléticos.

Por lo general estos dispositivos miden la intensidad (actividad) muscular y sus contracciones por medio de gráficos y valores numéricos, para así ser de herramienta para diagnósticos clínicos y así tener una mejor precisión de las enfermedades para luego ser tratadas con éxito.

La EMG es una extensión y profundización del diagnóstico clínico neurológico y utiliza los mismos principios de localización topográfica. Como es más sensible, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas y al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica.

Al contrario de otras pruebas de laboratorio, en las que se realiza un protocolo exploratorio rígido, la EMG clínica es una prueba dinámica en la que cada

paciente precisa una estrategia de estudio individualizada en función de su cuadro clínico concreto.

Por ello se debe partir siempre de una adecuada anamnesis (Conjunto de datos que se recogen en la historia clínica de un paciente con un objetivo diagnóstico) y exploración clínica del paciente y a menudo es preciso cambiar el esquema inicial durante el examen a tenor de los resultados obtenidos.

Estos aparatos, en general, tienen precios que alcanzan hasta varios miles de dólares, lo cual consiste en el mayor impedimento que dificulta enormemente la adquisición de los mismos en centros como lo es donde se realiza esta práctica supervisada.

A continuación, se mostraran algunos dispositivos actuales de sistemas electromiográficos musculares.

Imagen 16. Equipo electromiográfico NCC NTS-2000



Fuente: Elaborada por el autor basada en:

http://www.alibaba.com/productdetail/electromyography-equipment-with-EP-device-CE_929714014.html?spm=a2700.7724857.35.1.4thygz&s=p

Imagen 17. Equipo electromiográfico NCC NTS-2000



Fuente: Elaborada por el autor basada en: http://www.alibaba.com/product-detail/Portable-2-channels-EMG-system-with_1243585023.html

Imagen 18. Equipo electromiográfico BS BS0742



Fuente: Elaborada por el autor basada en

http://bsmedica.en.alibaba.com/product/60075449701-220418347/BS0742_portable_laptop_EMG_machine_emg_device.html

Imagen 19. Metrón Medical MTR-M981

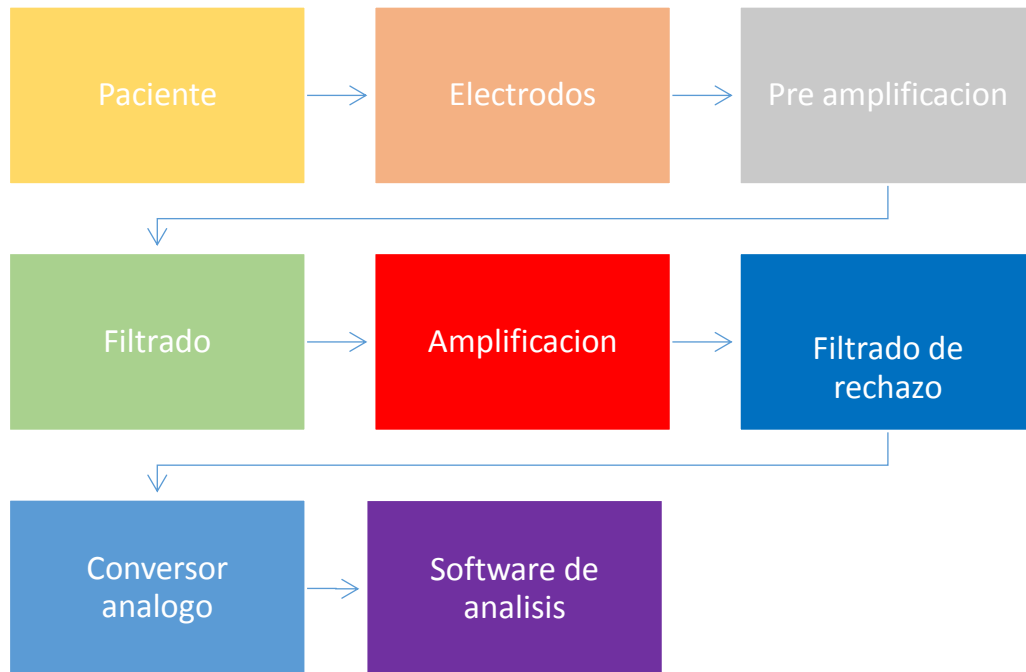


Fuente: Elaborada por el autor basada

en:<http://www.medicaldevicedepot.com/Metron-Clinical-EMG-Dual-Channel-Electromyograph-p/m981.htm>

El siguiente diagrama representa el proceso actual de un equipo electromiográfico estándar para músculos esqueléticos:

Diagrama 1 Funcionamiento estándar de equipos electromiográfico.



Fuente: Elaborada por el autor

La siguiente tabla es resultado del análisis de la problemática encontrada al realizar el estudio del proceso:

Tabla 3. De la problemática Actual

Ítem	Situación actual	Problemática	Propuesta de mejora
1	Centro diurno coraje y esperanza no dispone de equipos electromiográficos	Alto costo del equipo ya que es un centro sin fines de lucro	Implementación de un sistema electromiográfico
2	La fisioterapeuta hace estas pruebas musculares manualmente	Poca precisión de datos cuantitativos o valores para un mejor diagnóstico del paciente	Este sistema electromiográfico podrá captar esas señales y volverlas valores reales para una mejor visualización
3	Los datos que se toman en pruebas musculares son documentadas en hojas de papel	Los datos de los pacientes pueden perderse o dañarse al ser archivo físicos	Con dicho sistema se podrá crear una base de datos digitales y guardarlas en un servidor.
4	Carencia de visualización de datos y estadísticas del paciente para pruebas de los músculos esqueléticos	Falta de equipos tecnológicos en dicho centro diurno coraje y esperanza	Este sistema brindara ayuda y visualización de datos para así tener una claridad de avances de los pacientes
5	La fisioterapeuta no tiene acceso fácil a los datos del paciente	Se pierde tiempo buscando archivos físicos además q no puede acceder remotamente por una consulta	Con este sistema podrá tener acceso remoto en tiempo real gracias a la aplicación desde un móvil

Fuente: Elaboración Propia

Con estos datos de estas máquinas que se mencionan anteriormente de medición muscular electromiográfica, se desarrollara la creación de un diseño capaz de hacer mejoras de estos equipos a un precio accesible además de poder crear una base de datos hacia un servidor en tiempo real para así tener una facilidad del usuario final en este caso médicos y fisioterapeutas , lleven un mejor control cuantitativo de los avances de los pacientes con un acceso muy fácil y preciso desde cualquier dispositivo móvil o computadora.

4.2 OBJETIVOS DE LAS ACTIVIDADES

4.2.1 RECOLECCIÓN DE DATOS

Tomando en cuenta la problemática que se representa al no contar con un sistema electromiográfico para músculos esqueléticos en el centro diurno corazón y esperanza, se optó por una entrevista semiestructurada como medio para la recolección de datos; la muestra será tomada por un médico, dos fisioterapeutas.

4.2.2 INSTRUMENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

Como instrumento se utilizará el cuestionario semiestructurado de 5 preguntas.

Con la entrevista realizada al médico jefe de consulta externa Jonathan Sosa Céspedes, me indica que en el hospital Carlos Luis Valverde Vega disponen de un equipo electromiográfico de marca Siemens y también han cotizado equipos médicos de marca meditek, de un costo de cincuenta mil dólares en adelante aproximadamente este realiza mediciones de velocidad y conducción nerviosa de un punto inicial a un punto final en ohm, también mide voltajes y amperajes del

paciente, además indica que estos equipos vienen acompañados de un ultra sonido. Comenta que estos equipos son instalados aisladamente para evitar el ruido de las señales, como también vienen con un contrato de mantenimiento preventivo y correctivo.

También comenta que estos equipos son de mucha utilidad ya que sirven para detectar el diagnóstico de patologías del sistema nervioso y problemas asociados con los músculos esqueléticos tales como el síndrome de tunel carpiano, polineuropatías, enfermedad de Guillain-Barré.

Por otra parte entrevistando a la licenciada fisioterapeuta Laura Mata, me indica que ella sabe que existen equipos electromiográficos pero que son de alto costo, así que ella aplica a sus pacientes pruebas de fuerza muscular manualmente y, además, ella se basa en la tabla council para catalogar y diagnosticar al paciente y así aplicar un tratamiento.

También comenta que un sistema electromiográfico debe tener parámetros de medición como lo que es la intensidad muscular, señal de ondas de contracción muscular, capaz de poder dar promedios de puntos máximos y mínimos de fuerza muscular para una mejor determinación.

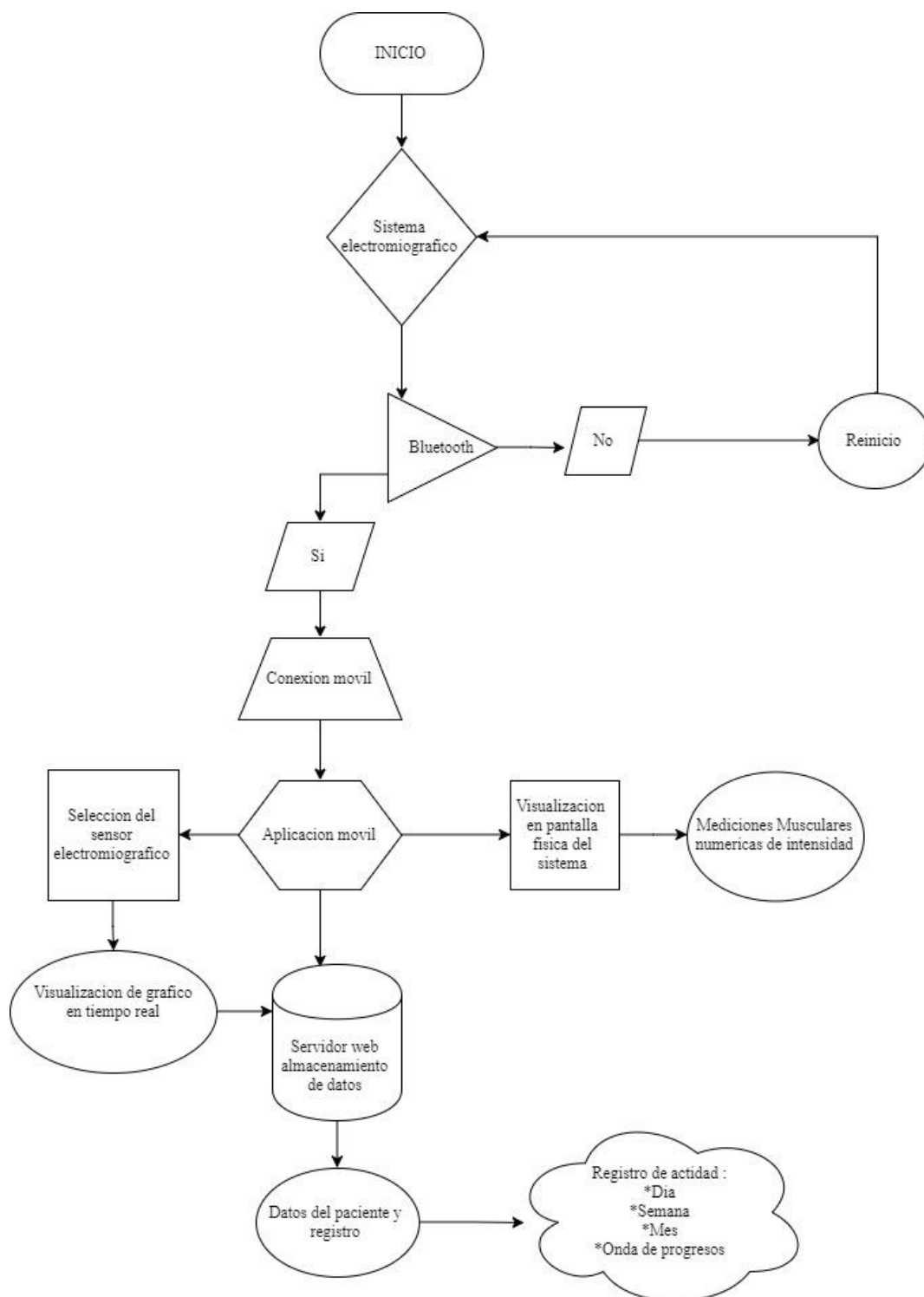
Además, indica y reafirma lo que dice el jefe de médicos externos Jonathan Sosa Céspedes que un dispositivo electromiográfico ayuda a diagnosticar con precisión las patologías relacionadas con los problemas musculares y del sistema nervioso.

4.3.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO

Basado en la recolección de datos anteriormente indicados, y los resultados de las entrevistas se pretende realizar dos prototipos:

1. El primer prototipo estará enfocado en la implementación y desarrollo para los pacientes (adulto mayor) del centro diurno coraje y esperanza, con una prueba de 10 contracciones musculares por paciente, con la prueba ortodoxa que aplicará de la fisioterapeuta en dicho caso para recolectar los datos de la señal cruda del sistema con aplicación móvil y servidor en la web.
2. El segundo prototipo se enfocará en las mejoras de ajustes de calibración de cada paciente, configurable a su estado muscular personalizado con una interfaz gráfica desde el sistema, pero sin aplicación móvil ni datos almacenables en la web.

Figura 13 *Diagrama general para la elaboración*



Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO V

DISEÑO Y DESARROLLO DEL PROYECTO

5.1 SELECCIÓN DE LA PROPUESTA

Para el diseño y desarrollo del proyecto es necesario establecer primeramente cuales son los requerimientos básicos que debe tener el sistema electromiográfico.

En el capítulo anterior, en la entrevista se toman los datos necesarios con el fin de que sea verdaderamente útil y diseñado mediante la opinión de un trabajador del área de servicios médicos cuya experiencia permita que el proyecto tenga un alcance óptimo en la mejora de la situación actual.

La propuesta a un sistema electromiográfico capaz de hacer mediciones cuantitativas de los músculos esqueléticos por medio de gráficos y promedios de contracción muscular máxima y mínima, ya q dicha práctica supervisada se efectúa en un centro diurno de personas mayores de edad, donde dicho centro no dispone de equipo de mediciones de esta clase, debido a su alto costo y demanda del mercado de dispositivos médicos para el diagnóstico de problemas de salud.

Debido a la situación actual se hizo una reunión con la directora del centro diurno coraje y esperanza como también con los fisioterapeutas del sitio y se propone la idea de evaluar por medio del sistema electromiográfico para así dar una nueva herramienta que será de gran ayuda para el diagnóstico de problemas musculares.

La propuesta de implementar y desarrollar un sistema electromiográfico para ayudar al diagnóstico e evaluación de los músculos esqueléticos de los pacientes que asisten a dicho centro diurno, fue aceptada por la directiva con mucho

positivismo además de disponer de herramientas que serán de gran beneficio para esta institución y sus colaboradores.

5.2 DETALLE DE LA PROPUESTA

De manera inicial se comenzó detallando el funcionamiento de un sistema electromiográfico, compuesto básicamente por un procedimiento que conlleva un microcontrolador, sensores, electrodos y una programación que se encargue de transducir pulsos eléctricos en datos.

Estas partes trabajan de forma conjunta para realizar todo el proceso de medición, que como resultado se le dará valor real a dicho sistema electromiográfico, con ayuda de una fisioterapeuta, al utilizar las técnicas que utiliza dicha especialista para mediciones de fuerza muscular.

En este proceso se harán ajustes y calibraciones en la programación del sistema para llegar a la mayor precisión posible y tener un punto de referencia de la especialista.

El diseño de este sistema contará con un Arduino uno, este será el dispositivo que recibirá la información del sensor, igualmente procesará las solicitudes de información de las señales monitoreadas y enviará la información requerida a un dispositivo.

Se elige este Arduino uno específicamente debido a las características de conexiones físicas y protocolos de comunicación que éste presenta,

Para la recepción de los valores de los sensores con que se trabajará se utiliza el shield e-Health Mysignals versión dos punto cero, desarrollado por libelum, este shield permite la lectura de los sensores necesarios para cumplir con los requerimientos del sistema.

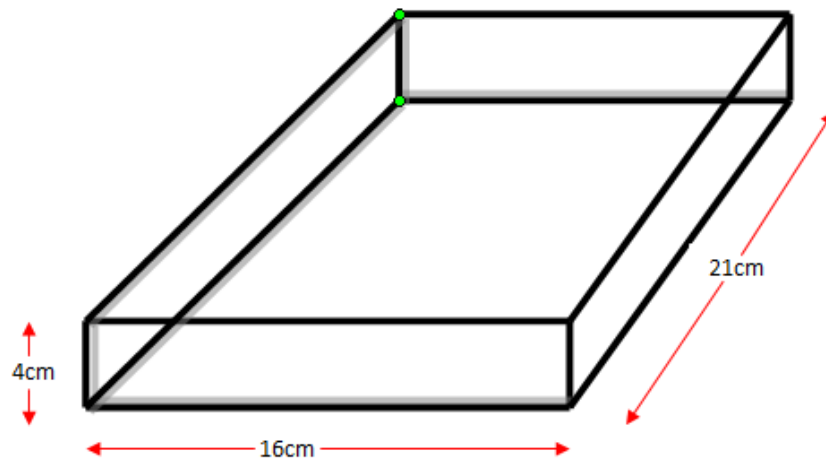
Dicho shield que permita la comunicación bluetooth, esto para la conexión entre el sistema y la aplicación móvil con que contará el usuario para el uso del mismo, además de un accesos a un servidor donde se podrá almacenar en tiempo real los datos de los usuarios en este caso los pacientes del centro diurno coraje y esperanza.

5.2.1 Construcción de la estructura para la maqueta

Para la realización de la maqueta fue necesaria la construcción de una estructura a base de plywood de 4 milímetros de grosor esto debido a la comunicación bluetooth ya que si se utiliza más grueso puede haber problemas de comunicación o algún otro material que afecte o de interferencias.

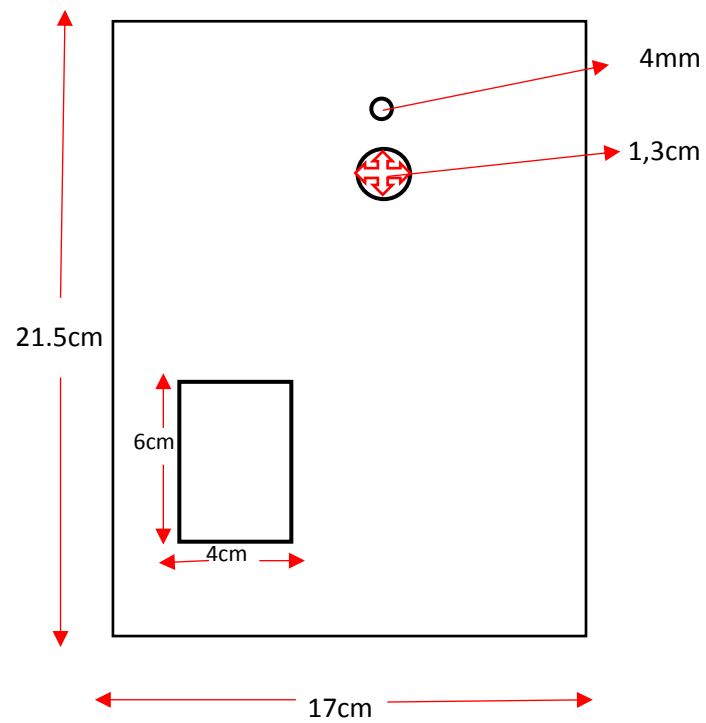
La razón de la fabricación de esta estructura surge con la necesidad de aislar las tarjetas electrónicas además de darle soporte y protección al sistema, sus dimensiones son 21 centímetros de largo por 16 centímetros de ancho, con una altura de 4 centímetros.

Figura 14 Plano de la estructura física del dispositivo electromiográfico.



Fuente: Elaboración propia

Figura 15 Tapa frontal física del dispositivo electromiográfico



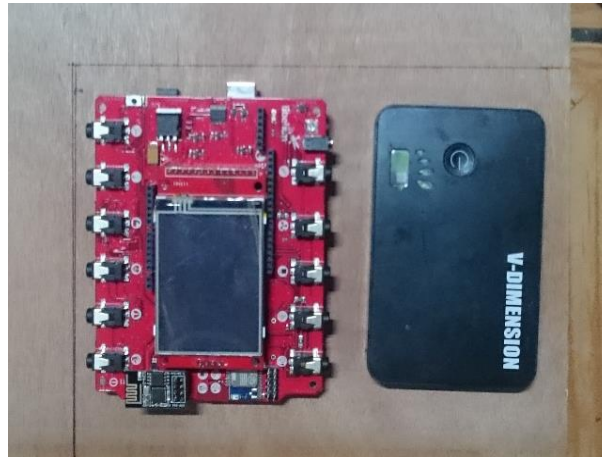
Fuente: Elaboración propia

Imagen 20. Materiales para la elaboración



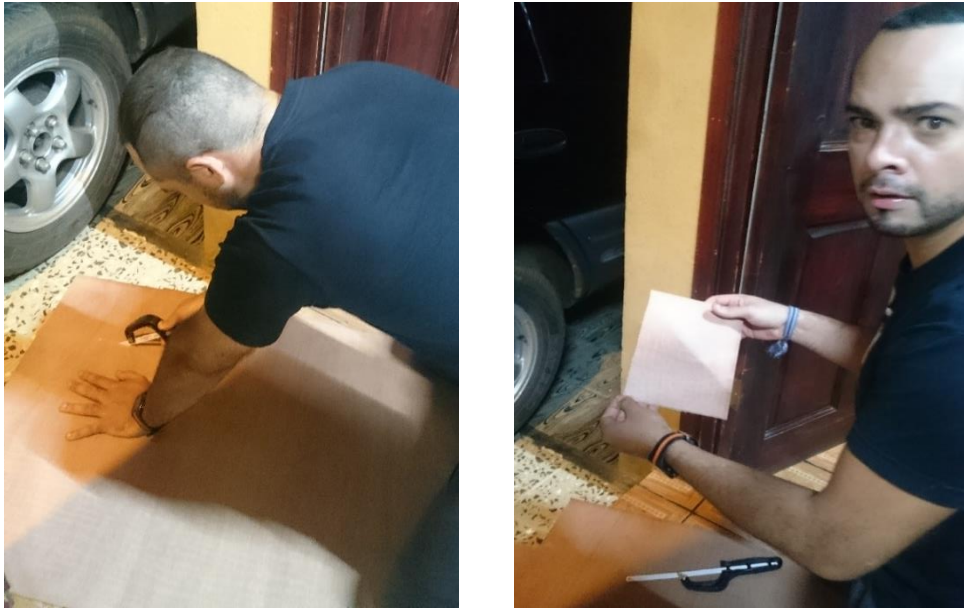
Fuente: Elaboración propia

Imagen 21. Mediciones de corte



Fuente: Elaboración propia

Imagen 22. Elaboración de la maqueta



Fuente: Elaboración propia.

Imagen 23. Tapa frontal



Fuente: Elaboración propia.

Imagen 24. Elaboración de la maqueta



Fuente: Elaboración propia

Durante la elaboración de la maqueta se requirió hacer mediciones previas para los conectores necesarios además como botones de apagado y encendido como también la conexión interna del sistema y el cableado necesario, además de la apertura para la pantalla lcd tft para arduino.

5.2.3 Interconexión eléctrica de las partes

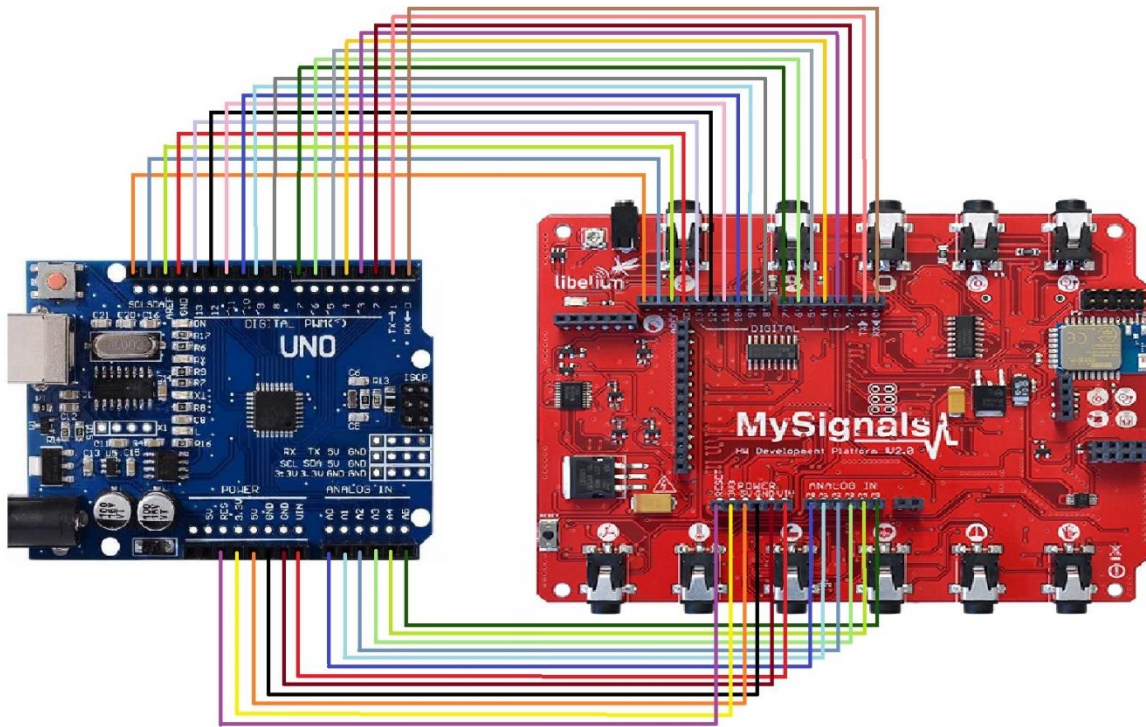
Para la elaboración del proyecto, se inició con el diseño de lógica y montaje además de la interconexión de las partes que se necesitaron para la implementación y desarrollo del sistema implica la conexión entre cada una de las etapas, por lo que se deben realizar conexiones entre los shields y el Arduino y el sensor a su respectivo shield, si bien los shields son diseñados para su colocación sobre el Arduino sin necesidad de conexiones extras, los shields que se utilizan están diseñados para funcionar con Arduino Uno.

El Arduino Uno dispone de 6 convertidores de analógico a digital (ADC) que son los pines A0 a A5, estos son capaces de convertir valores de tensión hasta un máximo de 5 V, que es la tensión de referencia en Arduino. Una de las características claves del convertidor es su número de bits, que define la finura con la que se puede cuantificar esa conversión a digital. En el caso de Arduino, son 10 los bits que maneja en las puertas analógicas, lo cual significa que su resolución es $2^{10} = 1024$ posibles valores.

El Mysignals sensor shield, está conformado por diferentes circuitos que se encargan de la lectura de los diferentes sensores que se utilizan, cada uno de estos circuitos en el shield se encuentran conectados a los pines del Arduino necesarios para funcionar, tanto para envío de datos y alimentación eléctrica de cada uno.

Como anteriormente fue explicado es necesario realizar la conexión, a continuación, se muestra en las imágenes 20 y 21 como debe ser conectado.

Imagen 25. Esquema de conexión entre Arduino y My signals sensor shield



Fuente: Elaborado por el autor.

En esta etapa hay que asegurarse de la colocaciones de los pines de Mysignals al arduino que esten haciendo contacto pues es importante ya que puede dar mediciones incorrectas , pues observando en los foros de libelum hay personas que han tenido problemas con shiels similares .

Este dispositivo utiliza una fuente extrema de alimentacion de 7 voltios corriente directa , pero debido a la seguridad se hablo con la directora donde es realizada la practica supervisada .

Aclarando dudas al respecto se llego a un acuerdo para evitar algun problema o shock electrico a los pacientes ,este dispositivo se usara con una bateria

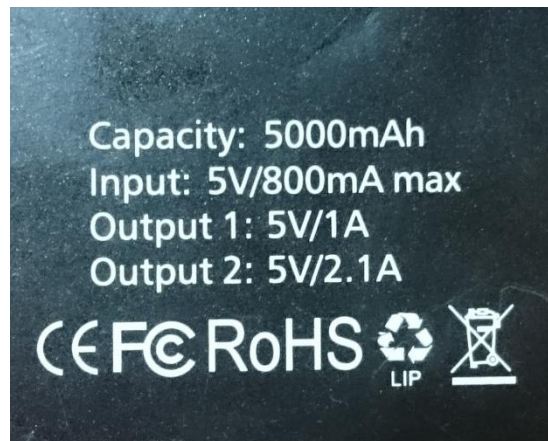
externa de 5 voltios corriente directa a 2.1 amperios , esto para evitar riesgos o daños a dichos pacientes.

La batería es el componente eléctrico que suministrará corriente eléctrica al circuito electrónico, esta se conectará directamente al Arduino, el cual se encargará de suministrar la corriente para el resto del circuito.

Dicha batería al ser recargable nos brinda una mejor eficiencia pues no es necesario removerla solo es de cargarla por medio de un conector usb ,

Además esta nos indicará cuando haya un 25 por ciento de carga el led indicador nos dirá que es necesario recargar la batería .

Imágene 25. Batería externa de alimentacion voltaje y amperaje



Fuente: Elaborado por el autor.

Imágene 26. Bateria externa V-Dimension



Fuente: Elaborado por el autor.

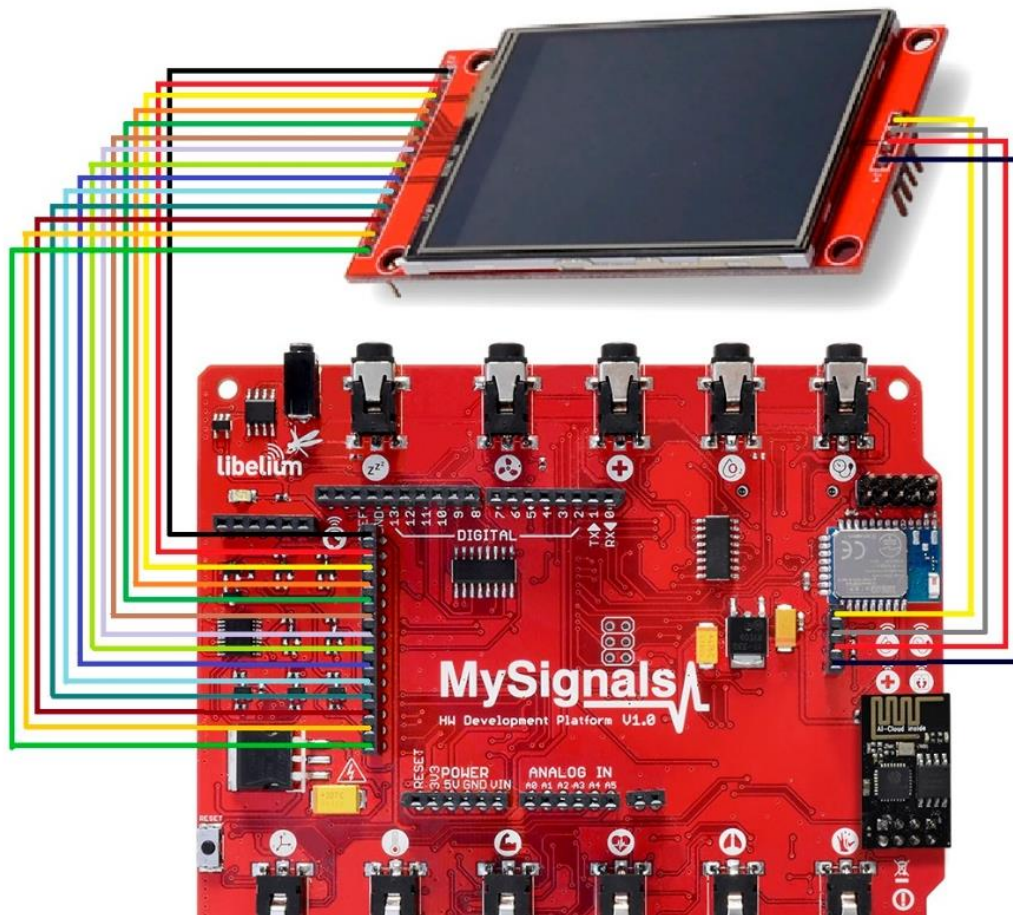
Imágene 27 Bateria externa V-Dimension entradas y salidas



Fuente: Elaborado por el autor.

Dicho sistema tendra un display de visualización donde también podremos ver el estado del sistema y ver directamente las mediciones en tiempo real ,para la visualizacion de textos se tubo que agregar librerias ADAFRUIT entre otras librerias mas adelante en la parte de programacion se explicara mas detallado.

Figura 28. Esquema de conexión entre My signals sensor shield y pantalla tft



Fuente: Elaborado por el autor

Por medio de los electrodos y el sensor, un sistema electromiográfico detecta el potencial eléctrico generado por las células musculares cuando estas células se activan eléctrica o neurológicamente. Las señales se pueden analizar para detectar anomalías médicas, nivel de activación, orden de reclutamiento o para analizar la biomecánica del movimiento humano o animal.

Este sensor medirá la actividad eléctrica filtrada y rectificada de un músculo, dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado.

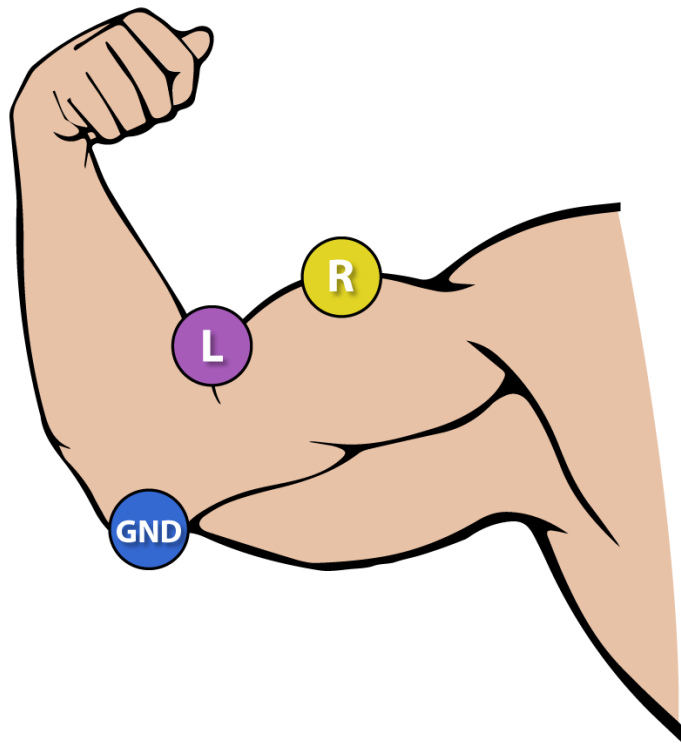
Figura 29. Sensor muscular con electrodos



Fuente :<https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

Dicho sensor y sus electrodos llevan un orden de colocacion para que efectue las mediciones con la mayor precision posible , acontiniacion se vera en la figura 26 de como van colocado los electrodos en esta caso la parte del bicep.

Figura 30.Colocacion de electrodos en area de bicep



Fuente :<https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

5.2.4 Utilización del servidor en línea Libelium comunicaciones distribuidas S.L

Este es un servidor creado por libelium y es exclusivo para my signals sw y my signals HW desarrollado por dicha corporación de origen española, y es de uso exclusivo para sus clientes que hayan obtenido algún dispositivo creado por ellos, habilitan la cuenta de forma gratuita por un año, además de dar accesos a las APIs que significa (Application Programming Interface) donde podemos crear usuarios para expedientes permite recopilar, almacenar, analizar, visualizar y actuar sobre la información recogida en sensores, ampliamente utilizada en hardware de código abierto como Arduino.

Imagen 26. Servidor My signals

A screenshot of the MySignals login interface. The page has a light gray header with the word "Login" on the left. Below the header, there are two input fields: "E-Mail Address" containing "uhart1984@hotmail.com" and "Password" containing ".....". Below the password field, there are two checkboxes: "I accept the Terms & Conditions" (checked) and "Remember Me" (unchecked). At the bottom, there is a blue "Login" button with a right-pointing arrow and a link "Forgot Your Password?" to its right.

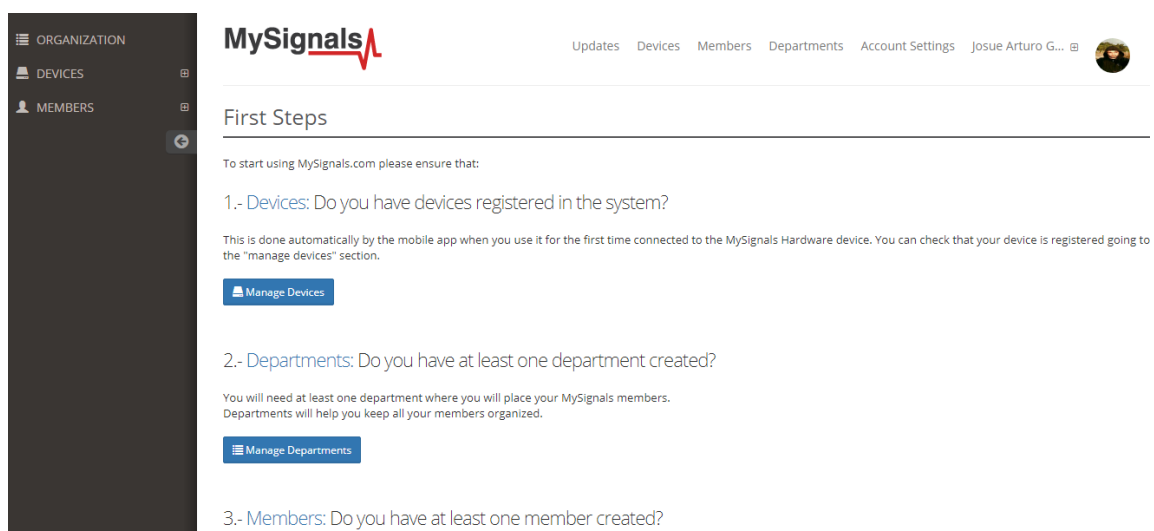
Fuente: https://cloud.libelium.com/mysignals/first_steps

5.2.5 Aplicación para la visualización de Mysignals HW.

Como parte del desarrollo de este proyecto se tomó la decisión de utilizar también la aplicación disponible en el *Play store* de Google para la descarga de una aplicación, utilizada para la correspondiente conexión entre un teléfono inteligente y el servidor en línea *My signals server*, dicha aplicación permite visualizar los datos en tiempo real, es de fácil configuración utilizando un ID de asignación creado por libelium comunicaciones.

Para realizar el pre ajuste de tiempo: se tiene acceso a una hora, día, semana, mes como grafica total, se podrá visualizar rápidamente los datos del pasado así también los datos subidos recientemente. También podrá hacer una visualización personalizada donde podrá comparar cualquier período de tiempo (día en particular, mes) y confrontarlo con otro período determinado, tiene gran funcionalidad en lugares sin acceso a computadoras.

Imagen 27. Servidor My signals



Fuente: https://cloud.libelium.com/mysignals/first_steps#

Imagen 28. Aplicación android desde un smartphone

MySignals Login

Username
Type username...

Password
Type password...

Login

[Terms & Conditions](#)

I agree with terms and conditions

Remember me

[Forgot password](#)

Fuente: Elaborado por el autor

5.2.6 Programación del sistema automatizado.

Durante la elaboración del sistema electromiográfico se utilizó el arduino uno, porque el shield my signals HW está basado y creado para ser operado y programado para este arduino aquí se explicará por un diagrama de flujo y luego el código para ir viendo el desarrollo del software y su lógica.

En la siguiente figura se determinaron todas las librerías necesarias para poder ejecutar el programa para dicho proyecto con todo lo necesario, descargar actualizaciones de dichas librerías y además de leer tutoriales y ejemplos para poder tener una guía para conseguir el objetivo, ya que esta programación es de un nivel complejo.

Imagen 29. Librerías de programación

```
1 #include <Adafruit_GFX_AS.h>
2 #include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
3 #include <MySignals.h>
4 #include <MySignals_BLE.h>
5 #include <Wire.h>
6 #include <SPI.h>
```

Fuente: Elaborado por el autor

5.2.7 Diagrama de inicio del sistema BLE (Bluetooth low energy)

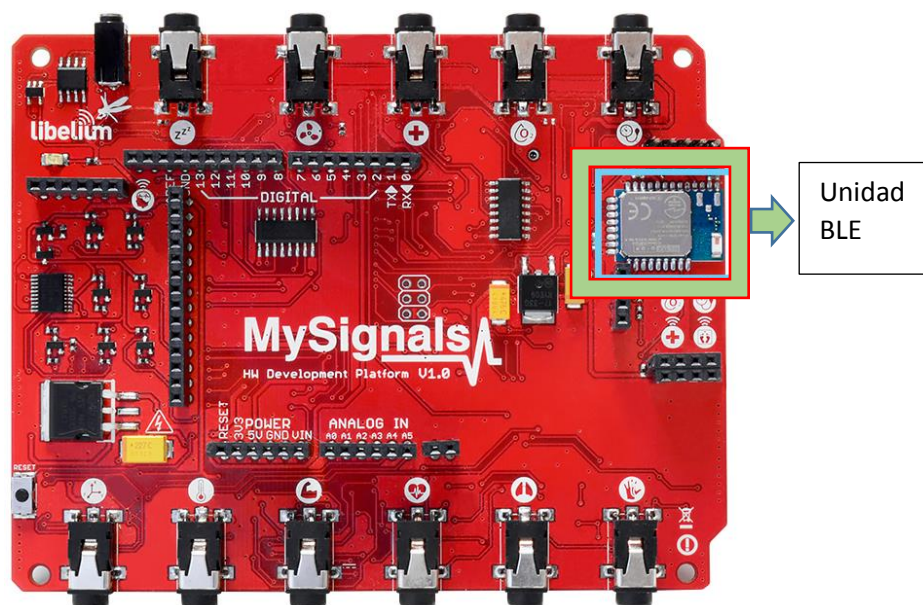
El código comienza incluyendo las librerías utilizadas y declarando las variables globales, a partir esta parte se inicia, en donde se llaman las librerías para empezar una introducción de textos, además de la habilitación del bluetooth low energy haciendo un chequeo general de que está funcionando adecuadamente desplegando un saludo inicial.

Luego pasa a la conexión con el BLE si esta funciona despliega un ok, después pasa a modo de espera conexión al dispositivo en este caso un teléfono celular inteligente si este se sincroniza y se logra conectar despliega el mensaje conexión exitosa; de lo contrario se reintenta con la conexión con el dispositivo cada 30 segundo se reiniciará hasta poder emparejarse con el dispositivo.

La unidad ble (Bluetooth low energy) viene integrada al shield my signal hw, esto es un módulo Bluetooth de bajo consumo de energía haciendo al dispositivo de una mayor autonomía y rendimiento.

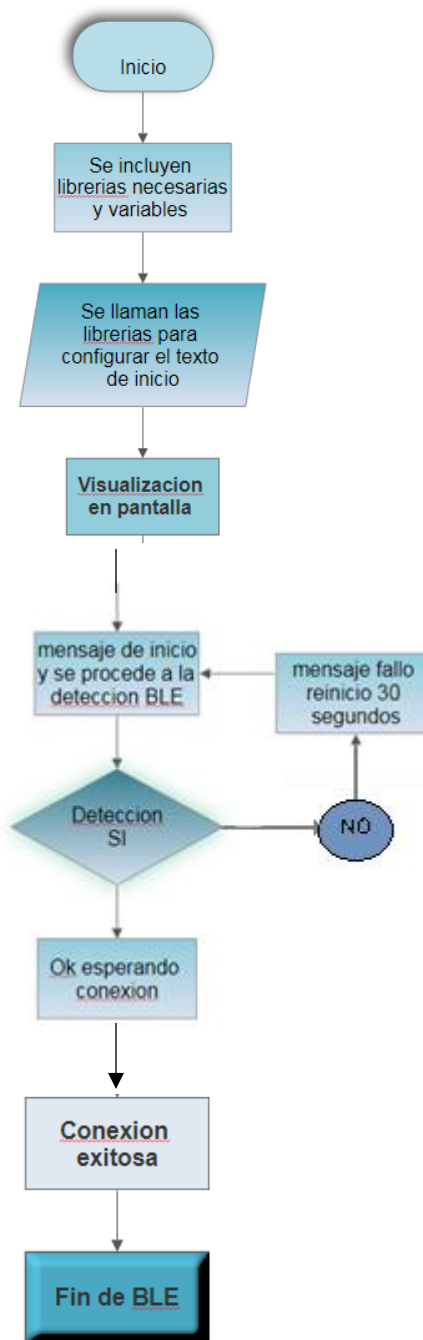
A continuación, en imagen treinta se muestra donde se localiza dicha unidad bluetooth.

Imagen 30. Ubicación de la unidad BLE



Fuente: <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

Figura 36. Diagrama inicial de la programación módulo BLE



Fuente: Elaborado por el autor.

Imagen 31. Código de programación de unidad ble

```

#include <Adafruit_GFX_AS.h>
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
#include <MySignals.h>
#include <MySignals_BLE.h>
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>

char buffer_tft[30];

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);

void setup()
{
  MySignals.begin();

  tft.init();
  tft.setRotation(2);
  tft.fillScreen(ILI9341_BLACK);
  tft.setTextColor(ILI9341_WHITE, ILI9341_BLACK);

  //TFT message: Sistema Electromiografico
  strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[0])));
  tft.drawString(buffer_tft, 0, 0, 2);

  Serial.begin(115200);

while (Serial.available() > 0 )
{
  Serial.read();
}
MySignals.initSensorUART();

MySignals.enableSensorUART(BLE);

if (MySignals_BLE.initModule() == 1)
{
  if (MySignals_BLE.sayHello() == 1)
  {
    //TFT message: "BLE init ok";
    strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[1])));
    tft.drawString(buffer_tft, 0, 15, 2);
  }
  else
  {
    //TFT message:"BLE init fail"
    strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[2])));
    tft.drawString(buffer_tft, 0, 15, 2);
  }
}
}

```

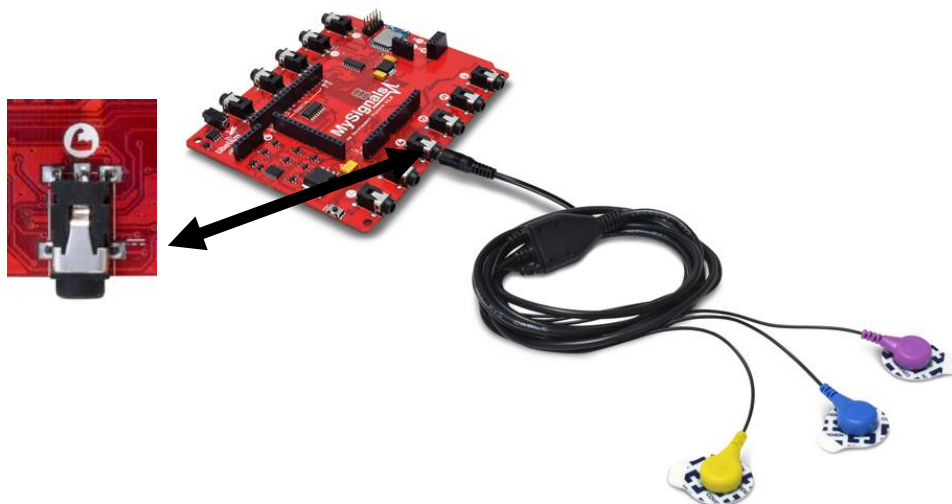
Fuente: Elaborado por el autor.

5.2.8 Diagrama de la etapa de programación del sensor EMG

A partir de esta primera etapa se prosigue con la selección única de la parte electromiográfica del shield my signal ya que este tiene capacidad para 20 sensores diferentes mediciones biométricas, se toma como variable emg de carácter bool dicha variable está ubicada en la librería my signal.cpp donde hay que ubicarla en el sector donde se conecta la parte EMG del shield por medio de configuración en el conector exclusivo para EMG .

A continuación, una imagen treinta y dos ilustrativa en donde va ubicado el sensor al shield my signals.

Imagen 32. Ubicación del sensor EMG en el shield

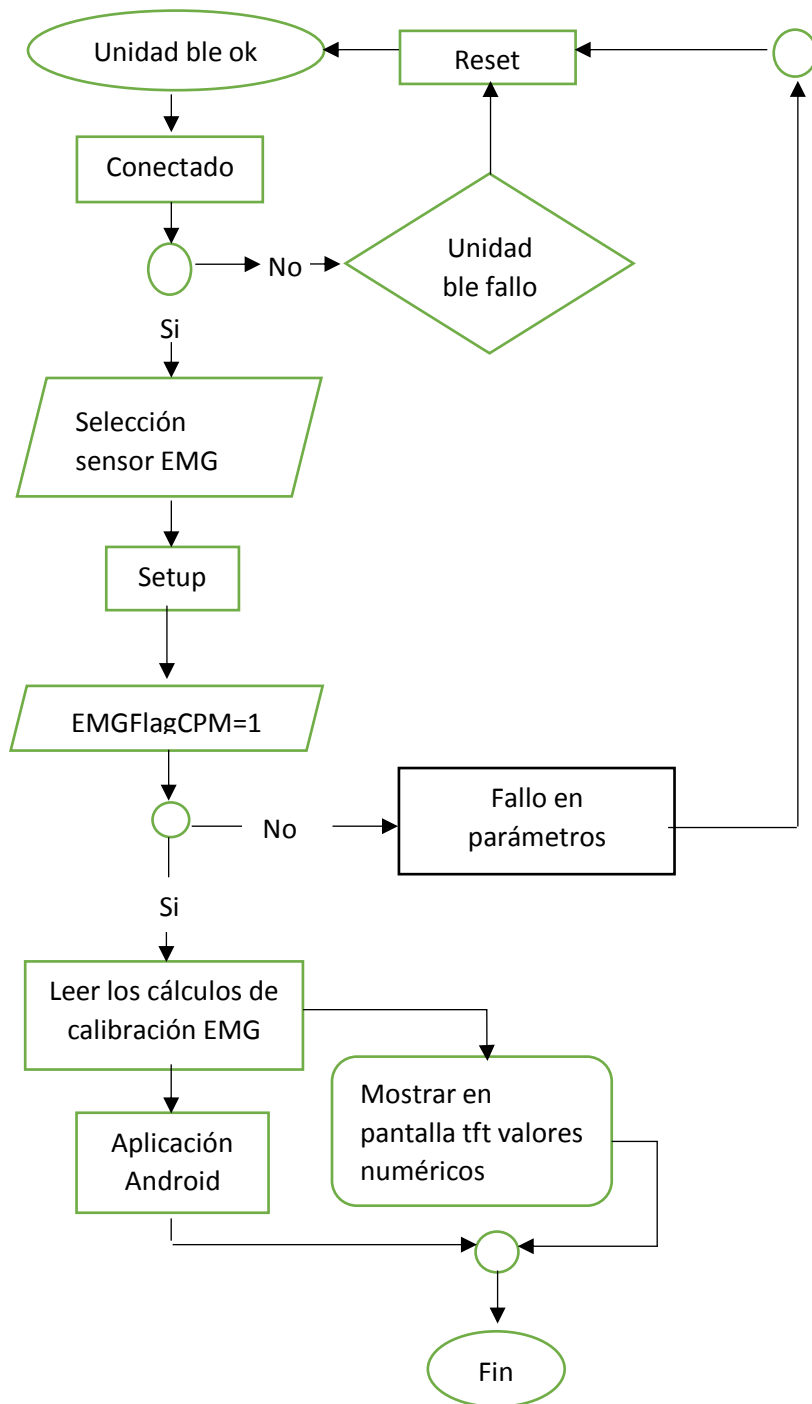


Fuente: <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

En la pantalla Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display “TFT” (Pantalla de cristal líquido de transistores de película fina) aparece sensor EMG siempre tomando que la primera etapa de programación se cumpla y esta estará presente en dicha pantalla para verificar algún fallo mientras se ejecute el programa o fallo de comunicación del sistema con el dispositivo entre otros problemas , la librería que brinda los creadores del shield my signal esta diseñada en formato .cpp y estas hay que hacerle modificaciones para cambiar los parametros y ajustes .

En el siguiente diagrama de flujo de la etapa de programación de la selección del sensor EMG se podrá ver con mas claridad el funcionamiento y lógica, además en cualquier evento o fallo en la unidad Ble , tanto en algún fallo de los parametros de medición, regresa por medio de un reset del programa e intenta volver a conectarse.

Imagen 33. Diagrama de la etapa de programación del sensor EMG



Fuente: Elaborado por el autor.

Imagen 34. Código de programación del sensor EMG

```

if (selected_emg)
{
  SPI.end();
  MySignals.EMGFlagCPM = 1;
  uint16_t emg_raw = MySignals.getEMG();

  uint8_t emg_raw_low = emg_raw & 0b0000000011111111;
  uint8_t emg_raw_high = (emg_raw & 0b1111111100000000) / 256;

  tft.fillRect(70, 227, 100, 11, ILI9341_BLACK);
  tft.drawNumber(emg_raw, 80, 225, 2);

  uint8_t emg_vector[3] =
  {
    emg_raw_low, emg_raw_high, MySignals.EMGDataCPMBalanced
  };

  MySignals.enableSensorUART(BLE);
  MySignals_BLE.writeLocalAttribute(handle_3_3, emg_vector, 3);
}

```

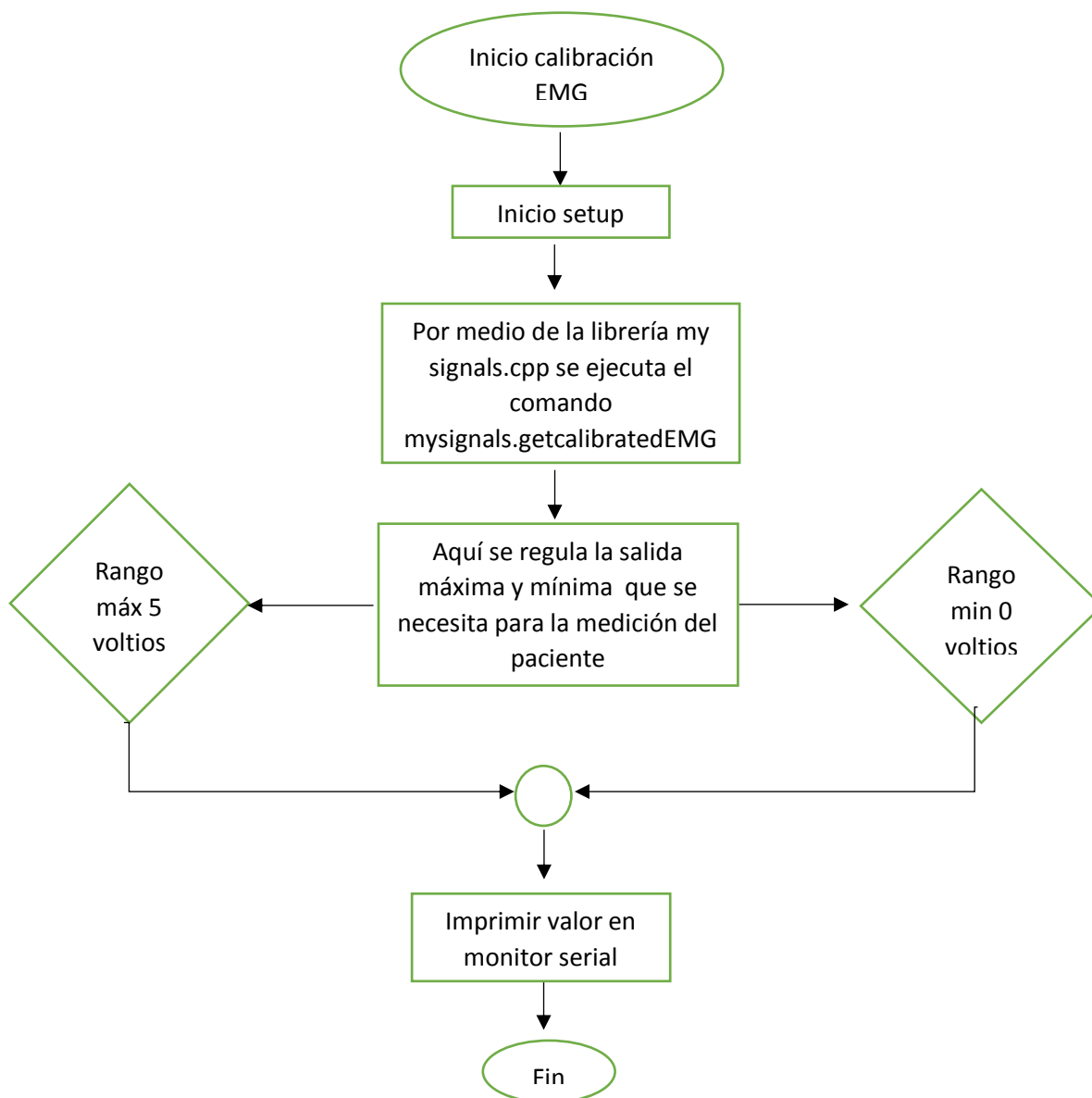
Fuente: Elaborado por el autor.

5.2.9 Diagrama de la etapa de programación del calibración del sensor EMG

A continuación, para configurar la salida de potencial del sensor y calibración se aplicará para leer los parámetros numéricos se usará el serial. En este código, se usa una función de calibración específica en la medida aquí miramos que se utiliza 2 voltios como referencia mínima y máximo 5 voltios.

Con ayuda del monitor serial se podrá ver las mediciones calibradas

Imagen 35. Diagrama de programación calibración del sensor EMG



Fuente: Elaborado por el autor.

Imagen 36. Programación de calibración del sensor EMG

```
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}

void loop()
{
  float EMG = MySignals.getCalibratedEMG(5,0,0,VOLTAGE);

  Serial.print("EMG value : ");
  Serial.print(EMG, 2);
  Serial.println(" V");

  delay(10);
}
```

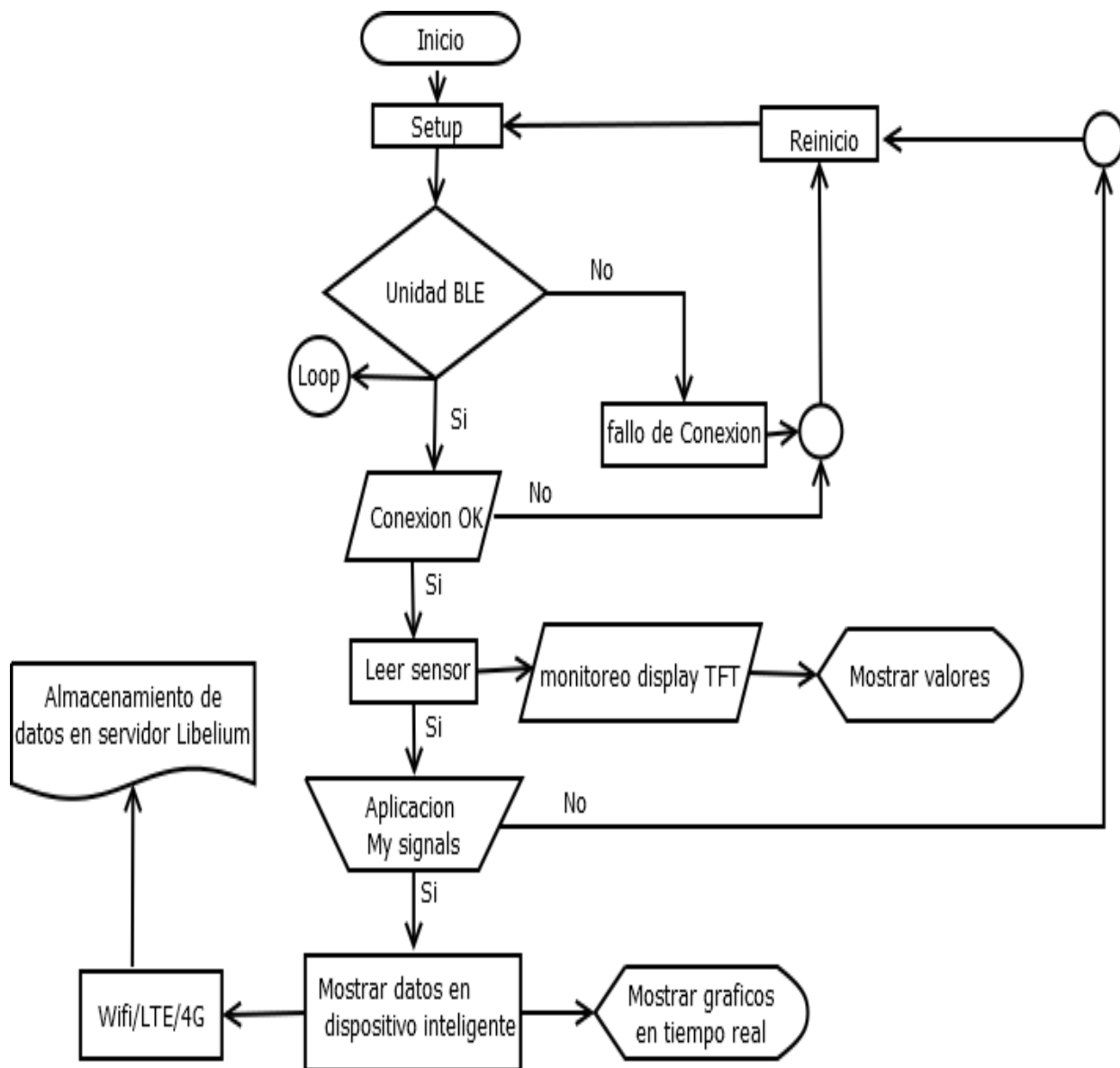
Fuente: Elaborado por el autor.

Imagen 37. Lectura del monitor serial de calibración EMG

```
EMG value : 2.17 V
EMG value : 2.19 V
EMG value : 2.20 V
EMG value : 2.21 V
EMG value : 2.22 V
EMG value : 2.19 V
EMG value : 2.18 V
EMG value : 2.18 V
EMG value : 2.20 V
EMG value : 2.20 V
EMG value : 2.19 V
EMG value : 2.19 V
EMG value : 2.21 V
EMG value : 2.20 V
EMG value : 2.19 V
EMG value : 2.20 V
EMG value : 2.22 V
EMG value : 2.23 V
EMG value : 2.22 V
```

Fuente: Elaborado por el autor.

Imagen 38. Diagrama de flujo completo de la programación



Fuente: Elaborado por el autor.

5.3.0 Aplicación Android

Después de las etapas anteriores viene la última que es la aplicación que está disponible en playstore para sistemas android y app store para sistemas IOS, esta es de descarga gratuita para ambos sistemas y consiste en una interfaz donde se puede conectar nuestro dispositivo el shield my signals HW con nuestro teléfono y así tener control, además de una interfaz gráfica de buena calidad donde se puede monitorear en este caso la actividad muscular en tiempo real, además de ver gráficos valores de potencial.

Dicha aplicación nos permite mirar los datos desde el servidor y revisar los expedientes de los usuarios, también de editar información de los mismos, donde el servidor permite almacenar 100 usuarios, en este caso el centro diurno coraje y esperanza cuenta con 36 colaboradores, perfecto para a futuro poder crear nuevos usuarios.

A continuación, unas imágenes de las primeras pruebas en el centro diurno coraje y esperanza, además se agregarán usuarios al servidor web para así luego crear un grupo u organización.

Imagen 39. Doña Teresa probando el sistema EMG



Fuente: elaborado por el autor

Imagen 40. Observación de la muestra del sistema EMG

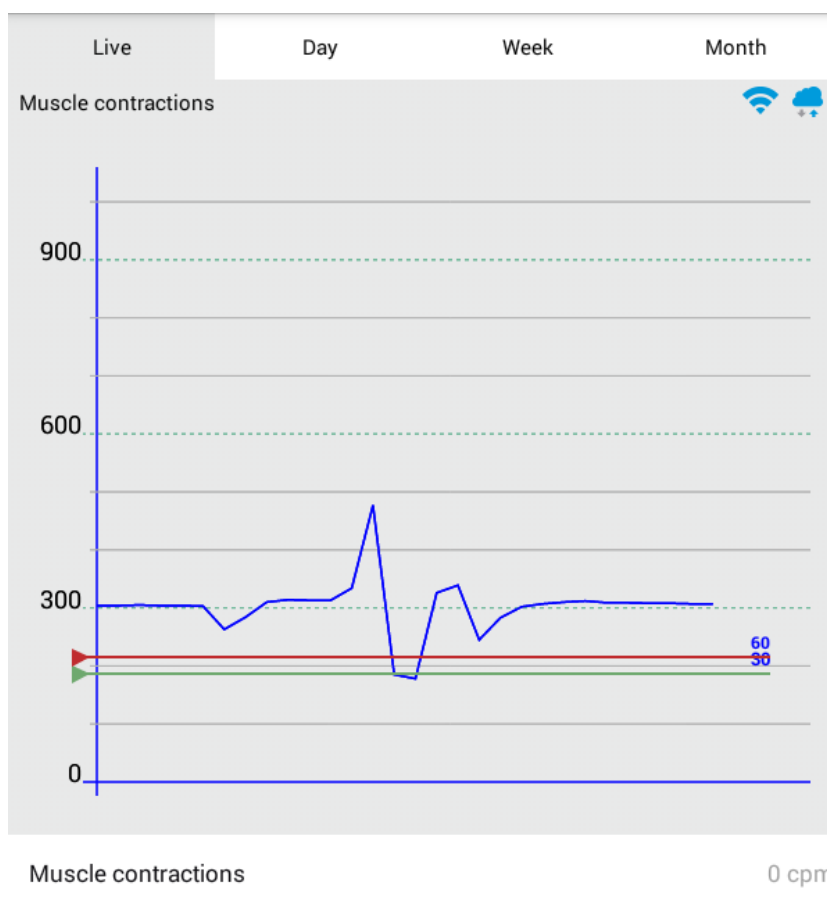


Fuente: elaborado por el autor

En estas primeras pruebas el sensor nos da la onda en cruda cuando la paciente contrae su brazo, miramos la intensidad de potencial por medio de dicha aplicación en el teléfono a continuación los primeros resultados.

Su posición inicial de referencia es trecientos porque necesita dar señales negativas según me lo informa la fisioterapeuta y el médico anteriormente entrevistados, así que trecientos viene siendo el cero o punto de partida inicial de la gráfica.

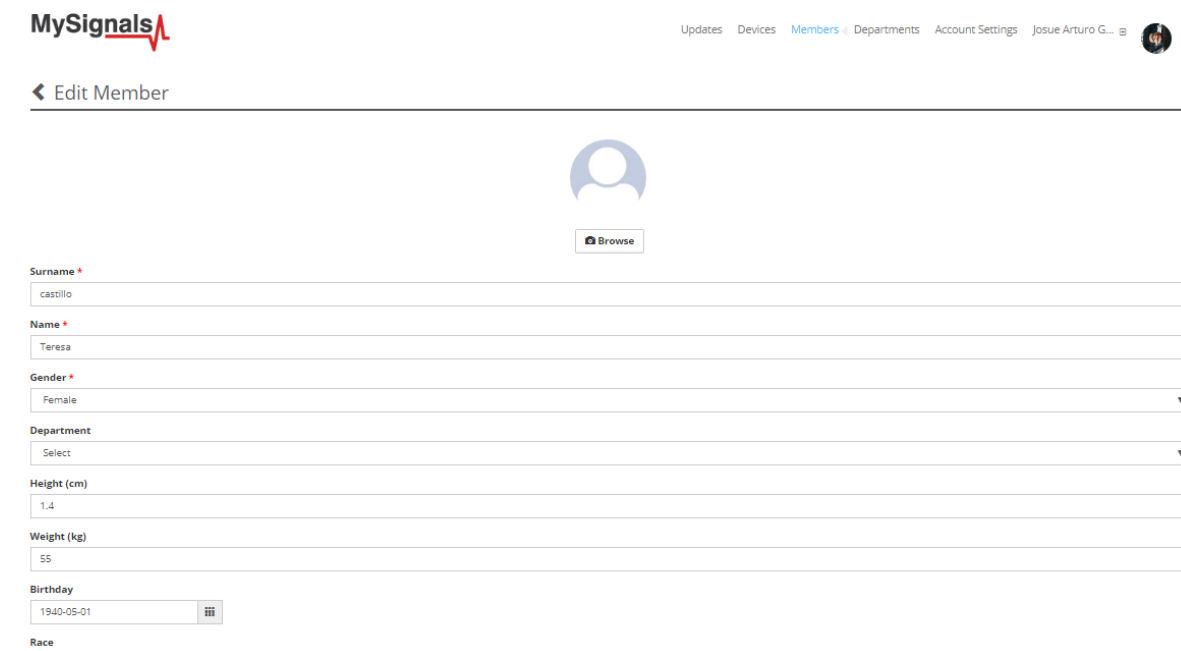
Imagen 41. Visualización de la pantalla celular de resultados



Fuente: elaborado por el autor

Aquí en la imagen cuarenta y dos observamos la señal cuando varia al realizar la contracción muscular se nota un pico de potencial muscular al contraer y una caída cuando la paciente deja de contraer se ve la señal negativa y luego deja su músculo en reposo y regresa al punto de origen.

Imagen 42. Creando un nuevo perfil de usuario

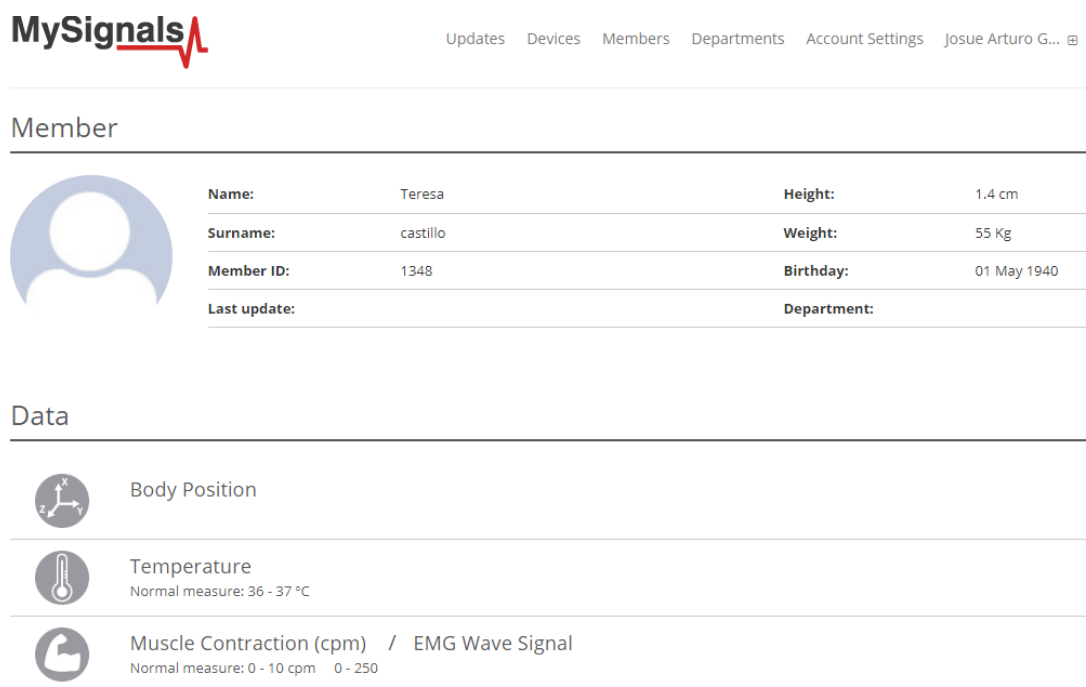


The screenshot shows the 'Edit Member' page in the MySignals application. The page header includes the MySignals logo, navigation links for Updates, Devices, Members, Departments, and Account Settings, and the user profile of Jose Arturo G. Below the header, there is a back arrow and the text 'Edit Member'. The main content area features a profile picture placeholder with a 'Browse' button. Below this, there are several form fields: Surname (castillo), Name (Teresa), Gender (Female), Department (Select), Height (cm) (1.4), Weight (kg) (55), Birthday (1940-05-01), and Race.

Fuente: elaborado por el autor


En la imagen cuarenta y tres, se observa la vista de ingreso al servidor Libelium en una sección llamada miembros ya predeterminada se crea un nuevo usuario donde se toma su nombre, apellidos, edad, estatura, peso, género.

Imagen 43. Terminando de crear nuevo usuario





MySignals Updates Devices Members Departments Account Settings Josue Arturo G... @


Member

	Name:	Teresa	Height:	1.4 cm
	Surname:	castillo	Weight:	55 Kg
	Member ID:	1348	Birthday:	01 May 1940
	Last update:		Department:	

Data

-  Body Position

-  Temperature
Normal measure: 36 - 37 °C

-  Muscle Contraction (cpm) / EMG Wave Signal
Normal measure: 0 - 10 cpm 0 - 250

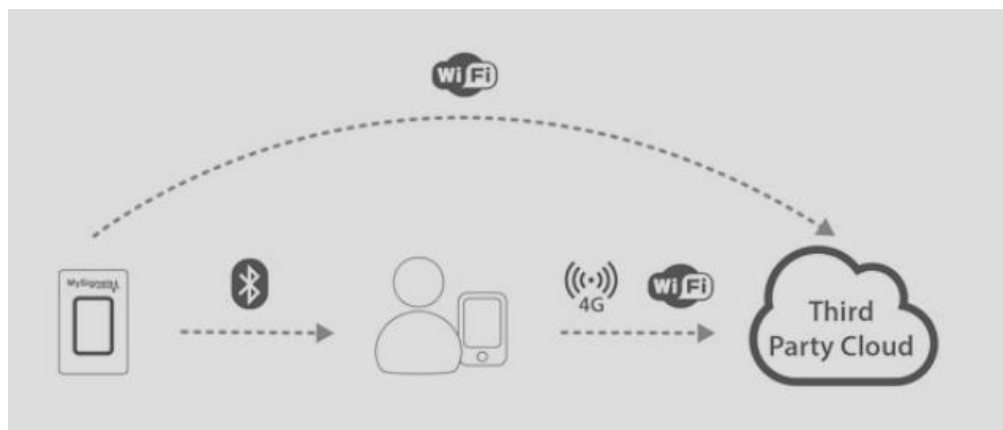
Fuente: elaborado por el autor

5.3.1 Aplicación Android.

Este Shield my signals cuenta con una aplicación para tabletas y smartphones y está disponible en las tiendas app store y play store de forma gratuita, esta aplicación permite que dicho dispositivo funcione y haga un enlace del shield al celular y del celular al servidor, además hace que se pueda visualizar los datos desde un teléfono inteligente gracias al bluetooth.

A continuación en la imagen Cuarenta y cuatro se explica el funcionamiento en concreto.

Imagen 44. Funcionamiento general del sistema electromiografico



Fuente: <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

Ya explicado lo anterior, se procede con la descarga my signals app, disponible en las tiendas de los sistemas actuales en cuanto a telefonía celular del mercado en dispositivos móviles inteligentes.

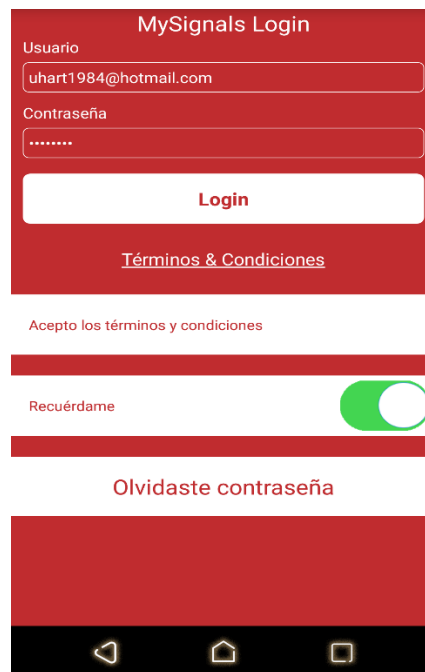
Imagen 45. Aplicación descargable my signals



Fuente: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.libelium.mysignals>.

Una vez descargada la aplicación se procede a ingresar en la pantalla de inicio donde hay que poner los datos de usuario como también su contraseña y aceptar los términos.

Imagen 46. Pantalla principal de la aplicación



Fuente: Elaborada por el autor

Después de ingresar a la aplicación habrá unas ventanas con opciones como datos, sensores, miembros y preferencias. Por ejemplo, en datos se pueden visualizar en tiempo real el funcionamiento del sensor además de ir almacenando los datos al servidor.

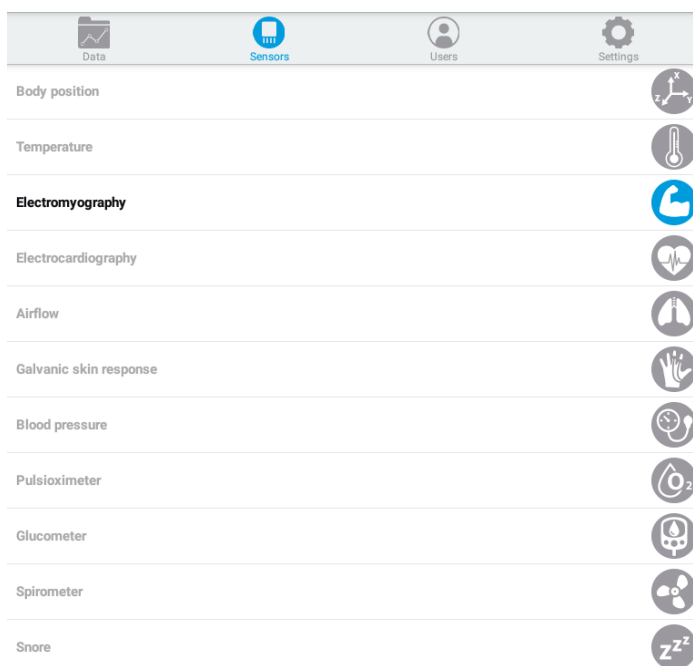
La ventana de sensores es donde seleccionamos el sensor que queremos que funcione o que se desea visualizar en funcionamiento de datos, y este cambia según su funcionamiento.

Luego de ir a la pantalla Sensor General por medio del logotipo de la esquina inferior izquierda. MySignals, comenzará a monitorear todos los parámetros en el modo general donde solo muestra valores numéricos.

Puede ver en esta pantalla un código de color en los logotipos del sensor:

- Verde: es un valor en tiempo real medido en el software MySignals.
- Naranja: es un valor antiguo medido en una conexión previa de algún tiempo atrás.
- Gris: Es que el sensor no está conectado.

Imagen 47. Selección del sensor electromiográfico



Fuente: Elaborado por el autor

Una vez seleccionado el sensor se procede finalmente a las mediciones , donde se puede ir al modo detallado para cada sensor seleccionado.

Seleccionando en el logotipo del sensor en este caso el sensor electromiográfico para ver los valores gráficos y numéricos de dicho sensor sensor en específico.

Imagen 48. Visualización de gráficos y datos almacenados en el servidor



Fuente: Elaborado por el autor.

A continuación se muestran las imágenes finales del sistema electromiográfico ya terminado y listo para ser utilizado.

Imagen 49. Sistema EMG terminado



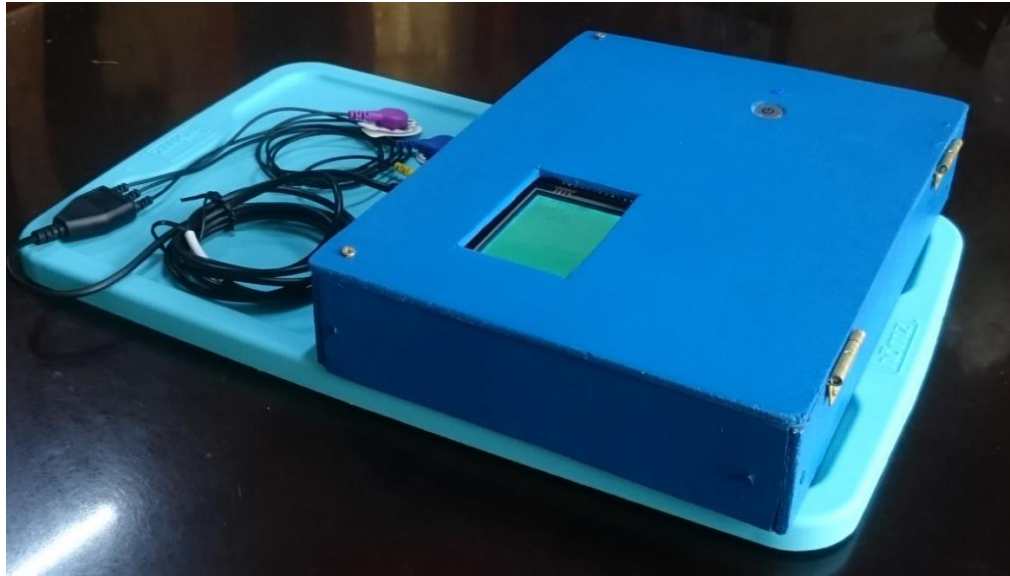
Fuente : creado por el autor

Imagen 50. Sistema EMG terminado de vista frontal



Fuente :Elaborado por el autor

Imagen 51. Sistema EMG terminado de vista frontal



Fuente :creado por el autor

5.3.2 Costos de implementación

En la tabla que se encuentra a continuación, se aprecian los costos de cada uno de los materiales que componen el proyecto, así como el número de unidades que fue requerido y, al final de la misma, la suma del total al que asciende el costo de los materiales en conjunto.

Tabla 4. Costo de implementaciones materiales

Componente	Cantidad	Precio en euros	Precio unitario en colones	Precio total
My signal HW	1	€ 379	₡ 262,703.85	₡262,703.85
Sensor EMG	1	€ 125	₡ 86,643.75	₡ 86,643.75
Envío del shield a costa rica		€ 60	₡41,589	₡41,589
Bisagra 1"	2		₡260	₡520
Arduino uno	1		₡13,500	₡13,500
Lamina playwood 4mm	1		₡1,995	₡1,995
Clavos 3/4	10		₡10,5	₡105
Cable usb para arduino			₡1,500	₡1,500
Spray azul	1		₡1,995	₡1,995
Batería recargable usb	1		₡ 7,000	₡ 7,000
Bases para shield			₡ 750	₡ 750
Total final				₡ 418,301.6

Fuente: Elaborado por el autor.

Precios en colones basado en el tipo de cambio autorizado por el BCR para el 28 de noviembre del 2017.

Según la información de la tabla cuatro el costo inicial del sistema es de ₡418,301.6.

5.3.3 Costo-beneficio

Con base en la Tabla cuatro, se obtiene el flujo de efectivo inicial que corresponde a ₡ 418,301.6, además para el flujo neto de caja, se tomará un valor de ₡1.333,333.2 que corresponde al precio en colones del dispositivo electromiográfico MTR-M981 encontrado en el capítulo número cuatro imagen diez y nueve que tiene un precio en dólares de \$ 2,331, en vista de que su costo sería el valor monetario que el usuario se ahorraría al emplear el prototipo desarrollado.

Entonces, tomando lo anterior podemos, deducir que:

$$\text{₡}1.333,333.2 - \text{₡} 418,301.6 = \text{₡} 915031.6$$

Tomando la comparación con el dispositivo más económico en el mercado mencionado anteriormente se puede obtener una diferencia de ₡915031.6 neto, esto sin incluir los costos indirectos.

Como todo proyecto, este posee dos etapas de costos que son directamente o parcialmente relacionados con la fabricación del prototipo; el problema con este tipo de costos es la dificultad, hasta cierto punto, en relacionarlos en cuanto a qué porcentaje de la misma forma parte de la fabricación del prototipo.

Se toma como base para establecer un periodo de tiempo para la realización del prototipo; y además se tomara como referencia el boletín del segundo semestre para cálculo de salarios mínimos, cobro de honorarios y hora profesional del Colegio

Federado de Ingenieros y de Arquitectos de Costa Rica (Colegio Federado de Ingenieros y de Arquitectos de Costa Rica, 2017).

Pero para que exista una ganancia se debe contemplar otros puntos como lo que es materiales y ayuda de personal para el desarrollo en diferentes áreas en este caso alguien que se encargue en el área de la programación y lógica del dispositivo y otro en la parte electrónica.

Tabla 5. Costos de diseño de fabricación

Nombre de costos indirectos	Cantidad	Precio unitario	total
Mano de obra construcción de hardware	10	₡ 2,500	₡25,000
Mano de obra programación de software	36	₡ 3,500	₡126,000
Mano de obra del chasis del sistema(ebanista)	4	₡1,500	₡6,000
Herramientas varias para parte de construcción de hardware			₡15,000
Costo de diseño de ingeniero electrónico	15	₡24,273	₡364,095
Total final:			₡536,095

Fuente: Elaborado por el autor.

Considerando los dos costos separadamente que son los costos de materiales y los costos de diseño, podemos decir que el costo de materiales es de ₡ 418,301.6, mientras que los costos de diseño de fabricación son de ₡536,095.

Sumando ambos costos tenemos un costo total final de ₡ 954,396.6.

Teniendo los costos totales se procederá a comparar el dispositivo más económico del mercado actual de dispositivos electromiográficos y se volverá a comparar.

$$₡1.333,333.2 - ₡ 954,396.6 = ₡ 378,936.3$$

CAPÍTULO VI.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 CONCLUSIONES

Se realizó seis visitas al centro diurno coraje y esperanza para poder realizar pruebas con el sistema de implementación, se hicieron 2 tipos de pruebas las cuales consistieron en comparar pacientes en dicho sitio, donde la fisioterapeuta conoce al paciente y el estado de los músculos esqueléticos de cada colaborador del lugar.

Al comparar personas de diferentes estados se logró ver cambios y diferencias en los gráficos como también en el potencial del musculo de cada individuo dando así una mejor visualización. Además, se comprobó que el sistema permite realizar mediciones objetivas y cuantificables sobre la contracción de un músculo específico, a diferencia del método manual cuyo principio es totalmente dependiente de la percepción individual y característica de cada fisioterapeuta.

La segunda prueba realizada consiste en una liga con una agarradera donde los pacientes deben estirla así haciendo contracciones musculares (brazos , piernas) donde se puede ver los picos de la gráfica donde se sometieron a 5 pacientes , con la misma prueba y los resultados fueron muy similares con algunas variaciones porque aquí hay que considerar el peso de la persona masa muscular como también el índice de grasa corporal debido a que esto afecta a la hora de efectuar las pruebas además de asegurar que los electrodos están bien conectados al paciente como también su postura .

La escala del Medical Research Council sobre fuerza muscular se compone de seis valores desde 0 hasta 5, y es la más utilizada al efectuar evaluaciones manuales de la capacidad de contracción de los músculos en pacientes con alguna patología muscular.

La electromiografía puede clasificarse en dos tipos que son la superficial, que se realiza mediante electrodos adheribles a la piel, y la que requiere de la inserción de electrodos en forma de agujas directamente en el músculo, la cual consiste en un método bastante invasivo y contraindicado para personas que lleven tratamiento con medicamentos anticoagulantes o quienes padezcan de infecciones en la piel que -en caso de realizarse una perforación hasta el músculo- dicha infección podría propagarse internamente.

Basado en la experiencia de la profesional en terapia física, se identificaron los requerimientos en términos de funcionalidad que el prototipo necesita para cumplir adecuadamente con su propósito.

Mediante la investigación sobre distintos equipos electromiográficos disponibles actualmente en el mercado, se comprueba que estos tienen un costo de hasta varios miles de dólares. Evidentemente, son equipos totalmente profesionales cuyos componentes fueron fabricados exclusivamente para la tarea específica que desempeñan pero que, debido a su elevadísimo costo, muchas veces se encuentran muy por encima del presupuesto que se puede girar para la adquisición de un sistema de este tipo.

La elección del shield my signals implementado en este proyecto obedece a que la dicha empresa que fabrica estos dispositivos tienen mucho prestigio y ha ganado premios en avances de la salud, su precio es un es factible y su implementación en conjunto con Arduino uno en un proyecto resulta sencilla ya que su tamaño es pequeño y su salida de datos es analógica.

Los sistemas dispositivos utilizados en el desarrollo del proyecto, fueron elegidos debido a su bajo costo, consumo y fácil programación del Arduino, además, por ser sistemas de hardware y software libre permiten el desarrollo sin dificultades generadas por acceso restringido a información o características de los que no lo son.

Mediante el análisis de costo-beneficio de lo que es este sistema electromiográfico, se comprueba que la inversión en el mismo es segura ya que permite ahorrar una gran cantidad de dinero lo cual puede verse como una ganancia en comparación con los sistemas actuales del mercado.

El sistema diseñado permite el acceso a la información del paciente de manera remota, lo que permite obtener información del estado de sus músculos y también llevar un registro de las actividades como también los avances que se vayan dando, sin necesidad de tener expedientes físicos.

El sistema al ser puesto a prueba comparándolo con otros productos del mercado y con la información que nos brindó el médico, nos indica que presenta resultados similares o muy aproximados, por lo que se determina que el funcionamiento del sistema es válido.

La elaboración de un manual de usuario hace que se facilite la puesta en marcha del sistema y permite al usuario conocer mejor las características y funciones disponibles en el sistema.

El sistema cuando se desea programar debe de estar desconectado del sensor o del paciente ya que si se encuentra conectado se genera un choque de puertos seriales.

El sistema desarrollado cumple con los objetivos establecidos al inicio del proyecto, por lo que se puede afirmar que el sistema diseñado y desarrollado cumple con la finalidad de su creación y brinda una solución concreta al problema inicial.

6.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda la alimentación del sistema con un adaptador de corriente, de al menos dos amperios con un voltaje de siete voltios, debido a que el consumo del Arduino y el shield mas el bluetooth y el sensor utilizados podría alcanzar valores inferiores, pero cercanos a este en cortos lapsos, de esta forma se garantiza que el adaptador no se dañará por consumo excesivo de corriente.

Este dispositivo está listo para ser modificado, debido a que tiene más entradas para más dispositivos biométricos que vende la compañía exclusivos para

dicho shield , así que lo ideal es implementarlo con más sensores, como lo es el de conductividad de la piel y en de actividad neurológica .

El servidor my signals es gratuito el primer año de la compra del dispositivo, luego del año hay que pagar una cuota de 59 euros anuales y se sub divide en tres tipos de beneficios como el básico, el profesional y la versión elite, esto depende del usuario final lo que necesita.

Es importante revisar el estado de la batería pues el indicador led cuando parpadea nos indica que está a un veinticinco por ciento de carga y eso significa que necesita ponerse a cargar.

Se recomienda el estudio de la posibilidad de mejorar la portabilidad del sistema y los sensores utilizados, de esta forma los pacientes podrán hacer uso del mismo de forma más cómoda.

Se sugiere implementar la función de llamadas de emergencia de forma que, en casos de atención hospitalaria necesaria, el sistema automáticamente realice una llamada e indique la situación que se está presentando.

Se recomienda realizar el diseño de sensores inalámbricos para el sistema y de esta forma mejorar el proyecto, e inclusive permitir procesar la información de los sensores de diferentes pacientes en la misma plataforma.

BIBLIOGRAFÍA

Cooking hacks.(2017) <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/> tom (Tomado el 6 de octubre de 2017).

Alibaba.com. (2017). BS0742 portable laptop EMG machine/emg device. Disponible en: http://bsmedica.en.alibaba.com/product/60075449701-220418347/BS0742_portable_laptop_EMG_machine_emg_device.html (Tomado el 10 de setiembre de 2017).

Alibaba.com. (2017). Portable low noise electromyography emg, emg machine CMS6600B. Disponible en: http://www.alibaba.com/product-detail/Portable-low-noise-electromyography-emg-emg_1620280984.html?spm=a2700.7724857.35.1.4thygz (Tomado el 10 de setiembre de 2017).

Cooking hacks (2017). <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-v1-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial/>

Alibaba.com. (2017).electromyography equipment with EP device CE approved. Disponible en: http://www.alibaba.com/product-detail/electromyography-equipment-with-EP-device-CE_929714014.html?spm=a2700.7724857.35.1.4thygz&s=p (Tomado el 10 de setiembre de 2017).

Alibaba.com. (2017). Portable 2 channels EMG system with Evoke potential function CE approved. Disponible en: <http://www.alibaba.com/product-detail/Portable->

2-channels-EMG-system-with_1243585023.html (Tomado el 10 de setiembre de 2017).

Alibaba.com. (2017). Metron Clinical EMG Dual Channel Electromyograph. Disponible en: <http://www.medicaldevicedepot.com/Metron-Clinical-EMG-Dual-Channel-Electromyograph-p/m981.htm> (Tomado el 10 de setiembre de 2017).

Arduino. (s.f.). Bootloader Development. Disponible en: <https://www.arduino.cc/en/Hacking/Bootloader?from=Tutorial.Bootloader> (Tomado el 11 de junio de 2017).

Arduino. (s.f.). ¿Qué es Arduino? Disponible en: <http://arduino.cl/que-es-arduino/> (Tomado el 13 de junio de 2017).

Bluetooth SIG, Inc. (2015). Specification. Disponible en: <https://www.bluetooth.org/en-us/specification> (Tomado el día 19 de octubre de 2017).

Bluetooth SIG, Inc. (2015). Learn the Bluetooth® technology basics. Disponible en: <http://www.bluetooth.com/Pages/what-is-bluetooth-technology.aspx> (Tomado el día 19 de octubre de 2017).

CareFirst. (2015). Electromiografía (EMG). Disponible en: <http://carefirst.staywellsolutionsonline.com/Spanish/TestsProcedures/Neurological/92,P09194> Tomado el día 20 de octubre de 2017).

Dobles, C., Zúñiga, M. y García, J. (1998). Investigación en educación: procesos, interacciones y construcciones. San José: EUNED.

Fisioterapia. (2012). Sistema Muscular (Músculos) [Generalidades]. Disponible en: <http://fisioterapia.blogspot.com/2012/02/sistema-muscular-musculos-generalidades.html> (Tomado el 24 de setiembre de 2017)

Franchetti, P. (2014). Digital Electronics Tutorial. Disponible en: <http://www.asic-world.com/digital/tutorial.html> (Tomado el 16 de junio de 2017).

Helmenstine, A. (s.f.). Ion Definition. Disponible en: <http://chemistry.about.com/od/chemistryglossary/a/iondefinition.htm> (Tomado el 21 de octubre de 2015).

Hernández, R. (2010). Metodología de la investigación. México: McGraw Hill.

G. Firman. (2009). Escala MRC (Medical Research Council) para Fuerza Muscular. Disponible en: <http://www.medicalcriteria.com/site/es/criterios/64-neurology/238-neuomrc.html> (Tomado el 23 de octubre de 2017).

Infogen.org. (2013). Distrofia muscular de Duchenne. Disponible en: <http://infogen.org.mx/distrofia-muscular/#indice-12> (Tomado el 19 de octubre de 2017).

Jimb0. (2015). Analog vs. Digital. Disponible en: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/analog-vs-digital/analog-and-digital-circuits> (Tomado el 14 de junio de 2017).

Kolakowski, L. (1966). La filosofía positiva. Madrid: Ediciones Cátedra.

Mayo Clinic Staff. (s.f.). Electromyography (EMG). Disponible en: <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/electroconvulsive-therapy/basics/definition/prc-20014183> (Tomado el 14 de octubre de 2017).

Medical Device Depot, Inc. (2015). Metron Clinical EMG Dual Channel Electromyograph. Disponible en: <http://www.medicaldevicedepot.com/Metron-Clinical-EMG-Dual-Channel-Electromyograph-p/m981.htm> (Tomado el 10 de noviembre de 2017).

MikroElektronika. (s.f.). Architecture and programming of MCU's. Disponible en: <http://www.mikroe.com/chapters/view/64/chapter-1-introduction-to-microcontrollers/> (Tomado el día 19 de junio de 2017).

Ministerio de Salud. (s.f.). Equipo y material biomédico. Disponible en: <http://www.ministeriodesalud.go.cr/index.php/tramites-ms/registro-de-productos-de-interes-sanitario-ms?id=637> (Tomado el 23 de octubre de 2017)

Ramón, F. (2005). El potencial de acción. Historia de su Descubrimiento y Estudio. Disponible en: <http://www.facmed.unam.mx/historia/Propiedades1.html> (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Rojas, R. (s.f.). Exámenes de Diagnostico. Disponible en: http://www.distrofiamuscular.info/portal/index.php?option=com_content&view=article&id=25:diagnosticodm&catid=12&Itemid=104 (Tomado el 19 de octubre de 2017).

Universidad Católica de Chile. (s.f.). Bases moleculares de la contracción muscular. Disponible en:

<http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/mu32235.html> (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Universidad Católica de Chile. (s.f.). Definición de tejido muscular. Disponible en:

<http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/mu30242.html> (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Universidad Católica de Chile. (s.f.). Tejido muscular esquelético. Disponible en: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/mu30919.html> (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Universidad Católica de Chile. (s.f.). Tipos de tejido muscular. Disponible en: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/mu30646.html> (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Universidad Cristiana de Bolivia. (2015). Rehabilitación de un paciente con la enfermedad de duchenne en la Clínica Ucebol de Santa Cruz de la Sierra. Disponible en: http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?pid=S8888-88882009000100006&script=sci_arttext&tIng=en (Tomado el 21 de octubre de 2017).

Zhang, H. (s.f.). Basic Concepts of Linear Regulator and Switching Mode Power Supplies. Disponible en: <http://cds.linear.com/docs/en/application-note/AN140fa.pdf> (Tomado el 13 de junio de 2017).

Anexos

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1: Cotización del proyecto.

Anexo 2: Código de programación utilizada para este proyecto.

Anexo 3: Manual de usuario para utilización del proyecto.

Anexo 4: Entrevista con el encargado de consulta externa (Audio).

Anexo 5: Imágenes de la fabricación del Proyecto.

Anexo 6: Imágenes Centro Diurno Coraje y Esperanza.

Nota: En el CD se encuentra una carpeta con el nombre de Anexos, dentro de ella se encontraran todos los archivos originales que su utilizaron para el desarrollo de la tesis.

DECLARACIÓN JURADA

Yo **Josué Aturo Gómez Solórzano**, mayor de edad, portador de la cédula de identidad número **2-0594-0770**, egresado de la carrera de Ingeniería Electrónica de la Universidad Hispanoamericana, hago constar por medio de éste acto y debidamente apercibido y entendido de las penas y consecuencias con la que se castiga en el Código Penal el delito de perjurio, ante quienes se constituyen en el Tribunal Examinador de mi trabajo de tesis para optar por el título de **Bachiller en Ingeniería Electrónica**, juro solemnemente que mi trabajo de investigación titulado: **Diseño e implementación de un sistema electromiográfico para medidas de músculos esqueléticos en pacientes del Centro Coraje y Esperanza, San Ramón, II cuatrimestre 2017**, es una obra original que ha respetado todo lo preceptuado por las Leyes Penales, así como la Ley de Derecho de Autor y Derecho Conexos número 6683 del 14 octubre de 1982 y sus reformas, publicada en la Gaceta número 226 del 25 de noviembre de 1982; incluyendo el numeral 70 de dicha ley que advierte; artículo 70. Es permitido citar a un autor, transcribiendo los pasajes pertinentes siempre que estos no sean tantos y seguidos, que puedan considerarse como una producción simulada y sustancial, que redunde el perjuicio del autor de la obra original. Así mismo, quedo advertido que la Universidad se reserva el derecho de protocolizar este documento ante Notario Público.

En fe de lo anterior, firmo en la ciudad de **San José**, a los **17** días del mes de **enero** del año 2018.

Josué GS

Ced: 2-0594-0770



CARTA DEL TUTOR

San José, 17 de Enero de 2018

Departamento de Registro
Universidad Hispanoamericana

Estimado señor:

El estudiante **Josué Aturo Gómez Solórzano**, cédula de identidad número **2-0594-0770**, me ha presentado, para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado: **Diseño e implementación de un sistema electromiográfico para medidas de músculos esqueléticos en pacientes del Centro Coraje y Esperanza, San Ramón, II cuatrimestre 2017**, el cual ha elaborado para optar por el grado académico de Bachillerato en Ingeniería Electrónica.

En mi calidad de tutor, he verificado que se han hecho las correcciones indicadas durante el proceso de tutoría y he evaluado los aspectos relativos a la elaboración del problema, objetivos, justificación, antecedentes, marco teórico, marco metodológico, tabulación, análisis de datos; conclusiones y recomendaciones.

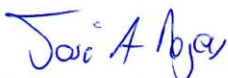
De los resultados obtenidos por el postulante, se obtiene la siguiente calificación:

Tabla 1 Calificación del proyecto

#	Rubro	% Teórico	% Asignado
a)	Original del tema	10%	8%
b)	Cumplimiento de entrega de avances	20%	16%
c)	Coherencia entre los objetivos, los instrumentos aplicados y los resultados de la investigación	30%	28%
d)	Relevancia de las conclusiones y recomendaciones	20%	20%
e)	Calidad, detalle del marco teórico	20%	20%
TOTAL:		100%	92%

En virtud de la calificación obtenida, se avala el traslado al proceso de lectura.

Atentamente,



Ing. José Alejandro Rojas López
Cédula identidad 1 1079 0035
Carné Colegio Profesional N°: IEL-15888



CARTA DEL LECTOR

San José, 14 de marzo del 2018

Señores
Departamento de Registro
Universidad Hispanoamericana

Estimado señor:

El estudiante Josué Arturo Gómez Solórzano, cédula de identidad número 2-0594-0770, me ha presentado, para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado "*DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTROMIOGRÁFICO PARA MEDIDAS DE MÚSCULOS ESQUELÉTICOS EN PACIENTES DEL CENTRO CORAJE Y ESPERANZA, SAN RAMÓN II CUATRIMESTRE 2017*", el cual ha elaborado para obtener su grado de Bachillerato.

He revisado y he hecho las observaciones relativas al contenido analizado, particularmente lo relativo a la coherencia entre el marco teórico y análisis de datos, la consistencia de los datos recopilados y la coherencia entre éstos y las conclusiones; asimismo, la aplicabilidad y originalidad de las recomendaciones, en términos de aporte de la investigación. He verificado que se han hecho las modificaciones correspondientes a las observaciones indicadas.

Por consiguiente, este trabajo cuenta con mi aval para ser presentado en la defensa pública.

Atentamente,

Ing. Víctor H. Arguedas Arce
Cédula de identidad: 106690138
Carné colegio profesional: IE-6285

San Ramón, 28 de julio, 2018

Señores

Universidad Hispanoamericana

Presente

Distinguidos señores:

Por este medio doy fe de que el documento titulado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTROMIOGRÁFICO PARA MEDIDAS DE MÚSCULOS ESQUELÉTICOS EN PACIENTES DEL CENTRO CORAJE Y ESPERANZA, SAN RAMÓN II CUATRIMESTRE 2017", escrito por el señor Josué Arturo Gómez Solórzano, fue sometido a la revisión filológica. Se han realizado las modificaciones pertinentes en los distintos niveles textuales, a saber, macro y microestructura, intención comunicativa, coherencia y cohesión, puntuación y ortografía.

Atentamente



Marlene Sandoval Vásquez

Filóloga

Colegida n° 08776

Cédula: 203600050

Fecha 16/8/18

Nombre del Estudiante: Gómez Salazar Josue'
1° Apellido 2° Apellido Nombre

Título de la Tesis: Diseño e Implementación de un sistema...

Año de Presentación: 2018

Firma de Autorización: Josue' GS

Autorizo que el Trabajo Final de Graduación, se exhiba en la Sección de tesis, que se encuentra en la página web www.cenit.uh.ac.cr, de la Universidad Hispanoamericana, para ser consultada por estudiantes y profesores de la institución.