



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora que utilice terapia vibratoria como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista

Pucuji Panchi, Darwin Ismael

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Trabajo de Titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

Ing. Mendoza Chipantasi, Darío José

25 de agosto de 2021



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento De Ciencias De La Energía Y Mecánica

Carrera De Ingeniería En Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación, **“Diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora que utilice terapia vibratoria como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista”** fue realizado por el señor Pucuji Panchi, Darwin Ismael el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 25 de agosto de 2021

Firma:



Firmado: PLANO: PLANTAS COLABORACIÓN 2021
DARIO JOSE
MENDOZA
CHIPANTASI

Ing. Mendoza Chipantasi, Darío José

C.C.: 0603110834

Document Information

Analyzed document	TESIS PUCUJI DARWIN.pdf (D111720600)
Submitted	8/26/2021 10:06:00 PM
Submitted by	Lorena Ibarra
Submitter email	loretaibarra@yahoo.es
Similarity	10%
Analysis address	lorenadibarra.uta@analysis.orkund.com

Sources included in the report

W	URL: https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000737.htm Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 3
W	URL: https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/18602/LopezTain_Paula_TFG_2016.pdf?sequence=2&isAllowed=y Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 5
W	URL: https://riull.ulles.xmlui/bitstream/handle/915/21686/Terapias%20farmacologicas%20en%20el%20estudio%20de%20la%20Esclerosis%20Multiple.pdf?sequence=1 Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 4
W	URL: https://repositori.udl.cat/bitstream/handle/10459.1/58914/dfernandezg.pdf.txt?sequence=5 Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 1
W	URL: https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/10116/1/T-ESPEL-ENI-0355.pdf Fetched: 7/18/2020 8:36:54 AM	 20
W	URL: https://arduino.cl/arduino-nano/ Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 1
W	URL: https://sandorobotics.com/producto/sen-13723/ Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 3
W	URL: https://electronilab.co/tutoriales/tutorial-de-uso-driver-dual-l298n-para-motores-dc-y-paso-a-paso-con-arduino/ Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 4
W	URL: https://www.imamagnets.com/blog/motores-electricos/ Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 1
W	URL: https://inversionesenergyprod.com/fuentes-de-alimentacion/ Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 1
W	URL: https://www.ni.com/es-cr/shop/labview/how-do-i-use-labview-to-measure-physical-systems.html Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 3
W	URL: https://www.smart-gsm.com/moviles/nokia-110-2019 Fetched: 8/26/2021 10:07:00 PM	 Ing. Darío José Mendoza Chipantasi CI: 0603110834  1



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento De Ciencias De La Energía Y Mecánica

Carrera De Ingeniería En Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Yo, **Pucuji Panchi, Darwin Ismael** con cédula de ciudadanía n° **0550004311**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora que utilice terapia vibratoria como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.**

Latacunga, 25 de agosto de 2021

Firma

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "Darwin Ismael Pucuji Panchi".

Pucuji Panchi, Darwin Ismael

C.C.: 0550004311



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Departamento De Ciencias De La Energía Y Mecánica

Carrera De Ingeniería En Mecatrónica

Autorización de publicación

Yo Pucuji Panchi, Darwin Ismael con cédula de ciudadanía n° 0550004311, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora que utilice terapia vibratoria como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Latacunga, 25 de agosto de 2020

Firma

Una firma manuscrita en tinta azul que parece leer 'Darwin Ismael Pucuji Panchi', escrita sobre una línea horizontal.

Pucuji Panchi, Darwin Ismael

C.C.: 0550004311

Dedicatoria

Dedico este proyecto principalmente a Dios, por regalarme sabiduría en cada momento e inspirarme para culminar con éxito esta etapa de mi vida profesional.

A mi padre, quien con amor me ha brindado un apoyo incondicional día tras día a pesar de nuestra distancia física, valoro mucho el esfuerzo que realiza para ayudarnos a mis hermanas y a mí.

A mi madre, que supo aconsejarme en todos los aspectos de mi vida y con su experiencia han logrado transmitirme sus conocimientos y guiarme por un buen camino.

A Saúl Tapia y Vanessa Troya, gracias por estar presentes y por el apoyo espiritual, los quiero y espero ser lo que esperan de mí.

A mi familia quienes con su apoyo y palabras de aliento me ayudan a ser una mejor persona, y de alguna u otra manera están presentes conmigo en cada proyecto de mi vida.

A mis amigos quienes me apoyaron en los momentos más difíciles, han sido de gran apoyo emocional y los mejores amigos que he tenido y a las personas especiales que forman mi pasado y presente por aportar con un granito de arena para que esto sea posible.

Finalmente conseguimos cumplir esta meta, gracias al gran esfuerzo que hemos puesto en conjunto con mis compañeros de vida y continuando con el afán de alcanzar los objetivos propuestos a futuro.

Darwin Pucuji

Agradecimientos

Quiero expresar un sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la realización de este proyecto.

Agradezco a los docentes quienes con paciencia impartieron sus conocimientos aportando con nuestra formación profesional y personal.

A todos mis amigos y futuros colegas quienes me ayudaron desinteresadamente, gracias infinitas por su buena voluntad mostrada a lo largo de toda la carrera.

A mi director de tesis el Ing. Darío Mendoza, quien fue un eje primordial para el desarrollo de este proyecto, gracias por compartir su conocimiento y por la guía impartida durante estos meses.

A mis colaboradores que me ofrecieron una mano amiga y supieron asesorarme durante el trascurso de mi tesis haciendo más llevadero este reto.

Y finalmente a mi carrera y a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE- L por haberme formado como Ingeniero en Mecatrónica cada día, con cada esfuerzo, cada sonrisa y cada llanto dejado en las aulas; y ahora me dejan con la mayor satisfacción de haber formado parte de tan prestigiosa familia.

Darwin Pucuji

Tabla de contenidos

Carátula.....	1
Certificación.....	2
Urkund Analysis Result	3
Responsabilidad de Autoría	4
Autorización de publicación.....	5
Dedicatoria.....	6
Agradecimientos	7
Tabla de contenidos.....	8
Índice de tablas	12
índice de figuras.....	14
Resumen	18
Abstract.....	19
Descripción Resumida Del Proyecto	20
Planteamiento Del Problema.....	20
Antecedentes	21
Justificación e importancia	22
Objetivos	23
<i>Objetivo General</i>	23
<i>Objetivos Específicos</i>	24
Esclerosis múltiple (EM).....	24
Síntomas comunes de la EM.....	25
Espasticidad.....	25
<i>Fatiga</i>	25
<i>Ataxia y temblor</i>	26
<i>Dolor y trastornos paroxísticos</i>	26
<i>Cognición</i>	26
Espasticidad y actividades funcionales.....	26
Tratamiento vibratorio para la espasticidad	27
Dispositivos para el tratamiento de espasticidad con terapia vibratoria.....	28
<i>CroSystem</i>	28
Detección de patologías neurológicas mediante electromiografía.....	29
Proceso de adquisición de datos de actividad muscular	30
<i>Electrodos</i>	30
Microcontroladores	31
<i>Arduino nano</i>	32

Shields.....	33
<i>Shield ECG-EMG</i>	33
Comunicación inalámbrica.....	34
<i>Bluetooth</i>	34
Motor driver.....	35
<i>Controlador L298N</i>	36
Motor eléctrico	36
<i>Motor DC Uxcell KBPC35</i>	37
Vibraciones Forzadas.....	37
Fuente de alimentación	38
Arduino IDE.....	39
Labview.....	40
Sistema operativo Android.....	40
Plataforma de desarrollo de aplicaciones móviles.....	41
<i>Android Studio</i>	42
Diseño de la Banda Rehabilitadora.....	43
Elementos que componen la banda rehabilitadora	43
Selección de componentes.....	43
Opción 1. Nokia 110	45
Opción 2. iPhone 8.....	46
Opción 3. Huawei P20 lite.....	47
<i>Criterios de selección del dispositivo móvil</i>	48
<i>Selección de la mejor opción para el dispositivo móvil</i>	48
Microcontrolador	49
Opción 1. Arduino uno.....	49
Opción 2. Arduino Leonardo	50
Opción 3. Arduino nano.....	51
<i>Criterios de selección del microcontrolador</i>	52
<i>Selección de la mejor opción para el microcontrolador</i>	52
Dispositivo de comunicación inalámbrica.....	53
Opción 1. Módulo HC05	53
Opción 2. Módulo HC06.....	55
Opción 3. Módulo ESP8266	56
<i>Criterios de selección del dispositivo de comunicación inalámbrica</i>	57
<i>Selección del dispositivo para la comunicación inalámbrica</i>	57
Sensor de actividad muscular	58

<i>Opción 1. Sensor Muscular MyoWare</i>	58
<i>Opción 2. Sensor muscular V3</i>	59
<i>Opción 3. Sensor Muscular Biosignalsplux</i>	60
<i>Criterios de selección del sensor muscular</i>	60
<i>Selección del sensor muscular</i>	61
Controlador de motores	62
<i>Opción 1. Módulo TB6612FNG</i>	62
<i>Opción 2. Módulo shield L293D</i>	63
<i>Opción 3. Módulo L298N</i>	64
<i>Criterios de selección del controlador de motores</i>	64
<i>Selección de la mejor opción para controlador de motores</i>	65
Electrodos	66
<i>Opción 1. Electrodo de aguja</i>	66
<i>Opción 2. Electrodo superficial</i>	67
<i>Criterios de selección de electrodos</i>	68
<i>Selección de la mejor opción para los electrodos</i>	68
Motores.....	69
<i>Opción 1: Servomotores</i>	70
<i>Opción 2: Motor de pasos</i>	70
<i>Opción 3. Motor DC Uxcell KBPC35</i>	71
<i>Criterios de selección del motor</i>	72
<i>Selección de la mejor opción de motor</i>	72
Esquema general de elementos.....	73
Conexión del sensor muscular V3 con Arduino nano.....	73
Toma de datos de actividad muscular	75
Establecimiento de rangos de tratamiento	81
<i>Rango de tratamiento para los músculos flexores de las manos</i>	82
<i>Rango de tratamiento para los músculos flexores de los pies</i>	82
Conexión de módulo bluetooth HC-05 con Arduino nano	83
Requisitos de vibración.....	84
<i>Amplitud de vibración</i>	84
Tiempo de vibración	94
Frecuencia de vibración	94
Diseño de la banda que contiene los motores.....	97
Programación del microcontrolador	98
Desarrollo del Aplicativo Móvil.....	100

Selección de medios de programación	100
<i>Opción 1. Java</i>	100
<i>Opción 2. Kotlin</i>	100
<i>Opción 3. C</i>	101
<i>Criterios de selección del lenguaje de programación</i>	101
<i>Selección de la mejor opción para el lenguaje de programación</i>	102
Entorno de desarrollo de aplicaciones (IDE)	102
<i>Opción 1. Eclipse</i>	103
<i>Opción 2. Visual Studio</i>	103
<i>Opción 3. Android Studio</i>	104
<i>Criterios de selección IDE</i>	105
<i>Selección de la mejor opción para el IDE</i>	105
Flujograma de la programación de la aplicación.....	106
Programación de la aplicación	106
<i>Diseño del HMI</i>	107
<i>Codificación</i>	110
<i>Conexión bluetooth</i>	119
Descripción de la aplicación.....	121
<i>Actividad 1: Tratamiento</i>	121
<i>Actividad 2: Dispositivos</i>	122
<i>Actividad 3: Usuarios</i>	123
<i>Actividad 4: Nuevo usuario</i>	124
<i>Actividad 5: Valoración de paciente</i>	125
<i>Actividad 6: Ingreso lecturas</i>	126
<i>Actividad 7: Tratamiento</i>	127
Instalación de la aplicación.....	128
Pruebas y Evaluación de Resultados	130
Pruebas De Funcionamiento De La Banda Rehabilitadora	130
<i>Etapas 1: Validación Del Sensor</i>	130
<i>Etapas 2: Asignación De Tratamiento</i>	133
<i>Etapas 3: Validación De La Rehabilitación</i>	139
Validación De La Hipótesis	143
Conclusiones y recomendaciones	149
Conclusiones	149
Recomendaciones	150
Bibliografía.....	152

Índice de tablas

Tabla 1 <i>Escala de ponderación</i>	44
Tabla 2 <i>Ponderación del dispositivo móvil</i>	49
Tabla 3 <i>Ponderación del microcontrolador</i>	53
Tabla 4 <i>Ponderación del dispositivo para la comunicación inalámbrica</i>	58
Tabla 5 <i>Ponderación del sensor muscular</i>	61
Tabla 6 <i>Ponderación del controlador de motores</i>	65
Tabla 7 <i>Ponderación de los electrodos</i>	69
Tabla 8 <i>Valoración de los motores</i>	73
Tabla 9 <i>Actividad muscular de los músculos flexores de las manos</i>	79
Tabla 10 <i>Actividad muscular de los músculos flexores de los pies</i>	80
Tabla 11 <i>Rango para los músculos flexores de las manos con tipo de tratamiento</i>	82
Tabla 12 <i>Rango para los músculos flexores de los pies con tipo de tratamiento</i>	83
Tabla 13 <i>Ponderación del lenguaje de programación</i>	102
Tabla 14 <i>Ponderación del IDE</i>	105
Tabla 15 <i>Validación del sensor</i>	131
Tabla 16 <i>Asignación de tratamiento por la banda rehabilitadora</i>	134
Tabla 17 <i>Asignación de tratamiento por el médico especialista</i>	135
Tabla 18 <i>Comparación de asignaciones de tratamiento</i>	136
Tabla 19 <i>Asignación de tratamiento por la banda rehabilitadora en casos reales</i>	137
Tabla 20 <i>Asignación de tratamiento por el médico en casos reales</i>	137
Tabla 21 <i>Comparación de asignaciones de tratamiento en casos reales</i>	138

Tabla 22 <i>Índice de rehabilitación</i>	140
Tabla 23 <i>Paciente 1 – Antebrazo derecho</i>	140
Tabla 24 <i>Paciente 1 – Pantorrilla derecha</i>	141
Tabla 25 <i>Paciente 2 – Antebrazo derecho</i>	141
Tabla 26 <i>Estado de rehabilitación conforme a la cantidad de sesiones realizadas</i>	144
Tabla 27 <i>Frecuencias observadas y esperadas</i>	144
Tabla 28 <i>Chi cuadrado</i>	146

Índice de figuras

Figura 1 <i>Electrodos superficiales</i>	31
Figura 2 <i>Arduino nano</i>	33
Figura 3 <i>Sensor EMG</i>	34
Figura 4 <i>HC 05</i>	35
Figura 5 <i>L298N</i>	36
Figura 6 <i>Motor Uxcell KBPC35</i>	37
Figura 7 <i>Fuente de alimentación</i>	39
Figura 8 <i>Nokia 110</i>	45
Figura 9 <i>iPhone 8</i>	46
Figura 10 <i>Huawei P20 Lite</i>	47
Figura 11 <i>Arduino uno</i>	49
Figura 12 <i>Arduino Leonardo</i>	50
Figura 13 <i>Arduino nano</i>	51
Figura 14 <i>Módulo HC 05</i>	53
Figura 15 <i>Módulo HC 06</i>	55
Figura 16 <i>Módulo ESP8266</i>	56
Figura 17 <i>Sensor Muscular MyoWare</i>	58
Figura 18 <i>Sensor Muscular V3</i>	59
Figura 19 <i>Sensor Muscular Biosignalsplux</i>	60
Figura 20 <i>Módulo TB6612FNG</i>	62
Figura 21 <i>Módulo shield L293D</i>	63

Figura 22 <i>Módulo L298N</i>	64
Figura 23 <i>Electrodos de aguja</i>	66
Figura 24 <i>Electrodos superficiales</i>	67
Figura 25 <i>Servomotor</i>	70
Figura 26 <i>Motor de pasos</i>	70
Figura 27 <i>Motor DC Uxcell KBPC35</i>	71
Figura 28 <i>Esquema general</i>	73
Figura 29 <i>Conexión paciente – EMG – Arduino</i>	74
Figura 30 <i>Músculo flexor de la muñeca (Azul)</i>	76
Figura 31 <i>Músculo flexor del pie (Verde)</i>	76
Figura 32 <i>Captura y gráfica de los datos obtenidos por el sensor</i>	77
Figura 33 <i>Obtención de datos en Arduino</i>	78
Figura 34 <i>Conexión del módulo HC-05</i>	83
Figura 35 <i>Modelo de motor desbalanceado</i>	84
Figura 36 <i>Simulación del modelo de motor vibratorio</i>	85
Figura 37 <i>Motor</i>	85
Figura 38 <i>Almohadilla del motor</i>	86
Figura 39 <i>Pieza de desbalance del rotor</i>	87
Figura 40 <i>Limitador de movimiento del motor</i>	87
Figura 41 <i>Conexiones de los motores con Arduino nano</i>	94
Figura 42 <i>Ecuación del motor</i>	96

Figura 43 <i>Banda rehabilitadora</i>	98
Figura 44 <i>Flujograma de inicio</i>	99
Figura 45 <i>Flujograma de la aplicación</i>	106
Figura 46 <i>Estructura de Android Studio</i>	108
Figura 47 <i>Objeto en el área de trabajo</i>	108
Figura 48 <i>Propiedades de los objetos</i>	109
Figura 49 <i>Orientación de los objetos</i>	110
Figura 50 <i>Botones de avance y retroceso</i>	111
Figura 51 <i>Botones de almacenamiento de datos</i>	112
Figura 52 <i>Botones de adquisición de datos</i>	113
Figura 53 <i>Botones de inicio de tratamiento</i>	114
Figura 54 <i>Botones de parar tratamiento</i>	114
Figura 55 <i>Validación de la conexión</i>	115
Figura 56 <i>Validación de nombre y edad</i>	116
Figura 57 <i>Validación de adquisición de datos</i>	117
Figura 58 <i>Condiciones de tratamiento</i>	118
Figura 59 <i>Base de datos</i>	118
Figura 60 <i>Permisos de acceso</i>	120
Figura 61 <i>Primera actividad – Menú principal</i>	122
Figura 62 <i>Segunda actividad de la aplicación</i>	123
Figura 63 <i>Tercera actividad – Usuarios</i>	124

Figura 64 <i>Cuarta actividad – Nuevo usuario</i>	125
Figura 65 <i>Quinta actividad – Valoración de paciente</i>	126
Figura 66 <i>Sexta actividad – Ingreso Lecturas</i>	127
Figura 67 <i>Séptima actividad – Tratamiento</i>	128
Figura 68 <i>Generación del archivo APK del aplicativo móvil</i>	128
Figura 69 <i>Acceso al modo desarrollador en Android</i>	129
Figura 70 <i>Chi cuadrado tabulado</i>	147

Resumen

En el presente trabajo se realizó el diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora con aplicación de terapia como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple. Este proyecto incluyó un sistema de adquisición de datos de actividad muscular, un sistema de actuación de tipo vibratorio a través de motores y una aplicación móvil que controla el funcionamiento íntegro de toda la banda rehabilitadora. La adquisición de datos se realizó a través de un sensor muscular que fue acondicionado de tal manera que pudo medir la actividad muscular del paciente y asignarle un tratamiento adecuado según el nivel de afectación que presentó en alguno de los músculos flexores de las manos o de los pies. Los motores vibradores fueron diseñados de tal manera que pudieron efectuar vibraciones de 90 Hz, 110 Hz y 120 Hz con un rango de amplitud que varía de 0.010 mm a 2 mm, que son valores que produjeron los mejores resultados en la rehabilitación de pacientes mediante este tipo de terapia. Finalmente, la aplicación móvil se diseñó de manera que sea de simple comprensión para el usuario, lo guíe en el uso de la banda rehabilitadora y maneje la información necesaria para el seguimiento del índice de rehabilitación que presenta el paciente a medida que usa la banda rehabilitadora.

Palabras clave:

- **ESCLEROSIS MÚLTIPLE - REHABILITACIÓN**
- **ESCLEROSIS MÚLTIPLE - SENSOR MUSCULAR**
- **ESCLEROSIS MÚLTIPLE - TERAPIA VIBRATORIA**
- **APLICACIÓN MÓVIL**

Abstract

In the present work, the design and development of a prototype of a rehabilitating band was carried out with the application of therapy as a treatment for patients with multiple sclerosis. This project included a muscle activity data acquisition system, a vibratory type actuation system through motors, and a mobile application that controls the entire operation of the entire rehabilitation band. The data acquisition was carried out through a muscle sensor that was conditioned in such a way that it could measure the patient's muscular activity and assign an adequate treatment according to the level of affectation that he presented in any of the flexor muscles of the hands or of the muscles. cakes. The vibrating motors were designed in such a way that they could carry out vibrations of 90 Hz, 110 Hz and 120 Hz with an amplitude range that varies from 0.010 mm to 2 mm, which are values that produced the best results in the rehabilitation of patients through this type of therapy. Finally, the mobile application was designed in such a way that it is easy for the user to understand, guides him in the use of the rehabilitation band and manages the information necessary to monitor the rehabilitation index that the patient presents as he uses the rehabilitation band.

Key words:

MUSCLE SCLEROSIS - REHABILITATION

MUSCLE SCLEROSIS - MUSCLE SENSOR

MUSCLE SCLEROSIS - VIBRATION THERAPY

APP

Capítulo I

1. Descripción Resumida Del Proyecto

1.1. Planteamiento Del Problema

En los países de primer mundo existen máquinas empleadas para la realización de terapia vibratoria que han servido para el tratamiento de la espasticidad en los pacientes de esclerosis múltiple, que a decir verdad han evolucionado, pero, hasta ahora son máquinas que están disponibles en centros de atención para cada paciente, y dado que la enfermedad es incurable, esos tratamientos se constituyen muy costosos por ser necesarios durante toda la vida del paciente; una posible solución también podría ser la adquisición de la máquina, sin embargo, el costo de la misma es inaccesible, pues cada una está alrededor de los 12.000,00 €.

Por lo tanto, solamente queda buscar una alternativa de tratamiento y una de las técnicas que se emplean es la de tipo manual, pero, debido a ello, es difícil estimular efectivamente la fuerza, amplitud, frecuencia, entre otros factores, lo que provoca que no se garantice un buen desempeño en la rehabilitación del paciente.

Al realizarse una rehabilitación manual sobre un trauma muscular, no se puede garantizar que la fuerza aplicada en el músculo sea la apropiada, ya que en ocasiones será mayor o menor que antes, de modo que, es casi imposible aplicar una fuerza igual. Ahora bien, si se llegara a calcular el mismo valor de fuerza en cada aplicación, se presentaría una nueva problemática, que sería el valor de la amplitud que se necesita para ser aplicada al músculo y finalmente, aunque no se quiere dar a entender que son los únicos factores relevantes, la frecuencia con que se aplica esa rehabilitación manual tampoco puede ser controlada. Así que, como se puede notar, la rehabilitación se ve entorpecida por el factor humano, lo cual es fácilmente solucionable al implementar un sistema automático, como lo plantea el proyecto.

También se presenta otro problema, que aparece debido a la naturaleza de las sesiones de rehabilitación, pues es necesario que para realizar el tratamiento se reserven citas y por los pocos profesionales que existen en este ámbito se complica en lo que corresponde a accesibilidad y disponibilidad, por lo tanto, si el paciente llegara a requerir su cita de manera urgente, no podría ser atendido y se agravaría su situación.

En el país existen diversos centros de rehabilitación, pero, para este tipo de enfermedad solo se pueden encontrar tres que poseen parte del conocimiento requerido en todo el país para el tratamiento de la enfermedad, por lo cual, si algún paciente llega a requerir rehabilitación tiene que acudir a estos lugares y eso conlleva un grave problema de logística.

Existen pocos profesionales inmiscuidos en el saber de esta enfermedad, debido al poco estudio realizado acerca de ella, lo cual es entendible, ya que en el país se tiene poca incidencia de la enfermedad, de manera que, no existen equipos tecnológicos que ayuden en el proceso de rehabilitación de los pacientes que han sido detectados con la enfermedad y por ello este dispositivo rehabilitador sería de gran ayuda al basar su construcción en estudios realizados a nivel mundial.

1.2. Antecedentes

La esclerosis múltiple es una enfermedad autoinmunitaria que afecta el cerebro y la médula espinal (sistema nervioso central), cuando se produce un daño al nervio causado por la inflamación que se da cuando las células inmunitarias del propio cuerpo atacan el sistema nervioso. (ADAM, 2020)

Dado que la enfermedad afecta al sistema nervioso, se han encontrado una serie de trastornos en los pacientes como son: espasticidad (definida como un incremento en el reflejo tónico de estiramiento veloz-dependiente), neuritis óptica, mielitis transversa, neuralgia del trigémino, parálisis facial, vértigo, entre otros. Con el

transcurso del tiempo se han estudiado alrededor del mundo varios tipos de tratamientos para la rehabilitación de los trastornos sintomáticos de este tipo de pacientes. Se utilizan técnicas de estiramiento de grupos musculares de forma sostenida, ejecución de movimientos pasivos, estimuladores mecánicos por vibración, férulas nocturnas y aparatos de órtesis. (Ramírez & Medina, 2015)

El tratamiento vibratorio en la esclerosis múltiple es utilizado para uno de los síntomas llamado espasticidad y los parámetros empleados con mayor frecuencia durante las intervenciones son: frecuencia de vibración 90 y 120 Hz, amplitud 0.10 mm, duración 30 min y frecuencia de sesiones 3/5 días/semana. (López, 2016)

En Ecuador gracias a un estudio realizado se llegó a la conclusión de que la enfermedad ha aumentado en su número de casos y su prevalencia se encuentra entre los rangos de 5 casos por 100.000 habitantes, se han hallado similitudes entre los fenotipos de la enfermedad, la forma clínica de presentación y las manifestaciones clínicamente establecidas con marcadas diferencias en lo que respecta a la presencia de deterioro cognitivo, discapacidad y niveles de fatiga. (Correa, Jácome, Torres, Buestán, Altamirano, Caiza, Ortega, Sánchez, García, Rodríguez & Jiménez, 2019).

En Italia existe Human Tecar Synergy VISS que es el sistema de vibración de sonido mecánico enfocado para la reprogramación neuromuscular. Synergy VISS, activa los propioceptores de un distrito corporal seleccionado a través de un estímulo vibratorio mecánico-sonoro de onda cuadrada que tiene un precio actual de 12.000,00 € + IVA. (Human Medical Brothers, 2020)

1.3. Justificación e importancia

De entre muchos síntomas que padecen este tipo de personas, al realizar este proyecto se puede lograr una mejora en la calidad de vida que posee, ya que se logrará aliviar la manifestación del síntoma de espasticidad que además de provocar

incapacidad en la movilidad, suele venir acompañada del dolor muscular.

Cuando se presente el síntoma de espasticidad en el paciente se podrá palear inmediatamente su manifestación, pues al ser un dispositivo compacto podrá transportarse con el paciente a donde quiera que vaya sin necesidad de acudir a un centro de atención.

Mientras se va tratando a la persona se puede ir evaluando su progreso y determinar si es necesaria más terapia o no, además servirá para prever la manifestación del mismo y actuar de manera oportuna para evitar el dolor provocado por la manifestación del síntoma.

Gracias al proyecto se lograrán resultados más rápidos en el tratamiento de lo que conllevaría realizarlo de manera convencional, pues la accesibilidad al equipo es instantánea.

El proyecto brindará la capacidad de acceder a un equipo que únicamente se encontraba en centros de atención de la enfermedad, lo que ayuda al paciente a tener más libertad para la realización de sus terapias.

Tener un equipo de este tipo conllevaría un costo muy considerable, por lo cual, el proyecto busca abaratar los costos de adquisición a este tratamiento. Y aunque no se deseara el equipo, el hecho de acudir a un lugar determinado para la realización de la terapia ya implica mucho gasto logístico.

1.4. Objetivos

1.4.1. *Objetivo General*

- Diseñar y desarrollar un prototipo de banda rehabilitadora que utilice terapia vibratoria como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Investigar las últimas tecnologías que emplean terapia vibratoria en el tratamiento de los síntomas provocados por la esclerosis múltiple
- Establecer los diversos módulos que conformarán la banda rehabilitadora.
- Diseñar el sistema electrónico que conformará la banda rehabilitadora.
- Diseñar el algoritmo de control que empleará la banda rehabilitadora.
- Diseñar el aplicativo móvil de la banda rehabilitadora.
- Implementar el sistema mecatrónico compuesto de cada módulo desarrollado.
- Probar y valorar el equipo por parte de un especialista
- Validar la hipótesis planteada

1.5. Esclerosis múltiple (EM)

La esclerosis múltiple es una enfermedad autoinmunitaria que afecta el cerebro y la médula espinal (sistema nervioso central), afecta más a las mujeres que a los hombres y se diagnostica con mayor frecuencia entre los 20 y 40 años de edad, pero se puede observar a cualquier edad.

La EM es causada por el daño a la vaina de mielina que es la cubierta protectora que rodea las neuronas y cuando está cubierta de los nervios se daña, los impulsos nerviosos disminuyen o se detienen. El daño al nervio es causado por la inflamación que ocurre cuando las células inmunitarias del propio cuerpo atacan el sistema nervioso y que puede ocurrir a lo largo de cualquier zona del cerebro, el nervio óptico o la médula espinal.

No se sabe exactamente qué causa la EM, pero, la creencia más frecuente es

que es causada por un virus, un defecto genético o ambos, aunque también los factores ambientales también pueden influir. (Abdul K., Benjumea D. & Arteaga A., 2020)

Debemos destacar que la EM es una enfermedad que requiere un abordaje multidisciplinar con psiquiatría, rehabilitación o fisioterapia entre otras disciplinas de tratamiento; los tratamientos que se suelen dar son: tratamiento de los brotes, tratamiento de los síntomas y tratamiento modificador del curso de la enfermedad. (MedlinePlus, 2021)

1.6. Síntomas comunes de la EM

El manejo de los síntomas que sufren los pacientes de EM y que pueden ser independientes de la evolución de la enfermedad, influye en la calidad de vida y normalmente se trata de tratamientos multidisciplinarios. Dada la gran variedad de síntomas, se tratan los que se dan con mayor frecuencia y los más incapacitantes.

1.7. Espasticidad

Es uno de los síntomas más frecuentes y cuyo tratamiento precoz es de importancia para el paciente en cuanto a los beneficios que le aporta. Entre los factores que pueden aumentar la espasticidad se encuentran el calor, infecciones, fiebre, dolor articular o posturas incorrectas.

Su tratamiento rehabilitador se da mediante estiramientos sostenidos, ejecución de movimientos pasivos, estimulación por vibración, férulas, entre otros.

1.7.1. Fatiga

Síntoma muy frecuente reconocido como criterio de incapacidad y mala calidad de vida. El empeoramiento puede ser provocado por calor, fiebre, estrés, depresión, etc,

además de por diversos fármacos como INF beta o MTX entre otros.

1.7.2. Ataxia y temblor

En este caso es necesario valorar el efecto de los tratamientos disponibles de forma individualizada ya que no existe un protocolo de tratamiento con eficacia demostrada.

1.7.3. Dolor y trastornos paroxísticos

El dolor está presente en más del 80% de los pacientes y éste puede ser: directamente relacionado con la EM, como secuela indirecta de la enfermedad o por el tratamiento farmacológico, entre otras causas. Por ello, es muy importante su evaluación y clasificación. Todos los efectos secundarios de la terapia farmacológica deben ser considerados y establecer un balance beneficio-riesgo favorable para el paciente.

1.7.4. Cognición

El deterioro cognitivo está presente en más del 50% de los casos, además de ser un factor incapacitante pudiendo llegar a condicionar la calidad de vida de los pacientes. Las principales áreas afectadas son: la atención, concentración, procesamiento, memoria y funciones visoespaciales y ejecutivas. Actualmente no se dispone de un tratamiento farmacológico efectivo para el deterioro cognitivo, pero la implicación familiar y la rehabilitación son fundamentales para facilitar las tareas cotidianas del paciente. (Ramos M., 2020)

1.8. Espasticidad y actividades funcionales

La espasticidad puede producir dolor, calambres, malestar y limitaciones

funcionales, afectando actividades cotidianas como caminar, comer, recoger objetos o mantener relaciones sexuales, aunque dependiendo del grado de contractura muscular, si es difícil de tratar, puede conducir a una mayor disfunción incluyendo higiene personal. Las dificultades, las posiciones restringidas para dormir y la movilidad, junto con los efectos emocionales sobre la personalidad, el estado de ánimo y la autoestima, pueden provocar aislamiento social. Debido a que los flexores plantares tienen una gran importancia funcional, muchos estudios han evaluado su espasticidad, aunque puede ser el espasmo de los músculos flexores de la muñeca y la mano, lo que puede tener un impacto grave en las actividades diarias. Sin embargo, la espasticidad también puede tener algunos beneficios para el paciente. (Fernández D., 2016)

1.9. Tratamiento vibratorio para la espasticidad

Aunque existe evidencia de que las terapias convencionales tienen efectos a corto plazo, sus efectos a largo plazo no son claros, por lo que las últimas líneas de investigación se centran en encontrar nuevos tratamientos.

La vibración local aplicada a la unidad del tendón se considera un fuerte estímulo propioceptivo y produce preferentemente un impulso aferente.

En particular, alguna evidencia sugiere que la aplicación de vibración local puede mejorar el aumento patológico del tono y la función motora. Cuando la vibración se aplica repetidamente a una amplitud baja y una frecuencia fija de 100 Hz, puede causar cambios a largo plazo en el desarrollo motor en sujetos sanos y pacientes con ictus.

La terapia de vibración local es una intervención no invasiva. Puede ser una herramienta útil para reducir los calambres de los pacientes.

Con respecto a la investigación sobre los datos de amplitud, frecuencia y duración que proporcionaron, se encontró que la frecuencia de vibración más utilizada

era de 90 Hz a 120 Hz, y la amplitud era de 0,010 mm., por lo tanto, las vibraciones de baja amplitud a frecuencias medias / altas proporcionan una fuerte evidencia. En cuanto a la duración y frecuencia del tratamiento, se puede encontrar que, entre todos los artículos revisados, el más común es un curso de tratamiento vibratorio de 30 minutos, de 3 a 5 días a la semana, y cuando se combina con él, estos efectos de la vibración aumentan el tratamiento de rehabilitación estándar. En cuanto a la duración total del programa, existen grandes diferencias entre estudios. (López P., 2016)

1.10. Dispositivos para el tratamiento de espasticidad con terapia vibratoria

1.10.1. CroSystem

Es un instrumento médico electrónico que puede generar micro-vibraciones con una determinada frecuencia y amplitud, que es directamente aplicable a los músculos a tratar. Un sistema integrado compuesto por instrumentos y métodos que pueden mejorar la sensibilidad mecánica propioceptiva de los músculos articulares, determinando así el estado óptimo de la función neuromuscular en términos de tensión, fuerza y control muscular.

Por tanto, debido a su micro-vibración, tiene un efecto modulador sobre los receptores de pequeños músculos denominados husos neuromusculares. Sin corriente eléctrica ni campos magnéticos, CroSystem también es adecuado para usuarios de prótesis, marcapasos, bombas u otros dispositivos electromagnéticos. No toma drogas.

¿Cómo funciona CroSystem?

Todos los estudios realizados por diferentes grupos de investigación y centros de investigación y publicados en revistas científicas internacionales han demostrado que CroSystem tiene un efecto sobre lo que actualmente se llama "tensión muscular", que es más adecuada para lo que médicamente se denomina "impedancia mecánica articular" o más simplemente "rigidez de las articulaciones", o use el término en inglés

rigidez de las articulaciones ". Este parámetro en realidad afecta las condiciones de las articulaciones, la coordinación del movimiento, la fuerza y la potencia que se pueden generar y la resistencia a la fatiga de una manera compleja. La rigidez está en fisiología Dentro del rango, si es demasiado grande (tono muscular excesivo) o demasiado pequeño (tono muscular bajo), se producirán problemas de ejercicio y no podrá hacer ningún ejercicio.

¿Cuáles son los efectos de Crosystem?

La innovación y la eficiencia radican en la mejora directa del sistema de las capacidades de las redes neuronales. Entre sus funciones se encuentran: aumentar o disminuir la tensión muscular, aumentar la fuerza, antifatiga, coordinación y sensibilidad según las condiciones patológicas. (Di Marco M., 2017)

1.11. Detección de patologías neurológicas mediante electromiografía

Cuando se activa, la unidad motora envía un impulso o potencial de acción que se propaga desde la neurona motora al músculo. Cuando el potencial de acción alcanza el electrodo negativo, habrá una diferencia de potencial, que aparecerá como una onda positiva durante la grabación. Cuando el pulso golpea el electrodo positivo, la diferencia de potencial se registra como una onda negativa. Los músculos se contraen activando múltiples unidades motoras al mismo tiempo, por lo que las ondas generadas por cada unidad motora se mezclan en la grabadora eléctrica.

Durante el examen EMG, diferentes electrodos capturan señales eléctricas, que se almacenan en la memoria.

La electromiografía puede analizar la amplitud, que se utiliza como una medida de la estimulación del nervio muscular, donde la amplitud pico a pico de la onda es proporcional al número de unidades motoras activadas por la estimulación eléctrica del nervio periférico. La frecuencia proporciona información fisiológica sobre la velocidad de

conducción de las fibras musculares y la tasa de activación de la unidad motora, así como información no fisiológica sobre ciertos tipos de contaminación acústica por interferencia eléctrica dentro de la señal mioeléctrica.

La electromiografía puede confirmar o descartar la presencia de enfermedades musculares degenerativas o neurológicas, como desnutrición, esclerosis múltiple, etc.

En una EMG normal, cuando el músculo está en reposo, solo se muestra la línea de base (un rango de valores pequeño y constante). Es decir, cuando los músculos están en reposo, no se registra actividad en el EMG.

Si no se observa actividad en estas condiciones, el músculo realizará una contracción débil y se mostrará un número reducido de potenciales de unidades motoras, cada uno de los cuales representa un EMG patológico.

1.12. Proceso de adquisición de datos de actividad muscular

El paciente realiza el proceso de relajar los músculos y los mantiene quietos hasta que el médico completa el examen. Después de la contracción mínima y la contracción máxima, se debe verificar el período de relajación muscular.

Esta es la etapa más importante de la investigación EMG. Por lo general, el cable de espera o la línea de referencia deberían reaparecer en la pantalla del osciloscopio con silencio eléctrico. Durante este período, la aparición de cualquier otro fenómeno debe considerarse patológica.

1.12.1. Electrodo

Es un dispositivo conductor para registrar el potencial eléctrico (electrodo de registro) o para aplicar corriente (electrodo de excitación). Los electrodos recogen la actividad eléctrica de los músculos, generalmente son desechables, están hechos de cloruro de plata-plata y se utilizan por su estabilidad y propiedades de reducción de

ruido. Se conocen varios tipos de electrodos de captura, incluidos electrodos de aguja y electrodos de superficie.

Electrodos superficiales. Dispositivo conductor que se utiliza para la estimulación eléctrica o el registro de músculos, ubicado en la superficie de la piel. Existe una relación indirecta entre el tamaño del electrodo y la intensidad de la corriente. Cuanto mayor es la disminución de la intensidad de la corriente del electrodo, menor es el aumento de la intensidad de la corriente, porque el número de electrones está más concentrado en el electrodo más pequeño. superficie. Los electrodos cutáneos son los más utilizados porque corresponden a un método no invasivo que consiste en un dispositivo autoadhesivo que recoge la actividad del músculo perineal.

Figura 1

Electrodos superficiales



Nota. Adaptado de *Electrodos superficiales*, Tomado de Tutillo K. & Sinchiguano N., 2015.

1.13. Microcontroladores

El microcontrolador es una especie de circuito integrado, que se combina dentro del módulo básico para formar un sistema embebido o PC de menor escala. Es decir, el microcontrolador es donde se encuentra la CPU, la memoria, el reloj, el puerto de comunicación y el módulo I Chip / O Periféricos. Cada módulo interno del

microcontrolador es responsable de implementar funciones específicas:

- Unidad Central de Procesamiento: CPU es la unidad central de procesamiento, responsable de codificar y ejecutar las instrucciones almacenadas en la memoria.
- Memoria: almacena programas utilizados para administrar aplicaciones y utiliza variables de programa definidas para realizar operaciones.
- Timer: también llamado reloj, proporciona señales de sincronización para todas las tareas del sistema.
- Puertos de comunicación: Permiten la comunicación con otros microcontroladores.
- Módulos de E / S: Son la conexión con el mundo exterior, soportan la conexión de los sensores y actuadores del equipo a controlar.

Un microcontrolador es una computadora compleja contenida en un chip de un circuito integrado y que se utiliza para administrar una sola tarea.

Hay varios fabricantes de microcontroladores y AVR es una serie de microcontroladores fabricados por la empresa noruega ATMEL. (Tutillo K. & Sinchiguano N., 2015)

1.13.1. Arduino nano

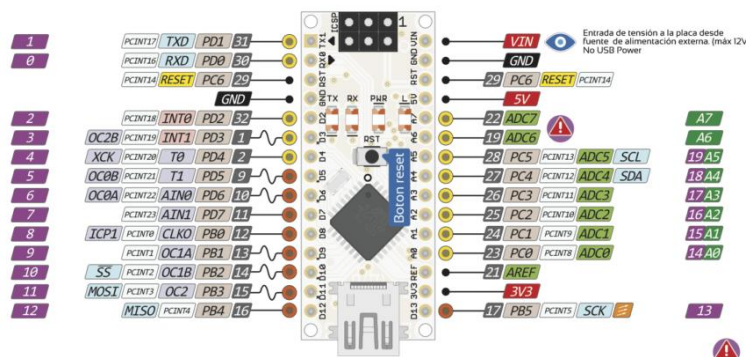
Arduino Nano es una placa de desarrollo compacta, completa y compatible con placa de pruebas basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada / salida digital (6 de los cuales se pueden usar con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, conexión Mini-USB, terminales para conexión ICSP y un botón de reinicio.

En términos de potencia y conectividad del microcontrolador, tiene las mismas

funciones que Arduino UNO, solo su conector USB, conector jack de alimentación están cortados y los pines han cambiado el formato de los pines del enchufe.

Figura 2

Arduino nano



Nota. Adaptado de *Arduino nano*, tomado de Arduino, 2021.

1.14. Shields

Las Shields son placas que se pueden conectar en la parte superior de la PCB Arduino ampliando sus capacidades. Las diferentes Shields siguen la misma filosofía que el kit de herramientas original: son fáciles de montar y baratos de producir. (Arduino, 2021)

1.14.1. Shield ECG-EMG

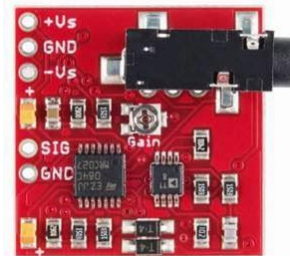
El sensor medirá la actividad eléctrica filtrada y corregida del músculo. Dependiendo de la cantidad de actividad del músculo seleccionado, se generan voltios 0-Vs, donde Vs representa el voltaje de la fuente de alimentación. Voltaje de la fuente de alimentación: mínimo + -3.5V.

Tradicionalmente, la capacidad de medir la activación muscular por potencial eléctrico se denomina electromiografía (EMG), que se utiliza en la investigación médica

y el diagnóstico de enfermedades neuromusculares. Sin embargo, con la llegada de microcontroladores y circuitos integrados más pequeños y potentes, los circuitos y sensores EMG han entrado en prótesis, robots y otros sistemas de control.

Figura 3

Sensor EMG



Nota. Adaptado de *Sensor EMG* tomado de Tutillo K. & Sinchiguano N., 2015.

1.15. Comunicación inalámbrica

Se refieren a la comunicación entre dispositivos móviles, utilizan el espectro electromagnético para intercambiar información, desde la comunicación Bluetooth entre un teléfono móvil y un ordenador portátil hasta la comunicación entre dos terminales de telefonía móvil GSM que utilizan el espectro electromagnético como canal de comunicación. Intercambio de información.

1.15.1. Bluetooth

Bluetooth es una especificación especificada por el grupo de trabajo IEEE 802.15.1, que permite la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos a través de un enlace de radiofrecuencia en la banda de frecuencia ISM de 2,4 GHz.

Bluetooth es una red personal inalámbrica (WPAN), que define un estándar para la comunicación inalámbrica de corto alcance mediante señales de radiofrecuencia, que

permite la transmisión de datos y voz. Bluetooth define una distancia corta (aproximadamente 10 m) y una distancia media opcional (aproximadamente 100 m).

Bluetooth permite conectar de forma inalámbrica diferentes dispositivos electrónicos, como asistentes digitales personales (PDA), teléfonos móviles, portátiles, etc., para facilitar, reducir y asegurar la interoperabilidad entre dispositivos de diferentes fabricantes a una velocidad aceptable.

HC 05. Este es un módulo inalámbrico Bluetooth que proporciona una interfaz simple para conectar Arduino®, Firewing y otras aplicaciones de microcontroladores.

Este módulo proporciona una forma de conectarse de forma inalámbrica con una PC o un teléfono Bluetooth para enviar / recibir datos integrados (como datos GPS, lecturas de voltaje ADC y otros parámetros). (Tutillo K. & Sinchiguano N., 2015)

Figura 4

HC 05



Nota. Adaptado de *Bluetooth HC 05*, tomado de Tutillo K. & Sinchiguano N., 2015.

1.16. Motor driver

Un motor driver es un amplificador de corriente cuya función es tomar una pequeña señal de control de baja corriente y convertirla en una señal de alta corriente que pueda alimentar el motor. Hay muchos tipos de motor drivers en función del motor a

manejar, máximo voltaje, máxima corriente de salida, etc. (Crespo E., 2015)

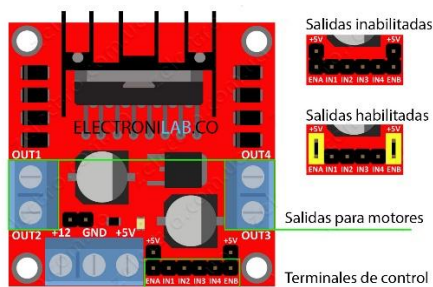
1.16.1. Controlador L298N

Este módulo con base en el chip L298N posibilita mantener el control de 2 motores de corriente continua o un motor paso a paso bipolar de hasta 2 amperios.

El módulo cuenta con todos los elementos necesarios para funcionar sin necesidad de recursos extras, entre ellos diodos de defensa y un regulador LM7805 que suministra 5V a la parte lógica del incluido L298N. Cuenta con jumpers de selección para habilitar todas las salidas del módulo (A y B). La salida A está constituida por OUT1 y OUT2 y la salida B por OUT3 y OUT4. Los pines de habilitación son ENA y ENB respectivamente. (Electronilab, 2014)

Figura 5

L298N



Nota. Adaptado de *Uso de Driver L298N para motores DC y paso a paso con Arduino*, tomado de Electronilab, 2014.

1.17. Motor eléctrico

Los motores eléctricos transforman la energía eléctrica en energía mecánica y, por consiguiente, tienen la posibilidad de usar para hacer funcionar una extensa pluralidad de dispositivos. A partir del cepillo de dientes eléctrico hasta carros, aviones y

naves espaciales. Como se puede deducir con esta información, los motores eléctricos hay para artefactos de todos los tamaños.

Diversos matemáticos, físicos e inventores han contribuido al desarrollo del motor eléctrico de la misma forma que lo conocemos hoy. (IMA, 2018)

1.17.1. Motor DC Uxcell KBPC35

Es un motor de corriente continua que funciona con un voltaje nominal: DC 6V - 12V, tiene una velocidad sin carga: 6V-5000RPM, 12V-10000RPM. (BestTong, 2021)

Figura 6

Motor Uxcell KBPC35



Nota. Adaptado de *Uxcell KBPC35*, tomado de BestTong, 2021.

1.18. Vibraciones Forzadas

Las vibraciones más relevantes a partir de la perspectiva de las aplicaciones de ingeniería son las vibraciones obligadas de un sistema. Éstas ocurren una vez que un sistema se sujeta a una fuerza periódica o una vez que se le conecta elásticamente a un soporte que tiene un desplazamiento alternante. (Beer, Johnston & Cornwell, 2010)

La ecuación 1, muestra la forma general de describir este movimiento:

$$m\ddot{x} + kx = k\delta_m \text{ sen } \omega_f t \quad (1)$$

Donde:

$m = \text{masa}$

$\ddot{x} = \text{aceleración}$

$k = \text{constante de elasticidad}$

$x = \text{posición}$

$\delta_m = \text{desplazamiento en estado estático del resorte}$

$\omega_f = \text{frecuencia circular forzada}$

$t = \text{tiempo}$

Mediante algunos conceptos puede obtenerse una ecuación para poder determinar la amplitud de la vibración a una determinada velocidad, y se muestra en la ecuación 2.

$$x_m = \frac{P_m/k}{1 - (\omega_f/\omega_n)^2} \quad (2)$$

Donde:

$x_m = \text{amplitud de vibración}$

$P_m = \text{fuerza centrífuga debida al desbalanceo}$

$k = \text{constante elástica}$

$\omega_f = \text{frecuencia circular forzada}$

$\omega_n = \text{frecuencia natural de oscilación}$

1.19. Fuente de alimentación

En electrónica, la fuente de ingesta de alimentos o fuente de potencia es el dispositivo que convierte la corriente alterna (CA), en una o algunas corrientes

sucesivas (CC), que alimentan los diversos circuitos del artefacto electrónico al que se conecta (computadora, televisor, impresora, router, etcétera).

En inglés se sabe cómo power supply unit (PSU), que al pie de la letra traducido significa: unidad de fuente de ingesta de alimentos, refiriéndose a la fuente de energía eléctrica.

Las fuentes de ingesta de alimentos para dispositivos electrónicos, tienen la posibilidad de clasificarse prácticamente como fuentes de ingesta de alimentos lineales y conmutadas. Las lineales poseen un diseño subjetivamente sencillo, que puede llegar a ser más difícil cuanto más grande es la corriente que tienen que proporcionar, no obstante, su regulación de tensión es poco eficiente. Una fuente conmutada, de la misma potencia que una lineal, va a ser más pequeña y comúnmente más eficiente, sin embargo, va a ser más compleja y por consiguiente más susceptible a averías.

(EnergyProd, 2021)

Figura 7

Fuente de alimentación



Nota. Adaptado de *Fuentes de alimentación*, tomado de EnergyProd, 2021.

1.20. Arduino IDE

El programa Arduino (IDE) de código abierto permite la escritura de código y su

carga en la placa. Este programa se puede usar con cualquier placa Arduino. (Arduino, 2021)

1.21. Labview

LabView le ayuda a visualizar medidas para tomar elecciones velozmente. Con perfecta incorporación de hardware, programación de enorme alcance y algoritmos de estudio incluidos, LabView simplifica la automatización y la personalización.

Es simple conseguir inmediatamente los datos de medidas que requiere con LabView al integrar hardware NI DAQ o dispositivos de terceros unidos. Con una representación visual de su hardware, recibe ingreso inmediatamente a sus datos para validar el cableado y la configuración del hardware. Además, puede usar un enfoque de programación gráfica para automatizar su sistema para saciar las necesidades de su aplicación y minimizar las ineficiencias por repetir medidas manualmente. (National Instruments. 2021)

1.22. Sistema operativo Android

ANDROID es un sistema operativo para teléfonos móviles que posibilita generar aplicaciones de toda clase, ha sido pensado para teléfonos móviles, es semejante a los sistemas operativos iOS (Apple), Symbian (Nokia) y Blackberry OS, no obstante, en la actualidad se instala no únicamente en móviles, sino además en diversos dispositivos, como dispositivo movilas. GPS, televisores, discos duros multimedia, mini pcs, etcétera.

Android está con base en Linux, por consiguiente, es independiente, gratuito y multiplataforma. Android está estructurado de aplicaciones que se ejecutan en un framework Java debido a la máquina virtual Dalvik. Esto provoca que desarrollar aplicaciones para Android sea subjetivamente sencillo en un lenguaje tan extendido como Java, debido a que el sistema da cada una de las interfaces elementales para que

las aplicaciones elaboradas accedan a las funcionalidades del teléfono. (Wikipedia, 2021)

1.23. Plataforma de desarrollo de aplicaciones móviles

La plataforma Java es el nombre de un ámbito o plataforma de computación procedente de Sun Microsystems, capaz de realizar aplicaciones hechas utilizando el lenguaje de programación Java u otros idiomas que compilen a bytecode y un grupo de herramientas de desarrollo.

En esta situación, la plataforma no es un hardware específico o un sistema operativo, sino más bien una máquina virtual delegada de la ejecución de las aplicaciones, y un grupo de bibliotecas estándar que dan una función común.

Java es una tecnología que se utiliza para el desarrollo de aplicaciones que transforman a la Web en un factor más interesante y eficaz, por esto es la base para fundamentalmente todos los tipos de aplicaciones de red, además del estándar universal para desarrollar y repartir aplicaciones móviles y embebidas, juegos, contenido con base en web y programa de compañía.

Como lenguaje de programación Java posibilita desarrollar, llevar a cabo y usar de manera eficaz interesantes aplicaciones y servicios debido a que tiene distintas propiedades. (Wikipedia, 2021)

- Lenguaje simple
- Orientado a objetos
- Distribuido
- Interpretado
- Sólido
- Seguro
- Arquitectura neutral

- Portable
- Alto desempeño
- Dinámico

1.23.1. Android Studio

Android Studio es un nuevo entorno de desarrollo integrado para el sistema operativo Android lanzado por Google, diseñado para ofrecer nuevas herramientas para el desarrollo de aplicaciones.

Existen diversas ventajas de Android Studio frente a entornos de iguales características como Eclipse. (Android Studio, 2021)

- Un entorno de desarrollo claro y robusto.
- Facilidad para testear el funcionamiento en otros tipos de dispositivos.
- Asistentes y plantillas para los elementos comunes de programación en Android.
- Un completo editor con muchas herramientas extra para agilizar el desarrollo de nuestras aplicaciones.

Capítulo II

2. Diseño de la Banda Rehabilitadora

En este capítulo se expone el desarrollo de cada uno de los módulos que componen la banda rehabilitadora.

2.1. Elementos que componen la banda rehabilitadora

Todo empieza por el dispositivo móvil que es con el cual se controla toda la banda rehabilitadora, de modo que, este realiza la conexión con un dispositivo inalámbrico usado para el envío y la recepción de datos de todo el sistema, posteriormente este dispositivo se conecta con el microcontrolador, que es el encargado de controlar el sensor y el actuador según se solicite, el sensor que mide la variable de actividad muscular va conectado a los electrodos para que con una interacción directa con el paciente se puedan obtener los datos necesarios del mismo, mientras que, el motor vibrador es gestionado por un controlador para realizar una actividad vibratoria de acuerdo a los parámetros que se requieren para realizar la terapia del paciente.

2.2. Selección de componentes

Este capítulo trata sobre la selección de los elementos de consenso a las alternativas que se muestran, con el objetivo de tener un mejor criterio de selección se usa la escala de ponderación planteada por (Izurieta, 1997) y expuesta en la Tabla 1, para determinar la elección más acertada conforme a los criterios.

Tabla 1*Escala de ponderación*

Calificación	% del óptimo	Significado
0	<35	Insatisfactorio
1	35-50	Satisfactorio
2	51-75	Bueno
3	76-89	Muy bueno
4	90-100	Óptimo

2.3. Dispositivo móvil

El dispositivo móvil debe tener conexión bluetooth, la capacidad de ejecutar el programa de manera fluida para evitar errores de conexión, debe ser de media gama y poseer una versión del sistema operativo de uso actual.

2.3.1. Opción 1. Nokia 110

Figura 8

Nokia 110



Nota. Adaptado de *Nokia 110*, tomado de SmartGSM, 2019.

Características:

- Pantalla: 1.7", 120 x 160 pixels
- Procesador: Spreadtrum 6531E
- RAM: 4MB
- Almacenamiento: 4MB
- Expansión: microSD
- Cámara: QVGA
- Batería: 800 mAh
- OS: S30+
- Perfil: 14.3 mm (SmartGSM, 2019)
- Bluetooth: No

2.3.2. Opción 2. iPhone 8

Figura 9.

iPhone 8



Nota. Adaptado de *iphone 8 and iphone 8 plus*, tomado de Apple, 2017.

Características:

- Pantalla: 4.7", 1334 x 750 pixels
- Procesador: Apple A11 Bionic
- RAM: 2GB
- Almacenamiento: 64GB/256GB
- Expansión: sin microSD
- Bluetooth: Si
- Cámara: 12 MP
- Batería: 1850 mAh
- OS: iOS 11
- Perfil: 7.3 mm
- Peso: 148 g

2.3.3. Opción 3. Huawei P20 lite

Figura 10.

Huawei P20 Lite



Nota. Adaptado de *Huawei p20 lite opiniones*, tomado de Cnet, 2018.

Características:

- Pantalla: 5.84 pulgadas (con ceja superior), proporción de 18.7:9
- Sistema operativo: Android Oreo 8.0, EMUI 8.0
- Procesador: Kirin 659, ocho núcleos
- Almacenamiento: 64GB (con ranura para microSD)
- RAM: 4GB
- Batería: 3,000mAh
- Seguridad: Sensor de huellas y reconocimiento facial
- Conectividad: 4G/LTE, Wi-Fi, Bluetooth, NFC, USB Tipo C
- Colores: negro, azul, rosa y dorado

2.3.4. Criterios de selección del dispositivo móvil

Se da preferencia al dispositivo de acuerdo a la tabla 1 y que posee lo siguiente:

Conectividad. Debe tener la posibilidad de usar bluetooth como medio de comunicación

Popularidad del sistema operativo. Debe contar con el sistema operativo más utilizado a nivel mundial

Procesador. Debe tener la capacidad de ejecutar aplicaciones superiores a la versión de Android 5.0

Memoria RAM. Debe poder almacenar datos en su memoria RAM superior a 4GB para un funcionamiento fluido de las aplicaciones

2.3.5. Selección de la mejor opción para el dispositivo móvil

Según la valoración de las opciones para la selección del dispositivo móvil de la Tabla 2, la que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 3, por lo que se usa un Huawei P20 Lite debido a que su memoria conectividad inalámbrica, sistema operativo, versión de sistema operativo y memoria RAM, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y opción 2.

Tabla 2*Ponderación del dispositivo móvil*

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Conectividad	4	4	4
Popularidad S.O.	1	3	4
Procesador	1	4	3
RAM	2	2	4
Suma	6	13	15

2.6. Microcontrolador

La finalidad primordial del microcontrolador es la comunicación básica de todos los módulos mediante las señales analógicas y digitales de ingreso y salida de cada uno; pero también debe ser lo más compacto posible.

2.6.1. Opción 1. Arduino uno

Figura 11*Arduino uno*

Nota. Adaptado de Arduino uno, tomado de Inventables, 2021.

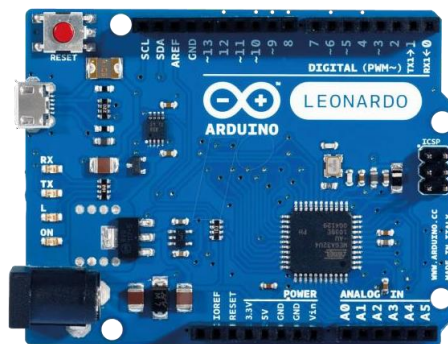
Características:

- Microcontrolador: ATmega328.
- Voltaje de funcionamiento: 5 V.
- Pines I/O digitales: 14 (de los cuales 6 proveen salida PWM).
- Pines de entradas análogas: 6.
- Corriente DC por cada pin I/O: 40 mA.
- Corriente DC en el pin de 3.3 V: 50 mA.
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 0.5 KB son utilizados por el bootloader.
- SRAM: 2 KB (ATmega328).
- EEPROM: 1 KB (ATmega328).
- Velocidad de reloj: 16 MHz. (Maker Community, 2014)

2.6.2. Opción 2. Arduino Leonardo

Figura 12

Arduino Leonardo



Nota. Adaptado de *Arduino Leonardo*, tomado de Arduino, 2021.

Características:

- Microcontrolador: ATmega32u4.

- Voltaje: 5 V.
- Pines I/O digitales: 20.
- Canales PWM: 7.
- Entradas análogas: 12.
- Corriente DC por cada pin I/O: 40 mA.
- Corriente DC en el pin de 3.3 V: 50 mA.
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega32u4).
- SRAM: 2 KB.
- EEPROM: 1 KB.
- Velocidad de reloj: 16 MHz. (Maker Community, 2014)

2.6.3. Opción 3. Arduino nano

Figura 13.

Arduino nano



Nota. Adaptado de *Arduino Nano*, tomado de Arduino, 2021.

Características:

- Microcontrolador: ATmega32u4.
- Voltaje: 5 V.
- Dimensiones: 3 x 1.8 cm

- Pines I/O digitales: 20.
- Canales PWM: 7.
- Pines de entradas análogas: 12.
- Corriente DC por cada pin I/O: 40 mA.
- Corriente DC en el pin de 3.3 V: 50 mA.
- Memoria Flash: 32 KB.
- SRAM: 2.5 KB.
- EEPROM: 1 KB.
- Velocidad de reloj: 16 MHz. (Maker Community, 2014)

2.6.4. Criterios de selección del microcontrolador

Se elige el microcontrolador con base a la tabla 1 y de acuerdo a los siguientes parámetros.

- Memoria SRAM. La capacidad debe oscilar entre 1KB y 3KB.
- Memoria EEPROM. Debe estar entre 1KB y 2KB
- Tamaño. Máximo 5 centímetros cuadrados.
- Pines digitales. Debe tener un mínimo de 5 y un valor máximo de 10.

2.6.5. Selección de la mejor opción para el microcontrolador

Según la valoración de las opciones para la selección del microcontrolador de la Tabla 3, la que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 3, por lo que se usa un Arduino nano debido a que su memoria SRAM, tamaño, pines digitales y análogos reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y opción 2.

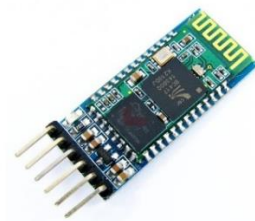
Tabla 3*Ponderación del microcontrolador*

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Memoria	3	3	3
SRAM			
Memoria	2	4	4
EEPROM			
Tamaño	1	1	4
Pines digitales	4	4	4
Suma	10	12	15

2.7. Dispositivo de comunicación inalámbrica

Este dispositivo asocia inalámbricamente al microcontrolador con el dispositivo móvil y con este se deben poder gestionar un sensor de actividad muscular, y un controlador de motores, debe tener la capacidad de enviar y recibir datos, y debe ser de pequeñas dimensiones

2.7.1. Opción 1. Módulo HC05

Figura 14.*Módulo HC 05*

Nota. Adaptado de HC05, tomado de Geek Factory, 2021.

Características:

- Funciona como dispositivo maestro y esclavo bluetooth
- Configurable mediante comandos AT
- Bluetooth V2.0+EDR
- Frecuencia de operación: 2.4 GHz Banda ISM
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- Potencia de transmisión: ≤ 4 dBm, Class 2
- Sensibilidad: ≤ -84 dBm @ 0.1% BER
- Seguridad: Autenticación y encriptación
- Perfiles Bluetooth: Puerto serie bluetooth.
- Distancia de hasta 10 metros en condiciones óptimas
- Voltaje de Operación: 3.6 VDC a 6 VDC
- Consumo Corriente: 30 mA a 50mA
- Chip: BC417143
- Versión o firmware: 3.0-20170609
- Baudios por defecto: 38400
- Baudios soportados: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600,

115200.

- Interfaz: Serial TTL
- Antena: Integrada en el PCB
- Seguridad: Autenticación y encriptación (Contraseña por defecto: 0000 o

1234)

- Temperatura de trabajo (Max): 75°C
- Temperatura de trabajo (Min): -20°C
- Dimensiones: 4.4 x 1.6 x 0.7 cm (Geek factory, 2021)

2.7.2. Opción 2. Módulo HC06

Figura 15.

Módulo HC 06



Nota. Adaptado de *Modulo HC 06*, tomado de TodoMicro, 2021.

Características

- Voltaje de Operación: 3.3 V / 5 V.
- Corriente de Operación: < 40 mA
- Corriente modo sleep: < 1 mA
- Chip: BC417143
- Alcance: 10 metros
- Velocidad de transmisión: 1200 bps hasta 1.3 Mbps
- Baudrate por defecto: 9600,8,1, n.
- Bluetooth: V2.0+EDR
- Longitud de cable: 21.5 cm
- Frecuencia: Banda ISM de 2,4 GHz
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)
- Potencia de emisión: 4 dBm, clase 2
- Sensibilidad: -84 dBm a 0.1% VER
- Velocidad asíncrona: 2.1 Mbps (máx.) / 160 kbps.

- Velocidad síncronos: 1 Mbps/1 Mbps
- Seguridad: Autenticación y encriptación
- Dimensiones: 4.4 x 1.6 x 0.7 cm.
- Interfaz: Bluetooth - Puerto serie UART TTL. (TodoMicro, 2021)

2.7.3. Opción 3. Módulo ESP8266

Figura 16

Módulo ESP8266



Nota. Adaptado de *Modulo ESP8266*, tomado de Hwlibre, 2017.

Características:

- CPU Tensilica Xtensa L106 32-bit RISC 80Mhz
- Conversor ADC 10-bit
- RAM 64 KB i / 96 KB d
- GPIO 16 pines (no se pueden usar todos, además el GPIO16 está

conectado al RTC o Real Time Clock)

- UART
- SPI
- I2C
- Voltaje 3v y 3.6v
- Intensidad 80mA

- Temperatura de operación -40 a 125°C
- WiFi IEEE 802.11 b/g/n con soporte IPv4 y protocolos

TCP/UDP/HTTP/HTTPS/FTP

- Consumo 0.0005 a 170 mA según la potencia de señal
- Modos: Active mode (activo), Sleep Mode (dormido), Deep Sleep (sueño profundo) – Afectan al consumo. (Hwlibre, 2017)

2.7.4. Criterios de selección del dispositivo de comunicación inalámbrica

Se elige el dispositivo con base a la escala de ponderación de la tabla 1, de acuerdo a los siguientes parámetros:

- Método de comunicación. Que sea compatible con tecnologías antiguas.
- Dimensiones. Se requiere que sea lo más pequeño posible.
- Tratamiento de datos. Se requiere que se pueda enviar y recibir datos.
- Alcance. Es necesario un rango de alcance de por lo menos 5 metros.

2.7.5. Selección del dispositivo para la comunicación inalámbrica

Según la valoración de las opciones para la selección del dispositivo de comunicación inalámbrica de la tabla 4, la que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 1, por lo que se usa un módulo HC05 debido a que su comunicación bluetooth, dimensiones, tratamiento de datos y alcance, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 2 y opción 3.

Tabla 4

Ponderación del dispositivo para la comunicación inalámbrica

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Método de comunicación	3	3	4
Dimensiones	4	4	4
Tratamiento de datos	4	1	4
Alcance	3	3	4
Suma	14	11	12

2.8. Sensor de actividad muscular

El sensor adquiere los datos de la actividad muscular realizada por el paciente, por lo cual, tiene capacidad para conectarse con el microcontrolador y lo provee de datos idóneos para ser tratados y operados con el fin de establecer la condición de daño en el paciente.

2.8.1. Opción 1. Sensor Muscular MyoWare

Figura 17.

Sensor Muscular MyoWare



Nota. Adaptado de *Sensor muscular MyoWare*, tomado de Sandorobotics, 2019.

Características:

- Diseño portátil
- fuente de alimentación Sencilla
- + 2.9V a + 5.7V
- Protección contra inversión de polaridad
- Dos modos de salida
- EMG sobres
- raw EMG
- Ampliable a través de Escudos
- Los indicadores LED
- Especialmente diseñado para microcontroladores
- ganancia ajustable
- Dimensiones: 0,82 "x 2,06". (Sandorobotics, 2021)

2.8.2. Opción 2. Sensor muscular V3

Figura 18

Sensor Muscular V3



Nota. Adaptado de *Muscle sensor v3*, tomado de Advancer Technologies, 2013.

Características:

- Factor de forma pequeño (1 pulgada x 1 pulgada)

- Especialmente diseñado para microcontroladores
- Ganancia ajustable: resistencia mejorada
- Nuevo puerto de cable integrado de 3,5 mm
- Las clavijas se ajustan fácilmente a las placas de prueba estándar.

(Advancer Technologies, 2013)

2.8.3. Opción 3. Sensor Muscular Biosignalsplux

Figura 19

Sensor Muscular Biosignalsplux



Nota. Adaptado de *Biosignalsplux*, tomado de Robotshop, 2020.

Características:

- Ganancia: 1000
- Rango: $\pm 1.5\text{mV}$ (con VCC = 3V)
- Ancho de banda: 25-500Hz
- Consumo: $\sim 1\text{mA}$
- Impedancia de entrada: $> 100\text{GOhm}$
- CMRR: 100dB. (Robotshop, 2020)

2.8.4. Criterios de selección del sensor muscular

Se elige el dispositivo con base a la escala de ponderación de la tabla 1, de

acuerdo a los siguientes parámetros:

- Dimensiones: El sensor debe ser pequeño, se establece 2.54 centímetros cuadrados como máximo.
- Compatibilidad: El sensor debe ser compatible con Arduino.
- Puertos de conexión: El sensor debe ser de entrada común.
- Costo: Se requiere el menor costo posible.

2.8.5. Selección del sensor muscular

Según la valoración de las opciones para la selección del sensor muscular de la tabla 5, la que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 2, por lo que se usa un sensor muscular v3 debido a que su comunicación costo, dimensión, compatibilidad y puerto de entrada, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y opción 3.

Tabla 5

Ponderación del sensor muscular

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Puerto de Entrada	4	4	1
Dimensiones	4	4	3
Compatibilidad	4	4	1
Costo	2	4	1
Suma	14	16	6

2.9. Controlador de motores

Este controlador se encarga de que por medio de valores PWM enviados por el microcontrolador a cada motor, se puedan alcanzar y establecer los rangos de frecuencia a los que giran los motores para aplicar la terapia vibratoria adecuadamente.

2.9.1. Opción 1. Módulo TB6612FNG

Figura 20.

Módulo TB6612FNG



Nota. Adaptado de *Modulo TB6612FNG*, tomado de Julpin, 2021.

Características:

- Tensión de alimentación: $V_M = 15V$ máx., $V_{CC} = 2.7-5.5V$
- Corriente de salida: $I_{out} = 1,2A$ (promedio) / $3,2A$ (pico)
- Control en espera para ahorrar energía
- CW / CCW / modos de control de freno corto / parada del motor
- Circuito de apagado térmico incorporado y circuito de detección de baja tensión
- Filtrado de condensadores en ambas líneas de alimentación. (Julpin, 2021)

2.9.2. Opción 2. Módulo shield L293D

Figura 21

Módulo shield L293D



Nota. Adaptado de *Modulo L293D*, tomado de Tecnopura, 2021.

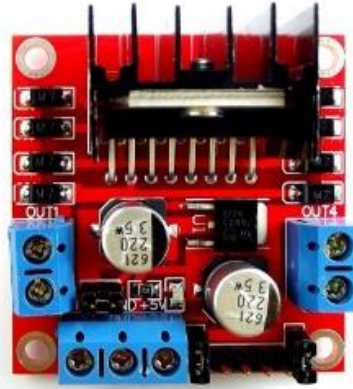
Características:

- Referencia: Shield L293D
- Marca: MH Electronics
- Compatible: Arduino Uno, Mega, Due
- Corriente DC por canal: 600mA
- Corriente pico por canal: 1.2A
- Voltaje de entrada (motores): 4.5V~3.6V
- LED Power y pulsador Reset. (Tecnopura, 2021)

2.9.3. Opción 3. Módulo L298N

Figura 22.

Módulo L298N



Nota. Adaptado de *Modulo L298N*, tomado de Naylamp Mechatronics, 2021.

Características:

- Chip: L298N
- Canales: 2 (soporta 2 motores DC o 1 motor PAP)
- Voltaje lógico: 5V
- Voltaje de potencia (V motor): 5V - 35V DC
- Consumo de corriente (lógico): 0 a 36mA
- Capacidad de corriente: 2A (picos de hasta 3A)
- Potencia máxima: 25W
- Dimensiones: 43 * 43 * 27 mm
- Peso: 30g. (Naylamp Mechatronics, 2021)

2.9.4. Criterios de selección del controlador de motores

Se elige el controlador de motores con base a la tabla 1 y de acuerdo a los siguientes parámetros.

- Voltaje de salida. Debe proporcionar una salida de 12 V.
- Capacidad de corriente. Debe soportar una corriente de 2 A.
- Potencia. Su potencia debe ser de al menos 24 W.
- Voltaje lógico. Debe proveer 5V en su voltaje lógico.

2.9.5. Selección de la mejor opción para controlador de motores

Según la valoración de las opciones para la selección del controlador de motores de la tabla 6, la que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 3, por lo que se usa un módulo L298N debido a que su voltaje de salida, corriente soportada, potencia y voltaje lógico, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y opción 2.

Tabla 6

Ponderación del controlador de motores.

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Voltaje de salida	1	1	4
Corriente soportada	2	4	4
Potencia	3	1	4
Voltaje lógico	4	4	4
Suma	9	8	16

2.10. Electrodo

El sensor muscular es acoplado al microcontrolador en un extremo, mientras que, en el otro extremo, que implica la toma de datos, son conectados electrodos para ubicarlos en el músculo del paciente y receptor las señales de voltaje en cuestión.

2.10.1. Opción 1. Electrodo de aguja

Figura 23

Electrodos de aguja



Nota. Adaptado de *Electrodos de agujas*, tomado de Spesmedica, 2021.

Características:

- Excelente penetración de la aguja y menor trauma para el paciente gracias a la nueva afiladura robótica.
- Conector dorado para garantizar una mejor grabación.
- Control de calidad en el 100% de las agujas realizadas.
- Empuñadura ergonómica con indicador de área de grabación en relieve.

(Spesmedica, 2021)

2.10.2. Opción 2. Electrodos superficiales

Figura 24

Electrodos superficiales



Nota. Adaptado de *Electrodos para monitoreo*, tomado de Life Care Solutions, 2021.

Características:

Hidrogel: excelente conductividad y adhesión para detectar pequeña corriente entre la piel y el electrodo. Fabricado con ácido cirílico con una concentración de $\geq 98\%$ y glicerol con una concentración $\geq 99\%$.

Sensor: elaborado con Ag / AgCl; por lo tanto, reduce el ruido por impacto y tiene excelente conductividad. Se puede transmitir la señal eléctrica en la superficie del cuerpo. Fabricado con plástico ABS, su cobertor está hecho de Ag/Cl.

Espesor: 0.8 mm

Diámetro: 9 mm

Conector o broche metálico: excelente conductividad, fabricado en carbono y acero inoxidable.

Espesor: 0.3 mm

Diámetro: 10mm

Almohadilla: la materia prima de la almohadilla es una espuma PE (POLIETILENO), suave (no tejida), con un espesor de 1 mm y un papel de espesor de 0.5mm de 65g/m^2 .

Protector: un lado del forro está recubierto de silicona, por ello es sencillo separar la almohadilla del mismo. (Life Care Solutions, 2021).

Los electrodos están compuestos de tres elementos: el electrodo amarillo que siempre va asociado a un hueso dado que es aquel que da referencia para la medición, por lo que se necesita que no se ubique sobre ningún músculo; el electrodo rojo que siempre va asociado al origen del músculo a medirse dado que es aquel que indica el lugar desde donde se va a empezar la medición; y el electrodo verde que siempre va asociado a la parte media del músculo a examinar dado que este delimita hasta donde se efectuará la medición.

2.10.3. Criterios de selección de electrodos

Se eligen los electrodos con base a la tabla 1 y de acuerdo a los siguientes parámetros:

- Grado de invasión. Implica que los datos puedan ser obtenidos de manera que no sea incómodo para el usuario
- Calidad de recepción de datos. Los datos deben acercarse lo mayor posible a la actividad muscular que presenta el paciente
- Costo. Los electrodos serán utilizados frecuentemente y no deberían incurrirse en un costo adicional.

2.10.4. Selección de la mejor opción para los electrodos

Según la valoración de las opciones para la selección de los electrodos de la tabla 7, el que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 2, por lo que se usan electrodos superficiales debido a que su grado de invasión, recepción de

datos y costo, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1.

Tabla 7

Ponderación de los electrodos.

Parámetros	Opción 1	Opción 2
Grado de invasión	1	4
Recepción de datos	4	3
Costo	1	4
Suma	6	11

2.11. Motores

Los motores tienen la capacidad de proveer de vibración al brazo al realizar su actividad rotatoria mediante un desbalance en el rotor, de modo que, para cumplir con los parámetros de la terapia, estos producen una amplitud de vibración en el rango de 0.010 mm a 2 mm y a una frecuencia que varía entre los 90 Hz a 120 Hz.

2.11.1. Opción 1: Servomotores.

Figura 25

Servomotor



Nota. Adaptado de *Servomotor*, tomado de Ingmecafenix, 2021.

Características:

- Peso. 164 gramos.
- Voltaje 5-7.4V.
- Movimiento: rotación 0 a 180 grados.
- Resolución 1 grado/paso.
- Torque: desde 1.5kgcm. (Ingmecafenix, s.f.)

2.11.2. Opción 2: Motor de pasos

Figura 26

Motor de pasos



Nota. Adaptado de *Motores paso a paso*, tomado de INTEF, 2021.

Características:

- Peso mayor a 300 gramos.
- Voltaje de 5-12V.
- Movimiento rotación CONTINÚA (depende del controlador adicional).
- Resolución 1.8grados/paso.
- Torque desde 1kgcm. (Mec, s.f.)

2.11.3. Opción 3. Motor DC Uxcell KBPC35

Figura 27

Motor DC Uxcell KBPC35



Nota. Adaptado de *Uxcell KBPC35*, tomado de BestTong, 2021.

Características:

- Voltaje nominal: DC 6V - 12V; Velocidad sin carga: 6V-5000RPM, 12V-10000RPM
- Tamaño del eje: 13 x 2,3 mm / 0,51 pulgadas x 0,09 pulgadas (L * D)
- Diámetro del cuerpo del motor: 28 mm / 1.1 pulgadas; Longitud del

cuerpo del motor: 37 mm / 1,46 pulgadas; Longitud total (pin incluido): 58 mm / 2,3 pulgadas

- Especialmente para perforación de nogal de joyería PCB, adecuado para taladro manual de bricolaje, alto par y bajo ruido, construcción sólida
- Mini motor eléctrico de 2 x 380 DC. (BestTong, 2021)

2.11.4. Criterios de selección del motor

Se eligen los motores con base a la tabla 1 y de acuerdo a los siguientes parámetros:

- Tipo de alimentación. Debe ser de tipo eléctrico.
- Voltaje entrada. Debe ser de máximo 12 V.
- Tamaño. Debe ser de máximo 10 cm.
- Velocidad. Debe alcanzar las 7200 RPM

2.11.5. Selección de la mejor opción de motor

Según la valoración de las opciones para la selección del motor de la tabla 8, el que más se acomoda con los requisitos establecidos es la opción 3, por lo que se usa el motor DC Uxcell KBPC35, debido a que su peso, voltaje, tipo de movimiento y velocidad, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y la opción 2.

Tabla 8

Valoración de los motores

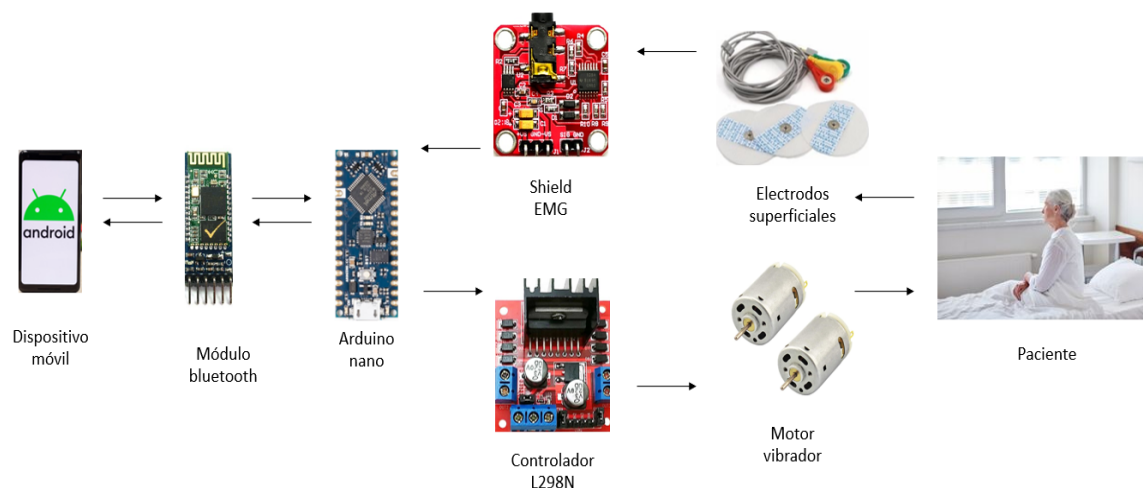
Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Alimentación	4	4	4
Voltaje	3	2	3
Tamaño	3	3	4
Velocidad	1	1	4
Suma	11	10	15

2.12. Esquema general de elementos

Al realizar la selección de elementos, en la figura 28 se muestra un esquema general de la conexión de elementos.

Figura 28

Esquema general



2.13. Conexión del sensor muscular V3 con Arduino nano

El sensor muscular V3 toma los datos de la actividad muscular del paciente a

través de los electrodos superficiales y por lo tanto es controlado mediante el Arduino nano, por lo cual se realiza la conexión representada en la figura 29.

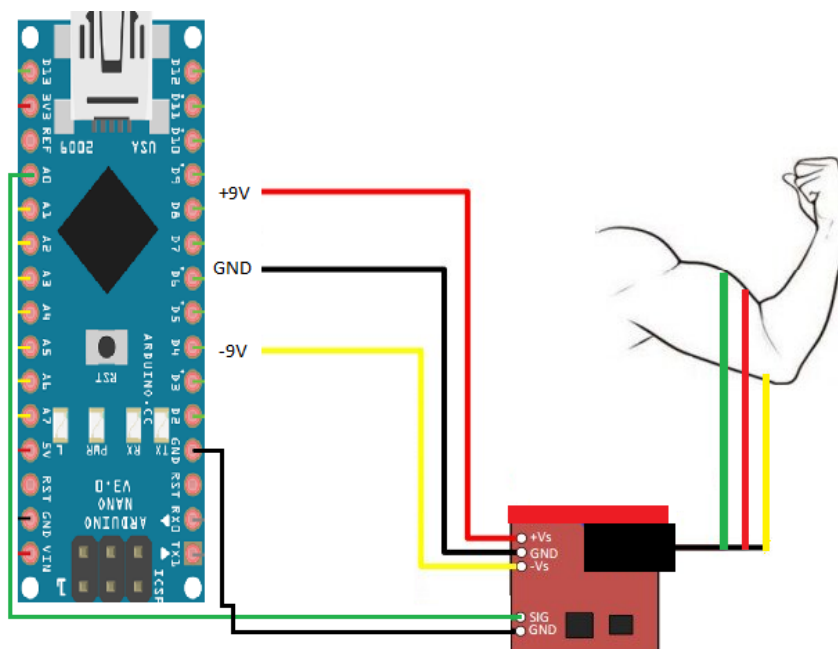
El sensor muscular V3 tiene 5 pines que deben ser conectados: SIG, que es el encargado de enviar las señales analógicas, GND, que es el encargado de dar una referencia para la señal, +Vs, que es un puerto de alimentación con referencia positiva para el sensor, -Vs, que es el puerto de alimentación con referencia negativa para el sensor y finalmente, GND, que es un puerto de entrada de la referencia de la alimentación.

Para empezar, se alimenta el sensor a +9V, -9V y GND mediante la fuente de alimentación que posee estos valores de voltaje, posteriormente se conecta el pin SIG al puerto A0 del Arduino nano y el pin GND al pin GND de Arduino nano.

Esta parte del proyecto finaliza con la conexión de los electrodos superficiales al músculo del paciente como se muestra en la figura 29.

Figura 29

Conexión paciente – EMG – Arduino



2.14. Toma de datos de actividad muscular

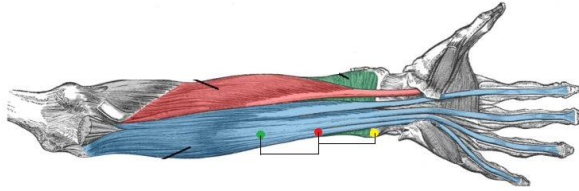
Lo que hace posible determinar si un músculo requiere o no tratamiento es que en dicho músculo se detecte alguna patología y según el estudio del caso, un paciente con esclerosis múltiple presenta el síntoma de espasticidad si su músculo está tenso de manera involuntaria, mientras que, la actividad muscular se mide de acuerdo al potencial eléctrico que se presenta en alguna zona determinada, de tal manera que, a menor valor de actividad muscular menor potencial eléctrico se mide por el EMG y a mayor actividad muscular mayor potencial eléctrico.

Cuando se realiza un movimiento del cuerpo, este movimiento requiere actividad muscular, por ejemplo, al abrir y cerrar la mano, se está haciendo uso de algún músculo o varios músculos, lo cual se traduce en un potencial eléctrico para su respectivo estudio. Así que, el músculo en relajación tiene un rango de potencial eléctrico, el músculo en contracción leve otro y así sucesivamente.

Otra consideración necesaria es la que se hace al determinar el rango de personas para el cual es diseñada la banda rehabilitadora, de manera que, el rango está delimitado por el grupo de personas que se encuentran entre el percentil 2 hasta el percentil 25 en talla y peso para adultos, así se realiza una toma de datos para establecer los valores de potencial eléctrico que se captan al realizar el movimiento de los músculos flexores de las muñecas y de los músculos flexores de los pies que son los músculos que más suelen incapacitar al paciente con EM y los cuales se pueden observar en la figura 30 y 31, respectivamente.

Figura 30

Músculo flexor de la muñeca (Azul)



Nota. Adaptado de *Entrenamiento de brazos*, tomado de RealidadFitness,2014.

Figura 31

Músculo flexor del pie (Verde)



Nota. Adaptado de *Músculo flexor común de los dedos*, tomado de Músculos, 2021.

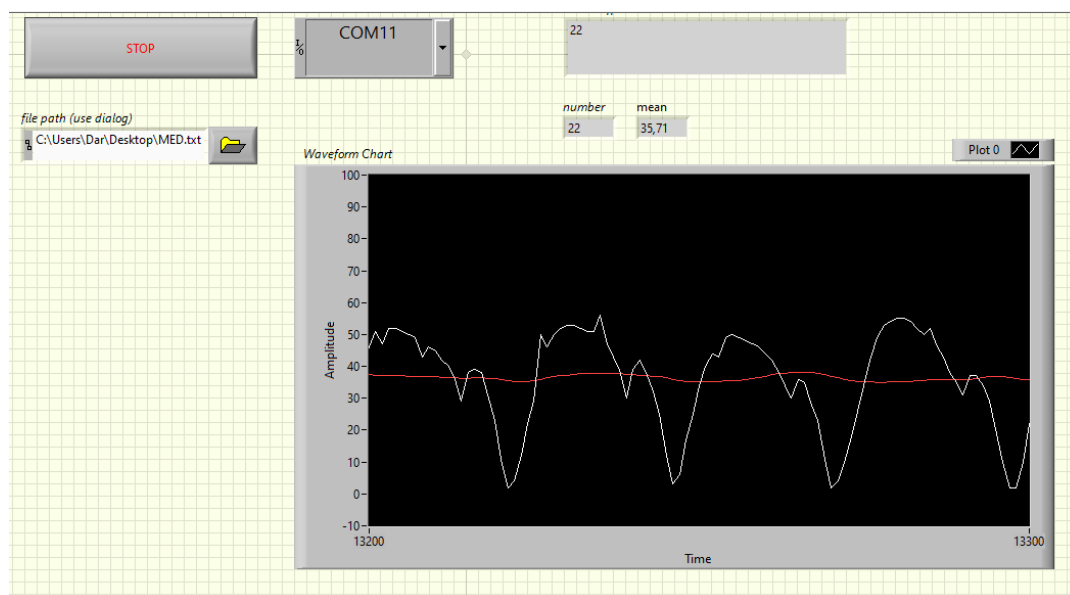
Finalmente, para el establecimiento de rangos de afectación se definen cuatro estados posibles: relajación, contracción leve, media y fuerte. Estos rangos se definen como se muestra a continuación:

Se empiezan a graficar los datos que recibe el sensor mediante una aplicación desarrollada en Labview para determinar la manera idónea de establecer los rangos de funcionamiento de la aplicación, pero, previamente a eso se realiza un escalamiento en Arduino de 0 a 100, que representa el porcentaje de actividad muscular, ya que los

datos que recibe el microcontrolador originalmente varían de 0 a 1023 bits. Un ejemplo de la captura y la gráfica de datos realizada en Labview se muestra en la figura 32.

Figura 32

Captura y gráfica de los datos obtenidos por el sensor



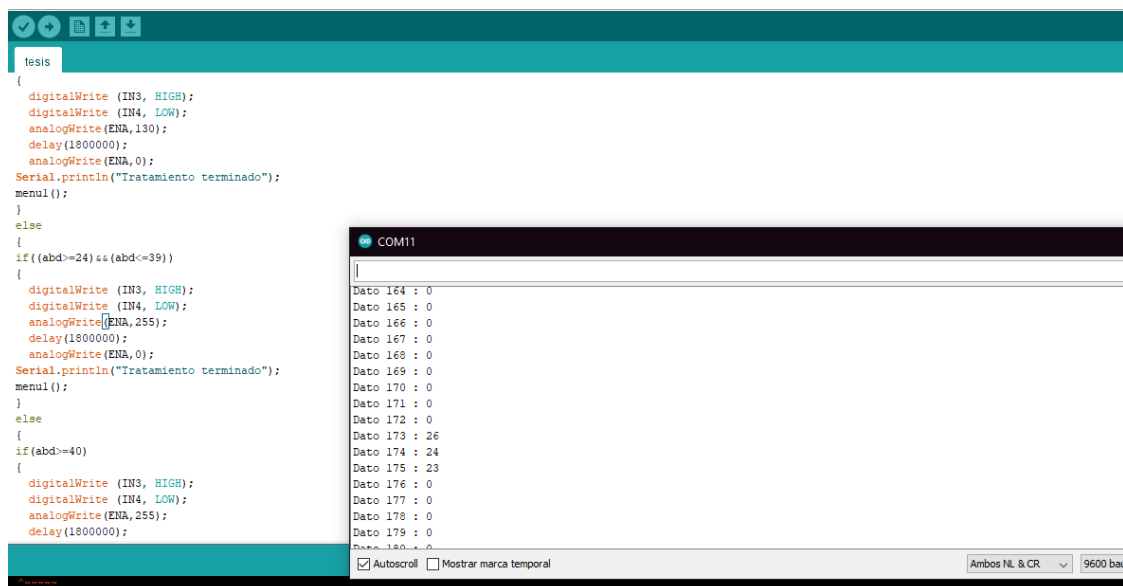
Como se puede observar, los datos fluctúan tomando valores de acuerdo a la actividad muscular que se manifiesta cuando se realiza la adquisición de datos, estos valores vienen de la diferencia de potencial que se provoca cuando los músculos realizan algún tipo de contracción. Cuando se realizan las mediciones a diferentes sujetos en el mismo músculo se observa que los datos se van graficando como se muestra en la figura 32, pero, en cada medición se encuentra un valor límite y los datos no lo sobrepasan, además estos valores son diferentes de acuerdo al tipo de contracción realizada, de manera que, en un estado de relajación se obtiene uno de estos valores, en un estado de contracción leve otro que es superior al de relajación y así sucesivamente. Entonces, el algoritmo en el microcontrolador obtiene una muestra

de 800 datos, luego los compara para obtener su valor límite y ese valor queda establecido como valor tope momentáneo de algún tipo de contracción determinado. Con la toma de 15 valores máximos en distintas personas, para el estado de relajación se obtiene un valor promedio y ese valor se fija como tope final de ese rango de contracción; luego se toman 15 valores máximos más, pero en estado de contracción leve, se obtiene otro valor promedio para fijarlo como valor tope final de ese rango de contracción y de la misma manera se lo hace con las siguientes contracciones. Finalmente, se establecen los rangos de manera que el valor tope final del primer estado (relajación) es el valor inicial del segundo estado más una unidad, el valor tope final del segundo estado (contracción leve) es el valor inicial del tercero más una unidad, etc.

En la figura 33 se muestra un ejemplo de la toma de datos con el sensor EMG, realizado en Arduino.

Figura 33.

Obtención de datos en Arduino



The image shows the Arduino IDE interface. The main window displays the following code:

```

tesis
{
  digitalWrite (IN3, HIGH);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  analogWrite (ENA, 130);
  delay (1800000);
  analogWrite (ENA, 0);
  Serial.println ("Tratamiento terminado");
  menu1 ();
}
else
{
  if ((abd >= 24) && (abd <= 39))
  {
    digitalWrite (IN3, HIGH);
    digitalWrite (IN4, LOW);
    analogWrite (ENA, 255);
    delay (1800000);
    analogWrite (ENA, 0);
    Serial.println ("Tratamiento terminado");
    menu1 ();
  }
  else
  {
    if (abd >= 40)
    {
      digitalWrite (IN3, HIGH);
      digitalWrite (IN4, LOW);
      analogWrite (ENA, 255);
      delay (1800000);
    }
  }
}

```

The serial monitor window (COM1) displays the following data:

Dato	Valor
Dato 164	: 0
Dato 165	: 0
Dato 166	: 0
Dato 167	: 0
Dato 168	: 0
Dato 169	: 0
Dato 170	: 0
Dato 171	: 0
Dato 172	: 0
Dato 173	: 26
Dato 174	: 24
Dato 175	: 23
Dato 176	: 0
Dato 177	: 0
Dato 178	: 0
Dato 179	: 0

At the bottom of the serial monitor, there are checkboxes for "Autoscroll" (checked) and "Mostrar marca temporal" (unchecked). The baud rate is set to "9600 bau".

En la tabla 9 se exponen los valores máximos de una muestra de 800 datos por cada tipo de contracción, que son tomados al mantener los músculos flexores de la mano en estado de relajación, contracción leve, media y fuerte de 15 individuos ubicados en el rango del percentil ya mencionado.

Tabla 9

Potencial eléctrico de la actividad muscular de los músculos flexores de las manos

N° de sujeto	Tipo de contracción [% Porcentaje de actividad muscular]			
	Relajación	Leve	Media	Fuerte
Sujeto 1	10	22	37	65
Sujeto 2	19	26	39	50
Sujeto 3	11	23	41	52
Sujeto 4	12	25	36	51
Sujeto 5	9	21	38	57
Sujeto 6	7	21	36	56
Sujeto 7	11	24	37	50
Sujeto 8	8	27	37	52
Sujeto 9	7	21	38	61
Sujeto 10	10	20	37	59
Sujeto 11	12	25	33	52
Sujeto 12	9	26	35	62
Sujeto 13	8	23	38	64
Sujeto 14	9	26	42	66
Sujeto 15	10	22	35	65

Con los datos del potencial eléctrico del músculo se determinan los rangos de valores para cada tipo de contracción al tomar el valor promedio en cada tipo de contracción por cada sujeto y estableciéndolo como máximo de cada rango. De 0 a 11 para el músculo en relajación, de 12 a 24 para el músculo en contracción leve, de 25 a 38 para el músculo en contracción media y de 39 a 58 para el músculo en contracción fuerte. Como se puede notar hay valores que quedan exentos al momento, pero, para la programación se establecen rangos que incluyan estos valores.

Ahora se proceden a tomar los datos de los músculos flexores del pie de 15 individuos de acuerdo a los parámetros establecidos anteriormente con los músculos flexores de la mano. La tabla 10 muestra los valores que se obtienen.

Tabla 10

Potencial eléctrico de la actividad muscular de los músculos flexores de los pies

N° de sujeto	Tipo de contracción [% Porcentaje de actividad muscular]			
	Relajación	Leve	Media	Fuerte
Sujeto 1	41	58	60	90
Sujeto 2	35	44	73	100
Sujeto 3	47	49	73	95
Sujeto 4	34	46	65	93
Sujeto 5	40	43	68	98
Sujeto 6	33	48	64	92
Sujeto 7	32	54	70	98
Sujeto 8	39	54	68	91
Sujeto 9	37	44	74	92
Sujeto 10	38	49	73	93

N° de sujeto	Tipo de contracción [% Porcentaje de actividad muscular]			
	Relajación	Leve	Media	Fuerte
Sujeto 11	42	53	67	92
Sujeto 12	39	55	74	100
Sujeto 13	34	53	69	100
Sujeto 14	33	52	64	99
Sujeto 15	39	58	73	91

Los rangos se establecen al obtener los valores promedio de cada tipo de contracción, de manera que se establecen, de 0 a 38 en relajación, de 39 a 51 en contracción leve, de 52 a 69 en contracción media y de 70 a 99 en contracción fuerte, estos valores representan el porcentaje de afectación del músculo [%].

Al entender que la espasticidad es la tensión involuntaria del músculo, si el paciente presenta una medida dentro de alguno de los rangos establecidos cuando este debería mostrarse dentro del rango de relajación, se califica a la zona medida como una zona que requiere un tratamiento de acuerdo al rango en el que se encuentra la medida, es decir, leve, media o fuerte; pero, si el músculo presenta un valor dentro del rango de relajación se establece que el músculo no requiere tratamiento.

2.15. Establecimiento de rangos de tratamiento

Al acudir a un médico especialista, Fisioterapista Katty Tufino, en el tema de espasticidad se llega a determinar que existen diferentes grados de afectación de la enfermedad, es decir, hay casos leves, medios, fuertes y en ocasiones casos que ya no tienen cura. Así, la banda rehabilitadora con los valores que provienen de la toma de datos de la actividad muscular de los músculos flexores de las manos y pies, establece rangos de tratamiento asociados a la patología, es decir, cuando el músculo que está en

proceso de relajación llega a tomar un valor que se encuentra en el rango de contracción leve, se asume que se necesita un tratamiento leve, por otro lado, si el valor se encuentra en el rango de contracción media, se asume un tratamiento medio, y de la misma manera para el tratamiento fuerte, finalmente si el rango de valores está dentro del rango de relajación se asume que no se requiere tratamiento.

2.15.1. Rango de tratamiento para los músculos flexores de las manos

La tabla 11, muestra los valores que están dentro de los rangos de medida de la tabla 9 y los asocia con el tratamiento a llevarse a cabo.

Tabla 11

Rango de valores captados para los músculos flexores de las manos asociado al tipo de tratamiento

Rango de valores EMG [% Porcentaje de actividad muscular]	Tratamiento requerido
0 – 11	No requiere
12 – 24	Leve
25 – 38	Medio
39 – 99	Fuerte

2.15.2. Rango de tratamiento para los músculos flexores de los pies

La tabla 12, muestra los valores que están dentro de los rangos de medida de la tabla 10 y los asocia con el tratamiento a llevarse a cabo para los músculos en cuestión.

Tabla 12

Rango de valores captados para los músculos flexores de los pies asociado al tipo de tratamiento

Rango de valores EMG [% Porcentaje de actividad muscular]	Tratamiento requerido
0 – 38	No requiere
39 – 51	Leve
52 – 69	Medio
70 – 100	Fuerte

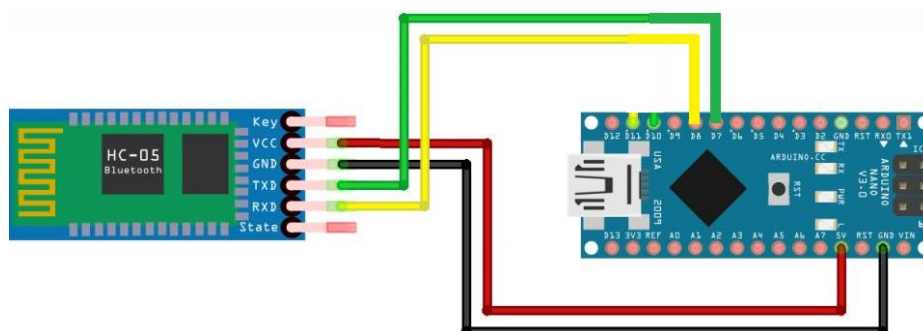
2.16. Conexión de módulo bluetooth HC-05 con Arduino nano

Para enviar los datos captados por el sensor muscular V3 y el microprocesador Arduino nano al dispositivo móvil se conecta el módulo bluetooth HC-05 como se muestra en la figura 34.

El módulo bluetooth posee 4 pines (VCC, GND, TXD, RXD) que son conectados a Arduino nano en los pines: 5V para el pin VCC, GND para GND, D6 para RXD y D7 para TXD.

Figura 34

Conexión del módulo HC-05



2.17. Requisitos de vibración

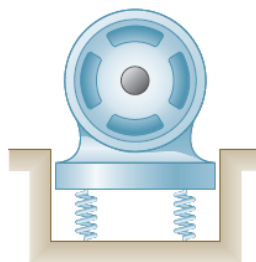
Para la aplicación vibratoria requerida de 0.10 mm a 2mm de amplitud, 30 minutos de duración y con un rango de frecuencia de 90 a 120 Hz, se utiliza el motor DC Uxcell KBPC35.

2.17.1. Amplitud de vibración

Para encontrar el valor de la amplitud de vibración que produce el motor al aplicar cierto desbalance en el rotor del mismo, se identifica y simula un modelo equivalente al caso del proyecto, por lo que se sigue el modelo mostrado en la figura 35, en el cual, se observa un motor de determinado peso, sostenido por resortes de determinada constante, desbalanceado con un determinado peso a una cierta distancia del eje de rotación y restringido a moverse horizontalmente.

Figura 35

Modelo de motor desbalanceado



Nota. Adaptado de *Mecánica vectorial para ingenieros*, tomado de Beer, Johnston & Cornwell, 2010.

Así, el modelo simulado queda como se muestra en la figura 36, y posee los siguientes datos: El motor tiene un peso de 0.1 lb que es sujetado mediante una

almohadilla de silicona con un módulo de elasticidad de $0,4 \text{ N/mm}^2$, cuyo desbalanceo del rotor es equivalente a un peso de $0,035274 \text{ oz}$ y está ubicado a $0,031463 \text{ ft.}$ del eje de rotación, además, el motor está restringido a moverse verticalmente. Esto se puede observar en la figura 36.

Figura 36

Simulación del modelo de motor vibratorio



El dato del peso del motor se obtiene al pesar el modelo de la figura 37.

Figura 37

Motor



El modelo que se simula posee una variación al establecer resortes como medios de sujeción, pero, según el mismo autor la sujeción de los motores a una base puede hacerse también directamente, pero, es mejor hacerlo usando almohadillas, por lo que, para este caso es conveniente sujetar al motor teniendo de por medio una almohadilla de silicona que, gracias a su valor de módulo de elasticidad ($0,4 \text{ N/mm}^2$), ayuda a conservar la vibración del motor en los rangos requeridos. Esto se muestra en la figura 38.

Figura 38

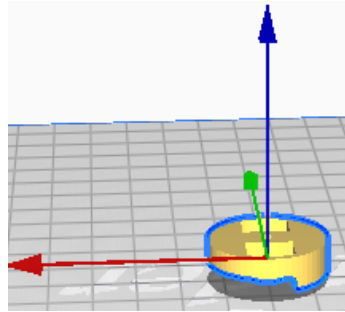
Almohadilla del motor



Por otro lado, la pieza que va unida al rotor se construye con un peso de desbalanceo de $0,035274 \text{ oz}$ y ubicado a $0,031463 \text{ ft}$ del rotor para conseguir hacer vibrar al sistema como se requiere. La pieza en cuestión puede observarse en la figura 39.

Figura 39

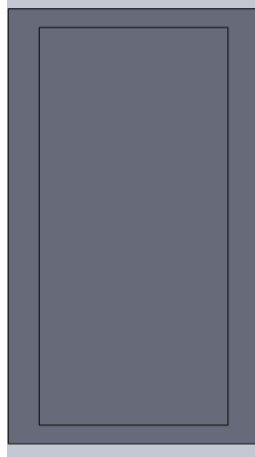
Pieza de desbalance del rotor



Finalmente, el sistema es limitado para que se mueva solamente respecto al eje y cuando al rotor se le sujeta a la pieza mostrada en la figura 40, que limita dicho movimiento.

Figura 40

Limitador de movimiento del motor



Una vez que el modelo ha sido establecido se procede a calcular la amplitud de vibración del sistema para que cumpla con las características requeridas, como se muestra a continuación:

En primer lugar, se obtiene la masa del motor (m_1) y la masa de desbalance (m_2). Como se muestra en las ecuaciones 3 y 4, respectivamente.

$$m_1 = \frac{W_1}{g} \quad (3)$$

$$m_2 = \frac{W_2}{g} \quad (4)$$

Aquí se usan los datos provistos por el sistema, donde W_1 y W_2 son los pesos de: el motor y el objeto de desbalance, y también se usa la variable g como representación del valor de la gravedad.

$$m_1 = \frac{W_1}{g} = \frac{0.1 \text{ lb}}{32.2 \frac{\text{ft}}{\text{s}^2}} = 0.031 \text{ lb} * \frac{\text{s}^2}{\text{ft}}$$

$$m_2 = \frac{W_2}{g} = \frac{0.0022 \text{ lb}}{32.2 \frac{\text{ft}}{\text{s}^2}} = 6.83 \times 10^{-5} \text{ lb} * \frac{\text{s}^2}{\text{ft}}$$

En segundo lugar, se obtiene la constante k del resorte, para lo cual se emplea la ley de Hooke, determinada por la ecuación 5,

$$k = \frac{E * A}{L} \quad (5)$$

Se consideran una vez más los datos del sistema construido, así, E representa el módulo de elasticidad de la silicona, A es el área que cubre la silicona y L es el espesor de silicona utilizado para fijar el motor.

$$k = \frac{E * A}{L} = \frac{0.4N}{mm^2} (35mm * 27.7mm) = \frac{387.8N}{mm} = 2670.22 \frac{lb}{ft}$$

En tercer lugar, se obtiene la velocidad de resonancia ω_n , mediante la ecuación

6.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m1}} \quad (6)$$

Para obtener este valor se hace uso de la constante de elasticidad k , y la masa del motor $m1$.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m1}} = \sqrt{\frac{2670.22 \frac{lb}{ft}}{0.031lb * \frac{s^2}{ft}}} = 293.49 \frac{rad}{s}$$

En cuarto lugar, se obtiene la velocidad angular ω , de acuerdo a la frecuencia f , a la que gira el rotor: 90Hz, 110 Hz y 120 Hz, mediante la ecuación 7.

$$\omega = 2\pi f \quad (7)$$

A 90 Hz la velocidad es:

$$\omega = 2\pi f = 2\pi \left(90 * \frac{1}{s}\right) = 565.487 \frac{rad}{s} = 5400 \text{ rpm}$$

A 110 Hz la velocidad es:

$$\omega = 2\pi f = 2\pi \left(110 * \frac{1}{s} \right) = 691.15 \frac{rad}{s} = 6600 \text{ rpm}$$

A 120 Hz la velocidad es:

$$\omega = 2\pi f = 2\pi \left(120 * \frac{1}{s} \right) = 753.982 \frac{rad}{s} = 7200 \text{ rpm}$$

En quinto lugar, se calcula la magnitud de la fuerza centrífuga P_m , que ocasiona el desequilibrio en el rotor, a través de la ecuación 8.

$$P_m = m_2 * r * \omega^2 \tag{8}$$

En ella se utilizan los valores de masa de desbalance m_2 , distancia a la que se encuentra dicha masa r , y el valor de la velocidad angular de acuerdo a su frecuencia de giro ω .

Para 90 Hz, es:

$$P_m = m_2 * r * \omega^2 = 6.83 \times 10^{-5} \text{ lb} * \frac{s^2}{ft} * 0.03146 \text{ ft} * \left(565.487 \frac{rad}{s} \right)^2 = 0.687 \text{ lb}$$

Para 110 Hz, es:

$$P_m = m_2 * r * \omega^2 = 6.83 \times 10^{-5} \text{ lb} * \frac{\text{s}^2}{\text{ft}} * 0.03146 \text{ ft} * \left(691.15 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \right)^2 = 1.026 \text{ lb}$$

Para 120 Hz, es:

$$P_m = m_2 * r * \omega^2 = 6.83 \times 10^{-5} \text{ lb} * \frac{\text{s}^2}{\text{ft}} * 0.03146 \text{ ft} * \left(753.982 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \right)^2 = 1.222 \text{ lb}$$

En sexto lugar, se calcula la deflexión estática $\frac{P_m}{k}$, que da lugar la carga P_m con la ecuación 9.

$$\frac{P_m}{k} \tag{9}$$

Para 90 Hz, es:

$$\frac{P_m}{k} = \frac{0.687 \text{ lb}}{2670.22 \frac{\text{lb}}{\text{ft}}} = 2.57 \times 10^{-4} \text{ ft}$$

Para 110 Hz, es:

$$\frac{P_m}{k} = \frac{1.026 \text{ lb}}{2670.22 \frac{\text{lb}}{\text{ft}}} = 3.84 \times 10^{-4} \text{ ft}$$

Para 120 Hz, es:

$$\frac{P_m}{k} = \frac{1.222 \text{ lb}}{2670.22 \frac{\text{lb}}{\text{ft}}} = 4.58 \times 10^{-4} \text{ ft}$$

En séptimo lugar, con la velocidad forzada ω_f , que es igual a la velocidad a la que se hace girar el motor ω , los valores de deflexión estática $\frac{P_m}{k}$ y ω_n , se calcula la amplitud de vibración X_m con la ecuación 10.

$$X_m = \frac{\frac{P_m}{k}}{1 - \left(\frac{\omega_f}{\omega_n}\right)^2} \quad (10)$$

Para 90 Hz, es:

$$X_m = \frac{\frac{P_m}{k}}{1 - \left(\frac{\omega_f}{\omega_n}\right)^2} = \frac{2.57 \times 10^{-4} \text{ ft}}{1 - \left(\frac{565.487 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}{293.49 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}\right)^2} = -9.475 \times 10^{-5} \text{ ft} = -0.029 \text{ mm}$$

Para 110 Hz, es:

$$X_m = \frac{\frac{P_m}{k}}{1 - \left(\frac{\omega_f}{\omega_n}\right)^2} = \frac{3.84 \times 10^{-4} \text{ ft}}{1 - \left(\frac{691.15 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}{293.49 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}\right)^2} = -8.448 \times 10^{-5} \text{ ft} = -0.026 \text{ mm}$$

Para 120 Hz, es:

$$X_m = \frac{\frac{P_m}{k}}{1 - \left(\frac{\omega_f}{\omega_n}\right)^2} = \frac{4.58 \times 10^{-4} \text{ ft}}{1 - \left(\frac{753.982 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}{293.49 \frac{\text{rad}}{\text{s}}}\right)^2} = -8.179 \times 10^{-5} \text{ ft} = -0.025 \text{ mm}$$

Una vez realizados los cálculos se observa que el sistema vibra dentro de los parámetros requeridos.

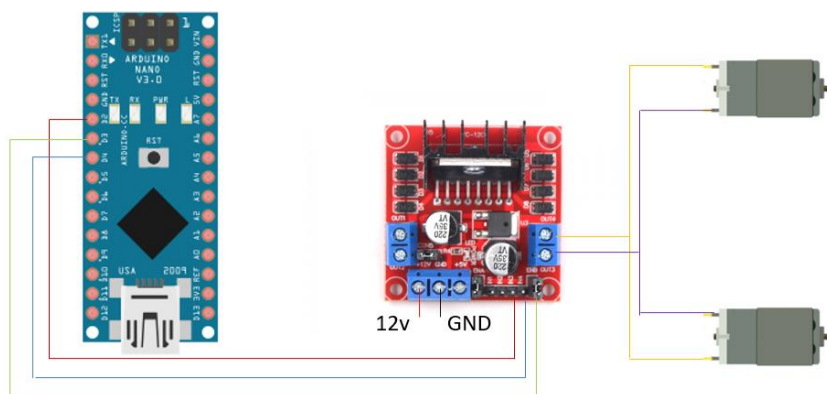
2.18. Conexión de los motores vibradores con Arduino nano

Los motores vibradores requieren de un control para establecer su giro a las frecuencias necesarias que son de 90 Hz, 110 Hz y 120 Hz, por lo cual, se hace uso del PWM que ofrece Arduino nano y el módulo L298N para facilitar dicho control, así que, se establecen las conexiones de acuerdo a la figura 41.

El controlador L298N es conectado de la siguiente manera: los pines de potencia 12V y GND se conectan a una fuente de alimentación de dicha capacidad, el pin IN3 se conecta al pin D2 de la placa Arduino, el pin IN4 se conecta al pin D4 de la placa Arduino, el pin ENB se conecta al pin D3 de la placa Arduino y finalmente se conectan los motores en paralelo, dado que no es necesario controlarlos de manera individual, a los pines controlados provistos por el módulo L298N.

Figura 41

Conexiones de los motores con Arduino nano



2.18. Tiempo de vibración

El sistema es probado durante el tiempo de vibración de 30 minutos a su máxima frecuencia para que cumpla los requisitos necesarios para cada sesión. Por lo que se determina que funciona sin ningún inconveniente.

2.19. Frecuencia de vibración

Funcionamiento del encoder. Dado que el sistema debe girar a una frecuencia de 90 Hz, 110 Hz y 120 Hz, se realiza un programa en Arduino que sirve para determinar la velocidad en revoluciones por minuto que se obtiene con cada valor PWM que se asigna al motor mediante el controlador.

Mediante el encoder se utilizan las funciones de interrupción de Arduino para determinar el número de cortes de señal que se producen por cada segundo que el motor gira. Esto se hace al insertar en el eje de giro una pieza circular con un orificio en ella.

Cuando el Arduino está conectado al encoder sin que empiece a girar el motor, este ejecuta la cadena de comandos que se ha escrito en el programa principal que no

realiza ninguna acción relevante mientras no se efectúe alguna interrupción, pero, una vez que el motor empieza a girar y el encoder se encuentra con un orificio, se crea la interrupción en el programa y esta llama a una función que incrementa desde cero el número de interrupciones que se generan en el lapso de un segundo. Al obtener el dato del contador de interrupciones se obtiene el número de revoluciones por segundo a la que gira el motor.

Cálculo de velocidad de giro. Una vez que se ha obtenido el dato de revoluciones por segundo (RPS) a las cuales gira el motor, el cálculo en revoluciones por minuto (RPM) es sencillo, pues basta con multiplicar el valor obtenido por 60 dado que 1 minuto equivale a 60 segundos.

La ecuación 11, se utiliza para este cálculo.

$$\omega_{RPM} = \omega_{RPS} * 60 \quad (11)$$

Donde:

$$\omega_{RPM} = \text{velocidad en RPM}$$

$$\omega_{RPS} = \text{velocidad en RPS}$$

Ecuación del motor. Para garantizar que el giro del motor se efectúa a las RPMs adecuadas es necesario determinar el comportamiento del motor en todos sus valores posibles por lo que se efectúa una programación en Arduino que muestra el valor de RPMs que se origina en cada uno de los valores PWM (Pulse width modulation) dados por el controlador L298N, de modo que, el programa incrementa cada 5 segundos en uno el valor de PWM (desde 0 hasta 255) e imprime el tiempo en que se realizó el incremento, el valor de PWM y el valor de RPM.

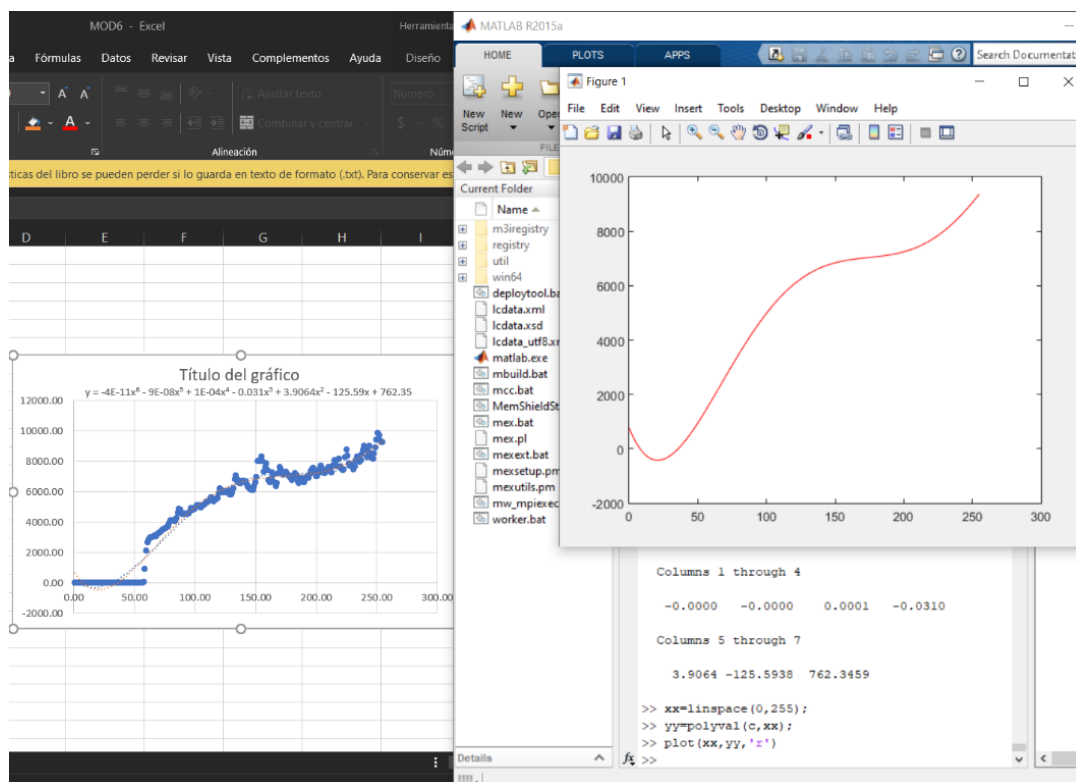
Con el programa realizado en arduino se procede a almacenar los datos en un

documento txt con un previo filtrado de señal realizado en Labview.

Los datos almacenados son ingresados en dos herramientas de cálculo de ecuación de tendencia como son Matlab y Excel para determinar la ecuación más cercana al comportamiento real del motor, de manera que se observa el resultado en la figura 42.

Figura 42

Ecuación del motor



Al apreciar las dos posibles ecuaciones de tendencia se elige la aproximación dotada por Excel ya que da una ecuación de tendencia más cercana y detallada a los datos obtenidos. La ecuación 12, es la ecuación del modelo matemático obtenido.

$$y = -4E-11x^6 - 9E-08x^5 + 1E-04x^4 - 0.031x^3 + 3.9064x^2 - 125.59x + 762.35 \quad (12)$$

Con la ecuación se procede a determinar el valor PWM que será necesario para que los motores giren a la frecuencia deseada, de manera que, se realiza el cálculo de RPM a las que gira el motor a 90 Hz, 110 Hz y 120 Hz para saber cuáles son las velocidades dadas por el motor que más se aproximan a las frecuencias deseadas con la ecuación 13.

$$\omega = 2\pi f * \frac{1 \text{ rev}}{2\pi \text{ rad}} * \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}} \quad (13)$$

Donde:

$\omega = \text{velocidad en RPM}$

$f = \text{frecuencia}$

De este modo, al reemplazar el valor de frecuencia por 90 Hz, 110 Hz y 120 Hz se obtienen los valores de 5400 RPM, 6600 RPM y 7200 RPM, respectivamente.

Con las velocidades obtenidas se busca el valor PWM que hace girar al motor a tales velocidades con la ecuación del motor hallada anteriormente, de modo que se obtienen los valores de 101 PWM para que el motor gire a 5405 RPM, 118 PWM para que el motor gire a 6622 RPM y 127 PWM para que el motor gire a 7192 RPM.

Los valores encontrados son los valores con los cuales se programa el Arduino para que los motores giren a la frecuencia requerida para el tratamiento del paciente.

2.20. Diseño de la banda que contiene los motores

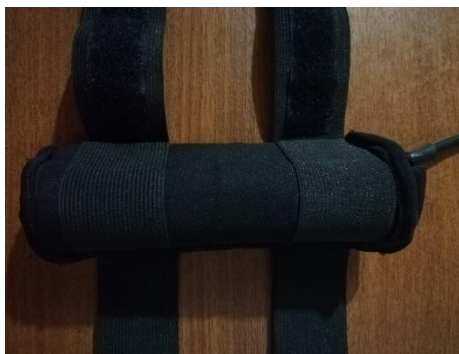
Para que la banda sea ubicada en los músculos flexores de las manos y de los pies se mide el tamaño adecuado para que abarque correctamente la ubicación de dichos músculos en los antebrazos y pantorrillas de acuerdo al rango de percentil

establecido, por lo cual, son necesarios dos motores ubicados uno al lado del otro en la zona central de cada músculo, y por la variación de la musculatura del paciente se establece la capacidad en la banda para que sea ajustable a una determina variación muscular dentro del rango fijado.

Se puede observar el diseño de la banda en la figura 43.

Figura 43

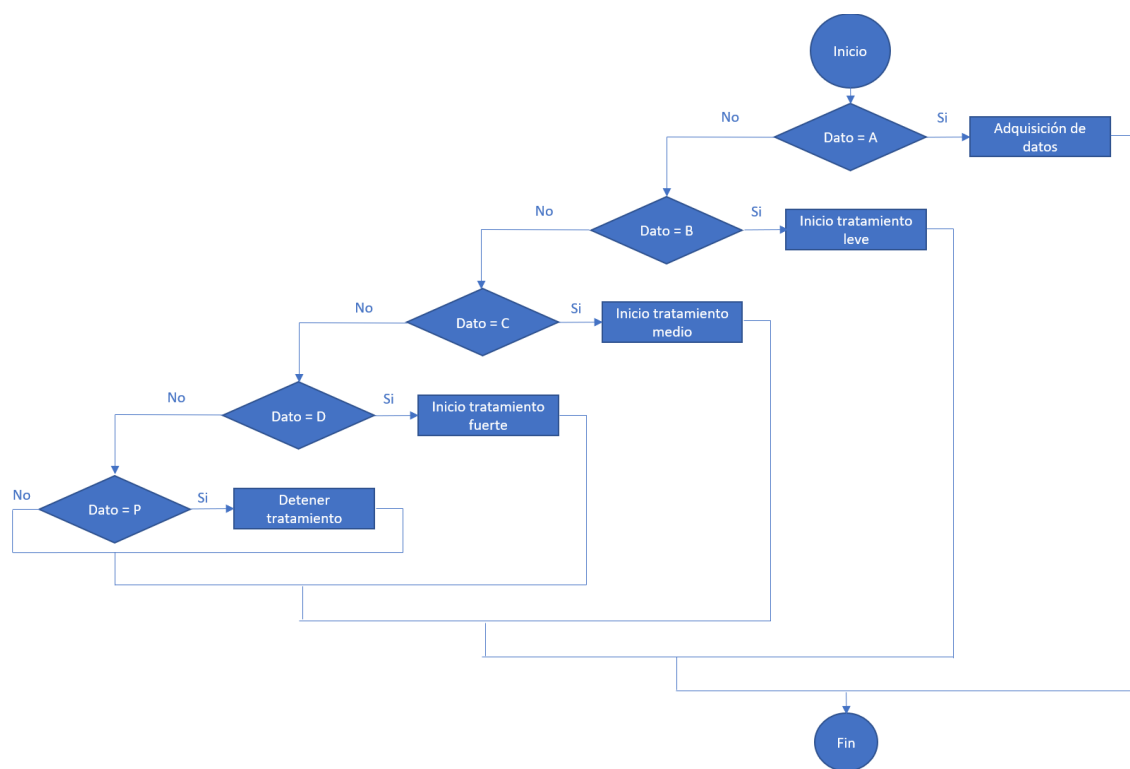
Banda rehabilitadora



2.21. Programación del microcontrolador

El microcontrolador es programado de manera que se puedan realizar las actividades que se muestran en los flujogramas que se muestran a continuación:

Arduino nano, siempre está a la espera de la actividad que el usuario desea realizar, de manera que pueden seleccionarse los siguientes casos: adquisición de datos, inicio de tratamiento leve, inicio de tratamiento medio, inicio de tratamiento fuerte o detener el tratamiento. La lógica que sigue este apartado de la programación se muestra en la figura 44.

Figura 44*Flujograma de inicio*

Capítulo III

3. Desarrollo del Aplicativo Móvil

El aplicativo móvil presenta de forma más amigable la misma información que se presenta en el monitor serial de Arduino, de manera que, guía al usuario paso a paso en el manejo de la banda rehabilitadora.

3.1. Selección de medios de programación

De igual manera que en el capítulo dos, se realiza la selección del lenguaje de programación y el entorno de desarrollo para aplicaciones del sistema operativo Android mediante los criterios de selección de la tabla 1.

El lenguaje a emplearse debe tener un amplio historial de soporte para que se puedan utilizar librerías de antiguas generaciones del sistema operativo Android, debe ser lo más simple de entender y finalmente debe ser el más utilizado a nivel mundial.

3.1.1. Opción 1. Java

Java es un lenguaje de programación y una plataforma informática comercializada por primera ocasión en 1995 por Sun Microsystems. Hay muchas aplicaciones y sitios web que no funcionarán a menos que tenga Java instalado y todos los días se generan más. Java es simple, seguro y fiable. A partir de portátiles hasta centros de datos, a partir de consolas para juegos hasta súper PCs, a partir de teléfonos móviles hasta Internet. Java está en todas partes. (Java, 2021)

3.1.2. Opción 2. Kotlin

Lanzado en el 2016, es 100% interoperable con Java y posibilita proyectos mixtos mezclando código Java con código Kotlin. Como crear código de Java 6, es

compatible con Android. Hace algún tiempo está el plan Kotlin/Native, que posibilita crear ejecutables originarios para escritorio y además para iOS. Y con código Kotlin puro se puede producir Javascript de manera directa. Además, es factible crear código de la plataforma .NET, incluyendo Windows 10, Windows Phone y Unity. (Kotlin, 2021)

3.1.3. Opción 3. C

Conocido desde el año 1969, el lenguaje C, presenta las siguientes características:

- Lenguaje estructurado.
- No es dependiente del hardware, por lo cual se puede migrar a otros sistemas.
- No es un lenguaje para una labor específica, logrando desarrollar tanto un sistema operativo, una hoja de cálculo o un juego.
- Rico en tipo de datos, operadores y cambiantes en C.
- Como problemas, siendo además propiedades del lenguaje C, no es un lenguaje sencillo de aprender, que necesita una continua práctica y un serio seguimiento si se desea tener el control de los programas. (Openwebinars, 2019)

3.1.4. Criterios de selección del lenguaje de programación

Se da preferencia al lenguaje de programación de acuerdo a la tabla 1 y que posee lo siguiente:

Simpleza: Menos sentencias, códigos y asignación de variables.

Soporte: Documentación, tutoriales, guías y ejemplos.

Popularidad: Cantidad de personas que lo usan en el mundo.

Compatibilidad: Desarrollo para versiones anteriores.

3.1.5. Selección de la mejor opción para el lenguaje de programación

Tabla 13

Ponderación del lenguaje de programación.

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Simpleza	4	3	1
Soporte	4	2	4
Popularidad	3	3	2
Compatibilidad	3	2	4
Suma	14	10	11

Según la valoración de las opciones para la selección del lenguaje de programación de la tabla 13, el lenguaje que más se acomoda con los requisitos establecidos es el de la opción 1, por lo que se usa el lenguaje de programación Java, debido a que su simpleza, soporte, popularidad y compatibilidad, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 2 y la opción 3.

3.2. Entorno de desarrollo de aplicaciones (IDE)

Es necesario un entorno de desarrollo que permita hacer cambios de manera gráfica y también escrita, con amplio soporte, debe ser de simple comprensión y debe albergar las antiguas versiones de Android y las nuevas.

3.2.1. Opción 1. Eclipse

Este IDE fue lanzado en el año 2001 y posee las siguientes características:

El término de trabajo está basado en las perspectivas, que no es otra cosa que una pre configuración de ventanas y editores, en relación entre sí, y que permiten laborar en un definido ámbito de trabajo de manera óptima.

Administración de proyectos: el desarrollo sobre Eclipse se fundamenta en los proyectos, que son el grupo de recursos involucrados entre sí, como podría ser el código fuente, documentación, ficheros configuración, árbol de directorios. El IDE proporcionará asistentes y ayudas para la construcción de proyectos.

Depurador de código: se incluye un potente depurador, de uso simple e intuitivo, y que visualmente ayuda a mejorar el código. Para eso solamente se debe llevar a cabo el programa en modo depuración (con un sencillo botón). Otra vez, se posee una visión específica para la depuración de código, el punto de vista depuración, donde se muestra de manera ordenada toda la información esencial para hacer esa labor.

Vasta recopilación de plug-ins: permanecen accesibles en una enorme porción, unos publicados por Eclipse, otros por terceros. La recopilación disponible es bastante enorme. Los hay gratuitos, pagos, bajo diversas licencias, sin embargo, casi para cualquier cosa que se imagine se posee el plug-in correcto. (EducacionIt, 2014)

3.2.2. Opción 2. Visual Studio

Visual Studio es un instrumento de desarrollo en 1997 que es bastante completo debido a que posibilita tanto a desarrolladores con años de vivencia como a desarrolladores novatos redactar código de forma fácil. Visual Studio da las próximas propiedades y funciones:

- Posibilita entrar a un marketplace para instalar extensiones.

- Posibilita desarrollar y llevar a cabo bases de datos de SQL Server y Azure SQL de forma fácil.
- Posibilita desarrollar extensiones propias.
- Posibilita desarrollar tanto aplicaciones originarias como híbridas para Android, iOS y Windows. (ConectaSoftware, 2021)

3.2.3. Opción 3. Android Studio

Android Studio fue creado en 2013 y presenta las siguientes características:

Editor inteligente de código: Se incrementa la productividad de los desarrolladores con funcionalidades como por ejemplo el estudio de programación o la refactorización, que inciden en mejorar la calidad del código.

Emulador de funcionalidades: Android Studio posibilita al creador que pruebe su aplicación de manera virtual, sin la necesidad de un dispositivo móvil real, con las debidas configuraciones para los más recientes y antiguos teléfonos capaces, o tabletas, o dispositivos con Android TV o relojes capaces.

Plantillas de código: En el desarrollo de aplicaciones, Android Studio puede adicionar (de forma bastante sencilla) plantillas de código con patrones estándar que facilitan el trabajo del creador.

Adhesión de marcos de desarrollo: Android Studio, debido a la caja de herramientas Android NDK, admite la implementación de idiomas de programación como Java o C++.

Capacidad de ejecución con diferentes interfaces: Android Studio está preparado para llevar a cabo y depurar el código de aplicaciones desarrolladas con hardware de diferentes tecnologías.

Incorporación con SQL: Los desarrolladores tienen la posibilidad de edificar bases de datos basados en el lenguaje SQL. (Devmagazine,2018)

3.2.4. Criterios de selección IDE

Se da preferencia al IDE de acuerdo a la tabla 1 y que posee lo siguiente:

Simpleza: Empleo de lenguaje de programación general.

Soporte: Documentación, tutoriales e información relevante.

Integración: Arduino, base de datos y conectividad bluetooth.

Compatibilidad: Desarrollo para versiones anteriores de Android.

3.2.5. Selección de la mejor opción para el IDE

Tabla 14

Ponderación del IDE.

Parámetros	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Simpleza	3	3	3
Soporte	2	4	4
Integración	3	3	4
Compatibilidad	2	3	4
Suma	10	13	15

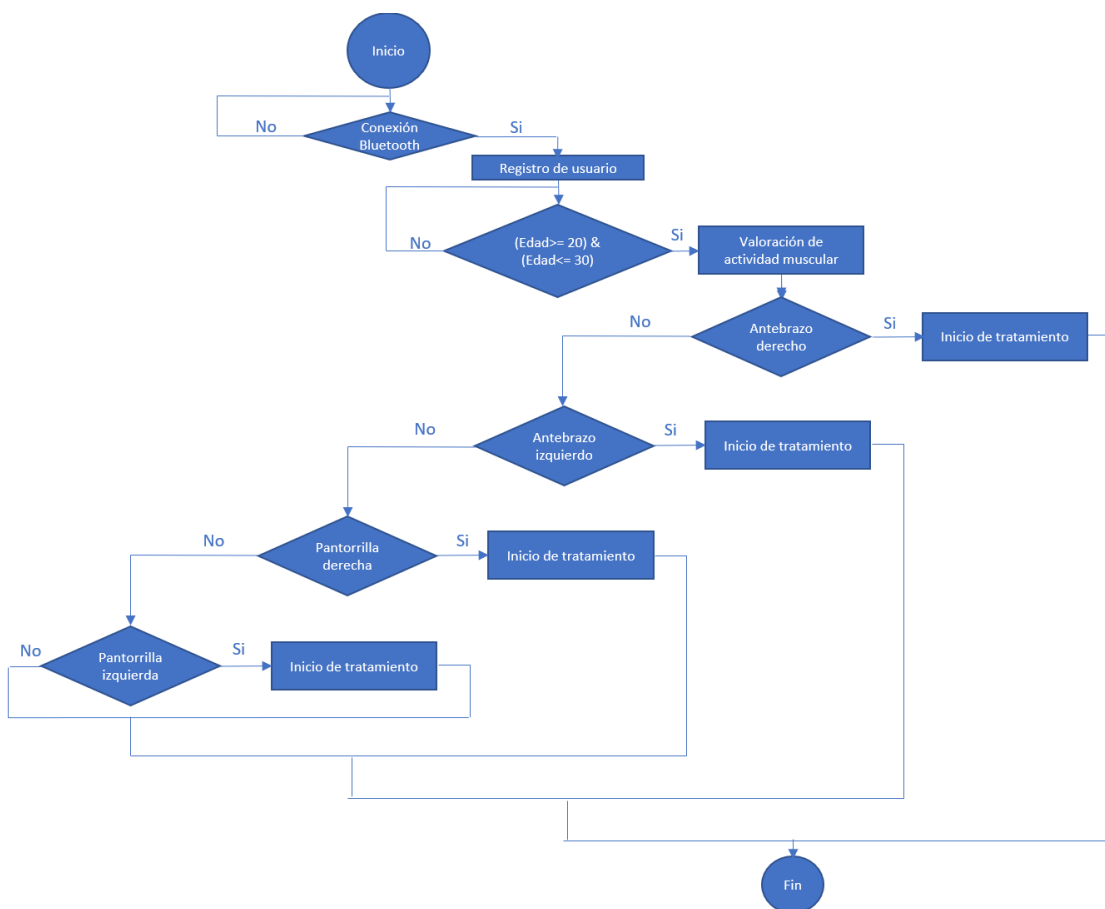
Según la valoración de las opciones para la selección IDE de la tabla 14, el IDE que más se acomoda con los requisitos establecidos es el de la opción 3, por lo que se usa el IDE Android Studio, debido a que su simpleza, soporte, compatibilidad y frecuencia de uso en el mercado, reflejan propiedades más importantes y superiores que la opción 1 y la opción 2.

3.3. Flujograma de la programación de la aplicación

En la aplicación de Android, se realizan las tareas de: presentar al usuario la información de manera más amigable para que sea de fácil comprensión y la comunicación inalámbrica entre el dispositivo móvil y el microcontrolador, por lo cual, se realiza el flujograma que se presenta en la figura 45.

Figura 45

Flujograma de la aplicación



3.4. Programación de la aplicación

Para programar la aplicación se requieren tres aspectos importantes a desarrollar, el primero lo compone el apartado visual presentado al usuario (HMI), el

segundo es todo aquello que ha sido codificado para el correcto funcionamiento de la aplicación (almacenamiento de información, tratamiento de la información y ejecución de tareas), finalmente, se emplea un apartado para el desarrollo de comunicación bluetooth (envío y recepción de datos).

3.4.1. Diseño del HMI

Al realizar el diseño de toda la aplicación se considera que el HMI es la parte más importante ya que se encarga de presentar la información de manera simple al usuario y también lo asiste para el correcto funcionamiento de la banda rehabilitadora.

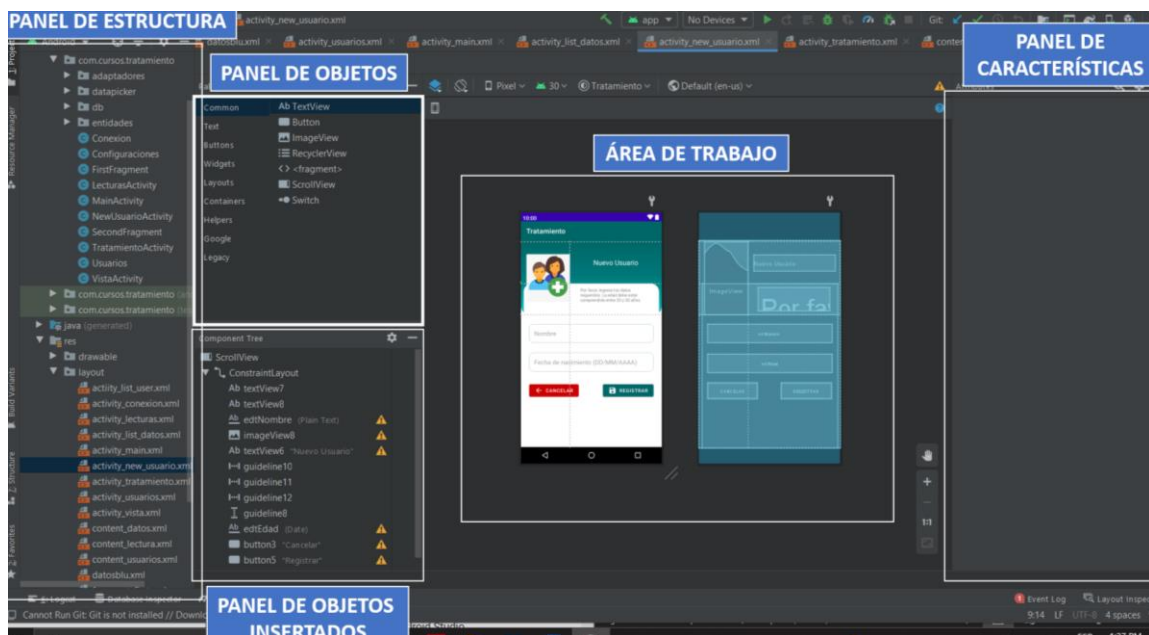
De este modo, de acuerdo a los requerimientos del usuario, se determina que el diseño del HMI lo componen siete actividades (información gráfica presentada al usuario), definidas como: Dispositivos, Usuarios, Nuevo usuario, Valoración de paciente, Ingreso lecturas y Tratamiento, las cuales se exponen posteriormente.

Android estudio presenta un entorno de trabajo amigable dividido en 5 paneles principales, el primer panel ha sido denominado como panel de estructura y en este se puede observar cómo se va componiendo el proyecto en su totalidad, el segundo panel es el de objetos en el cual se pueden observar diversos objetos que pueden ser utilizados para el diseño del HMI, el tercer panel es el de objetos insertados y en el se observa cada elemento que se encuentra ya ubicado en el área de trabajo, el cuarto panel es el panel denominado área de trabajo debido a que este es el lugar en donde se van a ubicar los objetos que se requieran y el último panel es el de características dado que en el se puede visualizar la característica propia de cada objeto que se utiliza en el área de trabajo.

Así, se empieza por el diseño gráfico y gracias a Android Studio se pueden encontrar fácilmente las herramientas que podrían hacer falta para el desarrollo de un HMI. Esto se puede observar en la figura 46.

Figura 46

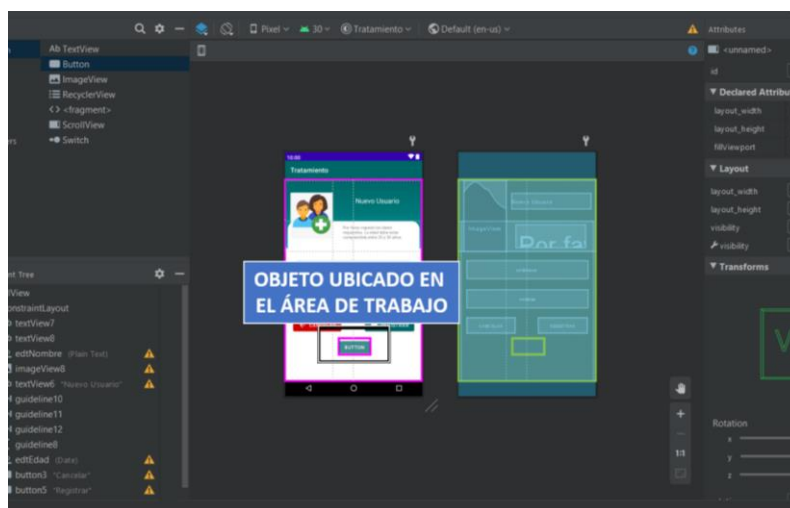
Estructura de Android Studio



Es tan sencillo realizar un diseño ya que basta con arrastrar el tipo de objeto que se desea al área de trabajo presentada en el centro de la pantalla. Como se muestra en la figura 47.

Figura 47

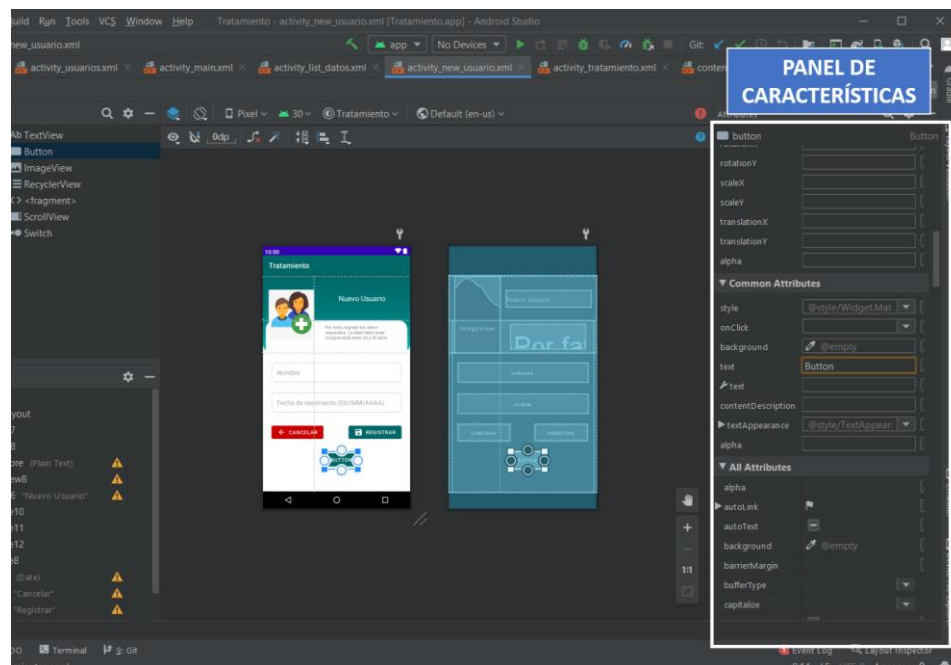
Objeto en el área de trabajo



Luego de haber ubicado el objeto, en la parte derecha del IDE se puede observar cómo aparecen una serie de propiedades del objeto en cuestión que deben ser modificados de acuerdo al requerimiento del HMI, allí se pueden observar parámetros como: tamaño de letra, alineación, visibilidad, color del fondo, color del texto, entre otros. Esto se muestra en la figura 48.

Figura 48

Propiedades de los objetos

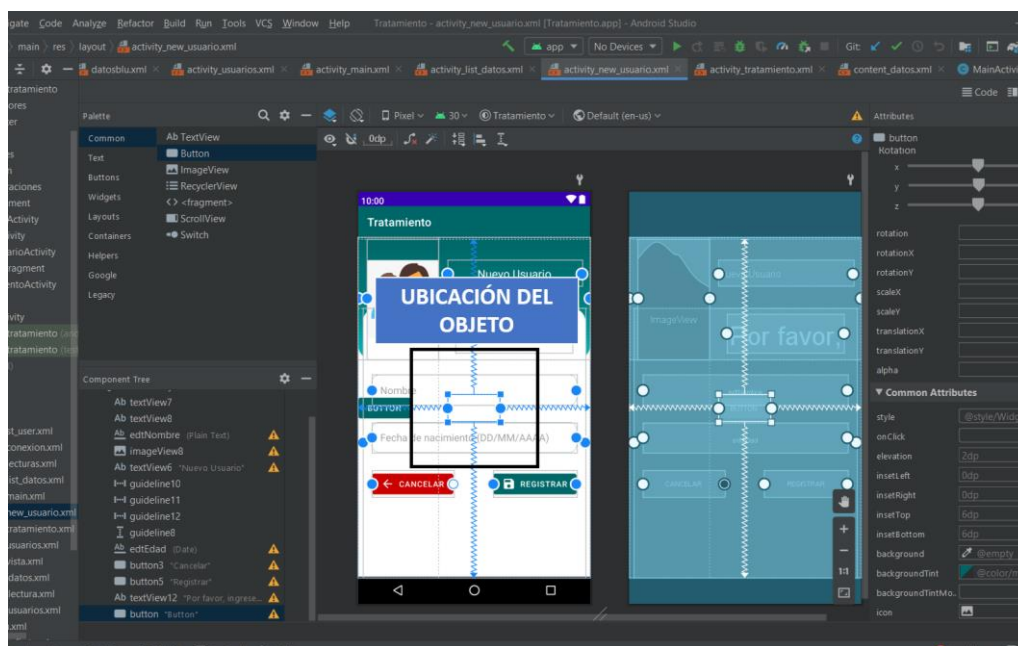


Cuando el objeto ha sido insertado en el área de trabajo del HMI requerida se debe realizar una orientación del objeto en la pantalla en la que se mostrará, es decir que no basta con colocar el objeto en la pantalla, sino que además hay que referenciarlo con los límites que aparecen en el área de trabajo ya que se debe considerar los diversos tamaños de pantalla que existen de acuerdo al dispositivo móvil en el que se utilizará la aplicación. Con estas referencias es posible pasar la aplicación

a diferentes teléfonos con tamaños diferentes de pantalla sin que se distorsionen. Un ejemplo se muestra en la figura 49.

Figura 49

Orientación de los objetos



Si la aplicación lo requiere, como en este caso, puede hacerse uso de “líneas guía” para una mejor ubicación de cada objeto. Estas líneas guía también forman parte de los objetos que pueden utilizarse para el diseño de la aplicación, por lo cual, se pueden hallar en el panel de objetos.

Una vez que todos los objetos han sido ubicados con sus respectivas propiedades y referencias en cada actividad de la aplicación se procede al desarrollo de la aplicación en el entorno de codificación.

3.4.2. Codificación

Para que cada objeto del tipo botones, cuadros de texto, actividades, listas,

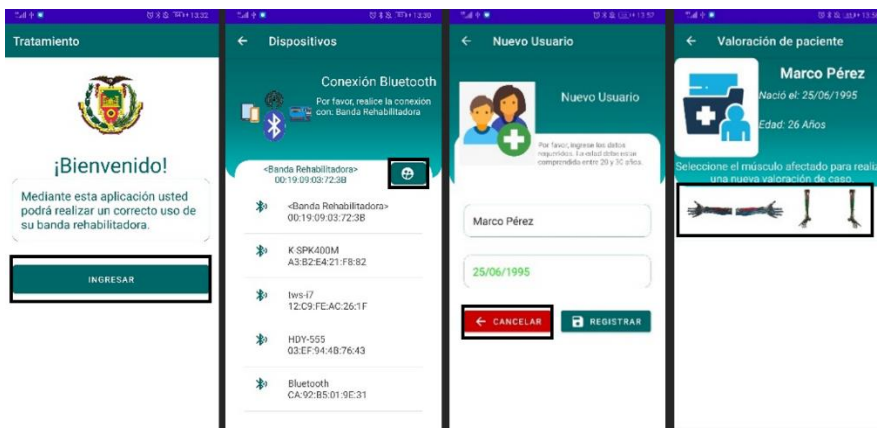
mensajes emergentes, etc... realicen alguna acción deben ser programados para ello. A continuación, se exponen la serie de tareas que se ejecutan en la aplicación exceptuando la parte de comunicación ya que esta se desarrollará en el siguiente apartado.

Programación de botones. Lo que permite el avance a cada apartado de la aplicación es el uso de botones, así, en cada actividad mayormente se encuentran botones de este tipo, de modo que, a través de ellos es posible avanzar en la aplicación o retroceder, sin embargo, también se programan botones para realizar otro tipo de tareas, tales como: guardar datos, adquirir datos, iniciar tratamiento y parar tratamiento.

Botones de avance y retroceso. Se usan estos botones en toda la aplicación y son programados para hacer un cambio de actividad al presionar en ellos, esto se hace mediante la codificación del botón mediante el direccionamiento a la actividad que se requiera. Se observan estos botones en la figura 50.

Figura 50.

Botones de avance y retroceso



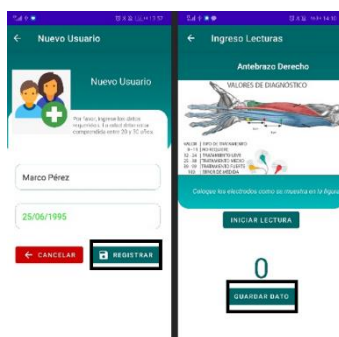
Nota. En la primera imagen se observa el botón ingresar, en la segunda el botón de

vinculación con bluetooth, en la tercera el botón cancelar y en la cuarta los botones con imágenes de cada músculo. Estos son usados para avanzar y retroceder entre actividades de la aplicación.

Botones de almacenamiento de datos. Con este botón se graban algunos datos que son requeridos para el uso de la banda rehabilitadora, en primera instancia se recopilan datos para el registro de los usuarios de la aplicación (nombre y fecha de nacimiento), y posteriormente, datos que son producto de la lectura del sensor muscular, de manera que, el botón se programa para que los mismos sean almacenados en una base de datos para que cada nuevo dato sea relacionado con el usuario en cuestión mediante un identificador único. Estos botones se muestran en la figura 51.

Figura 51

Botones de almacenamiento de datos



Nota. En la primera imagen se observa el botón registrar y en la segunda el botón guardar dato. Ambos utilizados para almacenar datos.

Botones de adquisición de datos. Este botón se encuentra cada vez que se requiere tomar datos de alguno de los músculos que pueden ser tratados con la banda

rehabilitadora (antebrazo derecho, antebrazo izquierdo, pantorrilla derecha y pantorrilla izquierda) y es el primer botón que vincula Android con Arduino ya que este es el encargado de enviar un dato para que Arduino determine qué acción realizar, en este caso, el botón envía el dato “A” que como se muestra en el capítulo dos, se encarga de hacer que la placa Arduino empiece a tomar datos con el sensor muscular y envíe dichos datos de regreso hacia el dispositivo móvil. El botón en cuestión se muestra en la figura 52.

Figura 52

Botones de adquisición de datos

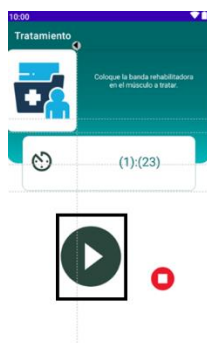


Botones de inicio de tratamiento. Se programa este botón de tal manera que envíe datos a Arduino para el inicio de los diferentes tipos de tratamiento (sin tratamiento, leve, medio y fuerte), esto se hace mediante una serie de condiciones que determinan el tipo de tratamiento requerido, tal que, si se requiere un tratamiento leve en el músculo, la aplicación envía el dato “B” a Arduino, lo cual provoca que los motores giren a una frecuencia de 90 Hz, si se requiere un tratamiento medio en el músculo, la aplicación envía el dato “C” a Arduino, lo cual provoca que los motores giren a una frecuencia de 110 Hz y si se requiere un tratamiento fuerte en el músculo, la aplicación

envía el dato “D” a Arduino, lo cual provoca que los motores giren a una frecuencia de 120 Hz. El botón se observa en la figura 53.

Figura 53

Botones de inicio de tratamiento



Botones de parar tratamiento. Eventualmente se requerirá que el tratamiento se detenga momentáneamente por lo que se programa este botón para que el usuario pueda realizar una pausa si lo requiere, así, internamente la aplicación se encarga de enviar el dato “P” a Arduino de manera que la tarea que ejecuta el microcontrolador es establecer la frecuencia de giro de los motores a 0 Hz, lo cual es equivalente a detenerlo. La figura 54 muestra este botón.

Figura 54

Botones de parar tratamiento



Validaciones de datos. Para que la aplicación funcione correctamente se establecen ciertas validaciones durante su uso, este tipo de programación ayuda a determinar posibles errores que el usuario puede cometer y con ello se pueden identificar fallos en el funcionamiento de la aplicación que pueden ser corregidos para garantizar una experiencia correcta en el uso de la aplicación. Se requiere validación en la conexión bluetooth, en el acceso de nombre y fecha de nacimiento y en la adquisición de datos.

Validación de conexión bluetooth. Cuando se emplea la aplicación hay una actividad que dicta específicamente al usuario que es necesario habilitar la conexión bluetooth del dispositivo móvil, así que, mientras no se realice esta validación el usuario no podrá hacer uso de la misma, esto se hace mediante la aparición de un mensaje emergente que se muestra al usuario, tal como se observa en la figura 55.

Figura 55

Validación de la conexión



Validación de nombre. El cuadro de texto respecto al nombre posee dos restricciones, la primera requiere que el usuario ingrese algún valor, es decir, que el

campo no esté vacío, y la segunda, que se ingrese una cadena de caracteres mayor a dos.

Validación de edad. El siguiente cuadro de texto es programado para que no se permita el acceso a personas que no sean mayores de edad, ya que las especificaciones técnicas con las que es diseñado el proyecto así lo requieren. Las validaciones b) y c) se muestran en la figura 56.

Figura 56

Validación de nombre y edad



Validación de adquisición de datos. En el apartado de lectura de datos a través del sensor muscular, cuando se toman datos puede ocurrir que la lectura del sensor sea incorrecta, por lo cual se informa al usuario que en el caso de obtener una lectura de valor “100”, entonces, se trata de una medida incorrecta provocada por el mal empleo de los electrodos al captar los datos. Esto se observa en la figura 57.

Figura 57*Validación de adquisición de datos*

Condiciones de tratamiento. Para que se asigne el tratamiento adecuado al paciente se establecen rangos de afectación que determinan la frecuencia de giro de los motores vibradores, de manera que, una vez que se hayan hecho las tomas de datos la aplicación en Android determina la variable que se enviará al microcontrolador Arduino de acuerdo a los datos obtenidos en el capítulo dos, estos datos pueden ser: “Ninguno”, si el rango de afectación se encuentra entre los intervalos de 0 a 11 para los músculos flexores de las manos y entre 0 a 38 para los músculos flexores de los pies, “B”, si el rango de afectación se encuentra entre los intervalos de 12 a 24 para los músculos flexores de las manos y entre 39 a 51 para los músculos flexores de los pies, “C”, si el rango de afectación se encuentra entre los intervalos de 25 a 38 para los músculos flexores de las manos y entre 52 a 69 para los músculos flexores de los pies, y “D”, si el rango de afectación se encuentra entre los intervalos de 39 a 99 para los músculos flexores de las manos y entre 70 a 99 para los músculos flexores de los pies. Ejemplos de esto se muestran en la figura 58.

Figura 58

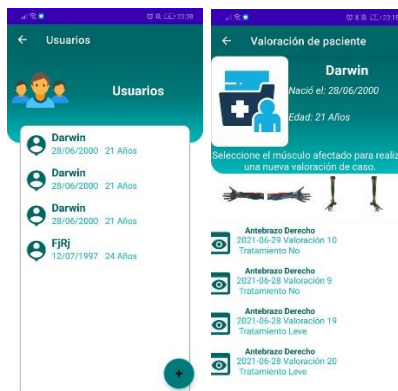
Condiciones de tratamiento



Base de datos. La aplicación es desarrollada para que se puedan crear nuevos usuarios en los cuales se pueden almacenar de forma individual cada uno de los datos adquiridos en la lectura realizada por el sensor muscular. La base de datos empieza a crearse con el registro de un nuevo usuario con su nombre, edad e identificador único con el cual se vincularán los demás datos que se vayan tomando conforme se utilice la aplicación. En la figura 59 se observan algunos registros creados en la base de datos.

Figura 59

Base de datos



3.4.3. Conexión bluetooth

La comunicación de Android con Arduino implica el uso de sentencias en el lenguaje de programación de la plataforma de desarrollo de la aplicación y no en Arduino, es decir, no es necesario tomar alguna consideración especial en Arduino, de modo que, basta con enviar y recibir los datos a través de sentencias simples, pero, en Android la comunicación se complica un poco más ya que implica todo un sistema operativo con seguridad, acceso específico al hardware del dispositivo y un establecimiento de punto de comunicación entre dispositivos.

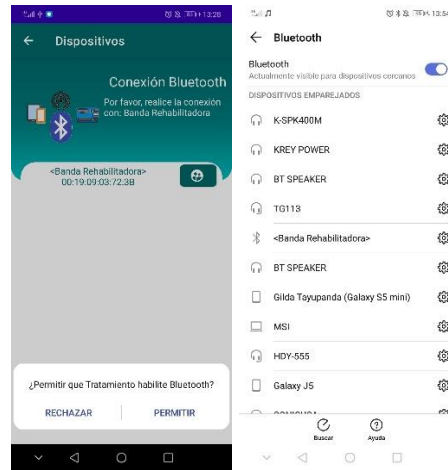
Permisos de acceso. El uso de bluetooth es un factor que considera seguridad, ya que se puede enviar y recibir datos externos al dispositivo móvil que pueden afectar al funcionamiento del mismo, por lo cual, en la programación de la aplicación lo primero que se hace para que se establezca una comunicación externa es pedir permisos de acceso al usuario.

Otro factor de acceso que debe considerarse es el de vincular, antes del uso de la aplicación, al dispositivo móvil con el módulo HC-05, lo cual se configura al ingresar al apartado de bluetooth del dispositivo móvil en el cual se permite buscar un nuevo dispositivo y allí aparecerá posteriormente el dispositivo “banda rehabilitadora” con el cual se desea realizar la vinculación mediante el código de acceso “1234”.

Una vez que se hayan realizado estos pasos, se puede realizar la comunicación del dispositivo móvil con la banda rehabilitadora. Se puede observar esto en la figura 60.

Figura 60

Permisos de acceso



Acceso al dispositivo en la aplicación. Siempre que se realizan comunicaciones entre dispositivos, cada dispositivo llega a tener un identificador único que ayuda al programador a reconocer cual es el dispositivo al que específicamente se desea conectar, así, en la programación de la aplicación lo primero que debe realizarse es la identificación del dispositivo (dirección MAC) para que se pueda establecer la comunicación con la banda rehabilitadora y no otro dispositivo.

Punto de comunicación. Luego de establecer la comunicación de los dispositivos con su respectivo identificador se hace uso del tipo de comunicación cliente servidor mediante el cual hace falta un punto de comunicación que permite recibir solicitudes de conexiones entrantes y proporcionar a la aplicación la capacidad de enviar y recibir datos.

Se elige este tipo de comunicación porque el dispositivo bluetooth de la banda rehabilitadora siempre se encuentra a la espera de información, así, se deja un canal de comunicación abierto entre ambos dispositivos.

Errores. A medida que se va efectuando la comunicación bluetooth pueden surgir algunos errores, por lo cual se programa la aplicación para alertar al usuario cuando se presenten errores. Un error que suele ocurrir es el de la creación del punto de comunicación que eventualmente se da porque el dispositivo enlazado es el incorrecto o simplemente porque se presentan problemas temporales en la comunicación los cuales se solucionan automáticamente luego de esperar un tiempo corto en que se inicia un nuevo proceso de conexión.

3.5. Descripción de la aplicación

Al desarrollar aplicaciones, se debe entender que para Android Studio deben ser programadas esencialmente en dos partes, la parte gráfica (archivos de tipo .xml) y la parte codificada (archivos de tipo .java) para cada pantalla que se muestra en el dispositivo móvil, por lo que, se explica cada una de ellas.

El aplicativo hace uso de nueve actividades que son las pantallas que se muestran en el dispositivo móvil y se van exponiendo en el desarrollo de este capítulo.

3.5.1. Actividad 1: Tratamiento

Esta actividad muestra una descripción corta de la aplicación y posteriormente un botón que conduce al usuario a una nueva actividad que le permitirá conectar la banda rehabilitadora con el dispositivo móvil. La primera actividad se muestra en la figura 61.

Figura 61

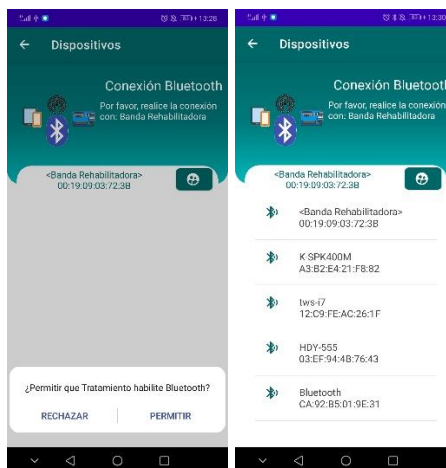
Primera actividad – Menú principal

**3.5.2. Actividad 2: Dispositivos**

Esta actividad conecta el dispositivo móvil con el módulo HC-05 para que haya transferencia de información con el Arduino nano. Al empezar detecta si está encendida la comunicación Bluetooth y de no ser así pide al usuario que le permita a la aplicación hacerlo, como lo muestra la figura 48, una vez hecho eso se muestra una pantalla que le permite elegir el dispositivo al cual conectarse y se le expresa al usuario explícitamente el nombre del dispositivo al cual debe vincularse, como se puede ver en la figura 62.

Figura 62

Segunda actividad de la aplicación.



Nota: En la parte izquierda se observa el requerimiento de Activación Bluetooth y en la derecha los dispositivos que se encuentran disponibles.

3.5.3. Actividad 3: Usuarios

En esta actividad se puede hacer el ingreso de datos para un usuario nuevo o el acceso a algún usuario ya registrado anteriormente. Mediante el botón “+” se puede acceder al menú de registro de datos para un nuevo usuario, generando una estadística y seguimiento de los valores obtenidos en sesiones anteriores, mientras que, mediante un clic a alguno de los usuarios ya registrados se permite el acceso a los datos de actividad muscular que se han obtenido anteriormente o si el usuario desea puede acceder a una nueva tarea de adquisición de datos. Esta actividad se muestra en la figura 63.

Figura 63

Tercera actividad – Usuarios

**3.5.4. Actividad 4: Nuevo usuario**

Luego de haber presionado el botón "+", se presenta al usuario una nueva actividad que solicita al usuario los datos de "nombre" y "fecha de nacimiento" para su ingreso al registro de datos de la aplicación. Cabe recalcar que en esta actividad se hace una validación de la edad del usuario ya que la banda rehabilitadora ha sido diseñada para el uso de personas mayores de edad debido al tamaño y grosor de sus extremidades como se expone en el capítulo dos, especificando el lugar. Se puede observar esta actividad en la figura 64.

Figura 64*Cuarta actividad – Nuevo usuario*

← Nuevo Usuario

Nuevo Usuario

Por favor, ingrese los datos requeridos. La edad debe estar comprendida entre 20 y 30 años.

Marco Pérez

25/06/1995

← CANCELAR REGISTRAR

3.5.5 Actividad 5: Valoración de paciente

Quando se hace clic sobre alguno de los pacientes ya registrados, la aplicación direcciona al usuario a una nueva actividad en la que se pueden observar registros anteriores de la actividad muscular del paciente o también empezar una nueva actividad de adquisición de datos de alguno de los músculos que el usuario considere afectado, como se muestra en la figura 65.

Figura 65

Quinta actividad – Valoración de paciente



3.5.6. Actividad 6: Ingreso lecturas

El aplicativo continúa con la valoración del paciente en la siguiente actividad, esta actividad varía de acuerdo al músculo en cuestión, es decir, si el usuario presiona el botón del antebrazo derecho, al usuario se le presentará la información respectiva a dicho músculo, si presiona el botón de la pantorrilla derecha, se le presentará información que le asista con respecto a este músculo y así sucesivamente. Aquí también se muestra información que enseña al paciente como deben conectarse los electrodos en los músculos que desean ser evaluados. Finalmente, una vez que se hayan seguido las indicaciones, el usuario tiene dos posibles opciones: iniciar el proceso de adquisición de datos o guardar el dato que se ha adquirido. La actividad expuesta se muestra en la figura 66.

Figura 66

Sexta actividad – Ingreso Lecturas



3.5.7. Actividad 7: Tratamiento

Terminado el proceso de adquisición de datos el usuario es llevado a la actividad valoración de paciente y en ella se puede observar el registro de la información respectiva a cada músculo sensado anteriormente, cuando se hace clic sobre alguno de dichos registros, el usuario ingresa a la actividad tratamiento, actividad en la cual puede observar información para la correcta ubicación de la banda rehabilitadora para así poder iniciar el tratamiento y dos botones que le permiten controlar el uso de la misma, el botón inicio enciende la banda rehabilitadora con los valores de frecuencia asociados al tipo de tratamiento requerido por el músculo (no requerido, leve, medio o fuerte), mientras que el botón stop, detiene el tratamiento hasta que el usuario vuelva a presionar el botón inicio. La figura 67. muestra la actividad en cuestión.

Figura 67

Séptima actividad – Tratamiento

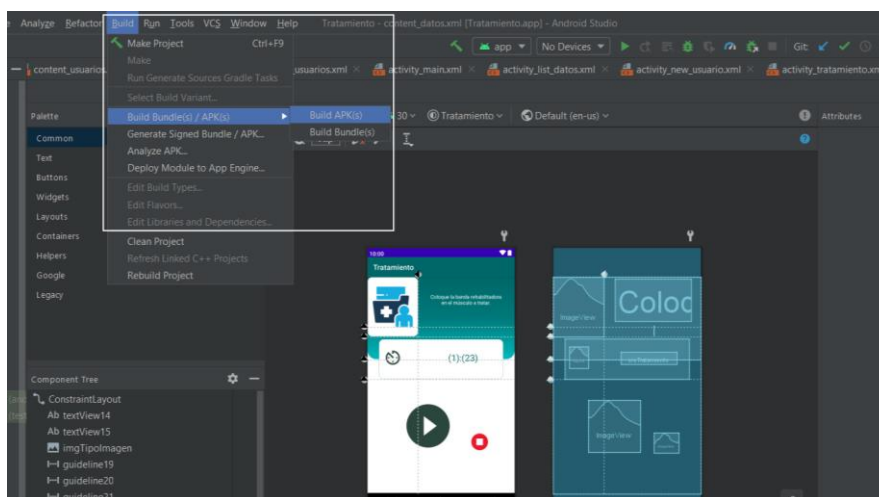


3.6. Instalación de la aplicación

Una vez que se ha terminado el desarrollo íntegro de la aplicación, Android Studio permite al usuario generar un archivo denominado APK (Android Application Package) el cual puede ejecutarse en el dispositivo móvil para su instalación, por lo que se procede a generar tal archivo como se muestra en la figura 68.

Figura 68

Generación del archivo APK del aplicativo móvil



Para la ejecución correcta del archivo APK, se debe considerar que la aplicación es desarrollada para la versión de Android 5.0. como mínima y que para su instalación es necesario acceder al modo desarrollador del dispositivo móvil.

El modo desarrollador es de fácil acceso, el usuario simplemente debe dirigirse a ajustes, acerca del teléfono y tocar el campo de número de compilación por siete veces hasta que le aparezca el mensaje que se muestra en la figura 69.

Figura 69

Acceso al modo desarrollador en Android



Capítulo IV

4. Pruebas y Evaluación de Resultados

Para comprobar la efectividad de la banda rehabilitadora es necesario que se verifique su correcto funcionamiento y posteriormente sea aplicado el tratamiento a pacientes que presenten el síntoma de espasticidad.

Para las pruebas de funcionamiento, se realiza una serie de adquisición de datos y se verifica que el valor sea constante, posteriormente se verifica si la asignación de tipo de tratamiento es la correcta.

Para la validación en pacientes, se realiza la toma de datos de su actividad muscular inicial, se aplica el tratamiento con la banda rehabilitador y finalmente, se realiza una adquisición de datos luego de cada sesión de rehabilitación.

4.1. Pruebas De Funcionamiento De La Banda Rehabilitadora

Estas pruebas son realizadas con una muestra de 10 sujetos que cuentan con las especificaciones de percentil en talla y peso adecuadas para la aplicación de la banda rehabilitadora. Se emplea esta prueba para determinar si el sensor es constante en cada una de sus mediciones.

4.1.1. Etapa 1: Validación Del Sensor

Se realizan 5 tomas cada minuto en cada músculo, siendo el resultado el porcentaje de afectación de cada músculo.

Leyendas:

- Antebrazo derecho (AD)

- Antebrazo izquierdo (AI)
- Pantorrilla derecha (PD)
- Pantorrilla izquierda (PI)

Tabla 15*Validación del sensor*

SUJETO	EXTREMIDAD	1ER	2DA	3RA	4TA	5TA
		TOMA	TOMA	TOMA	TOMA	TOMA
		[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
1	AD	6	7	6	6	7
	AI	7	7	6	6	5
	PD	21	22	20	20	20
	PI	14	14	16	17	17
2	AD	9	9	10	9	8
	AI	9	11	11	11	8
	PD	10	11	10	12	12
	PI	13	13	13	13	13
3	AD	5	5	5	6	5
	AI	6	6	7	7	5
	PD	29	29	29	25	25
	PI	32	32	32	33	36

SUJETO	EXTREMINDAD	1ER	2DA	3RA	4TA	5TA
		TOMA	TOMA	TOMA	TOMA	TOMA
		[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
4	AD	1	1	1	1	1
	AI	9	8	8	8	5
	PD	11	14	13	15	15
	PI	27	29	29	28	27
5	AD	1	1	1	2	2
	AI	2	3	3	3	2
	PD	26	27	27	27	27
	PI	28	30	30	30	31
6	AD	5	6	6	6	7
	AI	8	8	8	8	7
	PD	14	14	13	14	15
	PI	14	15	15	15	15
7	AD	3	3	4	6	4
	AI	4	5	5	5	5
	PD	5	6	7	7	9
	PI	9	10	10	10	11

SUJETO	EXTREMIDAD	1ER	2DA	3RA	4TA	5TA
		TOMA	TOMA	TOMA	TOMA	TOMA
		[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
8	AD	11	13	15	14	15
	AI	15	15	15	15	15
	PD	3	2	2	2	2
	PI	3	3	3	3	2
9	AD	8	6	6	6	6
	AI	6	6	6	6	6
	PD	23	25	24	24	24
	PI	25	26	26	26	25
10	AD	6	6	4	4	4
	AI	4	4	5	5	6
	PD	12	12	9	8	10
	PI	10	9	9	11	10

Según lo que se puede observar en la tabla 15, se concluye que el sensor presenta mediciones similares en cada toma de datos con un porcentaje de variación de $\pm 4\%$ en la medida del nivel de afectación.

4.1.2. Etapa 2: Asignación De Tratamiento

La asignación correcta del tratamiento será probada mediante 2 procesos, el primero incluye personas sin la afectación, pero, simulando que tienen la afectación, mientras que, el segundo incluye personas que sí presentan el síntoma de espasticidad.

Prueba de asignación de tratamiento simulada. Se empieza con una muestra de 7 supuestos casos y se realiza una medición con el sensor del proyecto para obtener la evaluación de afectación muscular a cada sujeto simulando una de las afectaciones (leve, media o fuerte), para que la máquina determine el tipo de afectación que le corresponde y luego se exponen los mismos casos al médico para que de acuerdo a su experiencia determine el nivel de afectación que considere adecuado. Una vez que se terminan de tomar los datos y asignar los tratamientos por parte de la máquina y por parte del médico, se comparan ambas estimaciones y se determina el porcentaje de acierto que presenta la máquina. Tanto el médico como la máquina, sin que haya algún tipo de sugestión entre ambos, realizan sus estimaciones. La prueba determina que tan acertada es la asignación del tratamiento de la máquina.

La tabla 16 muestra la toma de datos y las asignaciones de tratamiento determinados por la banda rehabilitadora.

Tabla 16

Asignación de tratamiento por la banda rehabilitadora.

Sujeto	Extremidad	Toma [%]	Tratamiento
1	AD	17	Leve
2	AI	31	Medio

3	PD	81	Fuerte
Sujeto	Extremidad	Toma [%]	Tratamiento
4	PI	42	Leve
5	PI	45	Leve
6	PD	92	Fuerte
7	AI	20	Leve

La tabla 17 muestra la toma de datos y las asignaciones de tratamiento determinados por el médico especialista.

Tabla 17

Asignación de tratamiento por el médico especialista.

Sujeto	Extremidad	Tratamiento
1	AD	Leve
2	AI	Leve
3	PD	No requiere
4	PI	Fuerte
5	PI	Fuerte
6	PD	Fuerte
7	AI	Fuerte

A continuación, la tabla 18 muestra una comparación entre las asignaciones de tratamiento.

Tabla 18

Comparación de asignaciones de tratamiento.

Sujeto	Banda rehabilitadora	Médico	Aciertos
1	Leve	Leve	X
2	Medio	Leve	
3	Fuerte	No requiere	
4	Leve	Fuerte	
5	Leve	Fuerte	
6	Fuerte	Fuerte	X
7	Leve	Fuerte	

Mediante esta tabla y al aplicar la metodología de doble ciego se determina que la banda rehabilitadora posee un 28,6% de acierto en la asignación de tratamiento requerido al simular la afectación.

Prueba de asignación de tratamiento real. Posteriormente se hace la misma prueba con casos verdaderos de espasticidad. Para esta prueba se cuenta con 3 casos reales diagnosticados por el médico, la muestra es pequeña debido a las circunstancias actuales que impiden la accesibilidad a más casos, sin embargo, son casos que según la pericia del médico, representan a la mayoría de ellos. Así, se obtienen los datos de la tabla 19.

Tabla 19

Asignación de tratamiento por la banda rehabilitadora en casos reales.

Sujeto	Extremidad	Tratamiento
1	Ad	Medio
2	Pd	Fuerte
3	Pi	No requiere

Luego de que la banda rehabilitadora ha asignado el tratamiento, se procede a definir los diagnósticos respectivos por parte del médico, esto se puede observar en la tabla 20.

Tabla 20

Asignación de tratamiento por el médico en casos reales.

Sujeto	Extremidad	Tratamiento
1	AD	Medio
2	PD	Fuerte
3	PI	Fuerte

Finalmente, se comparan las asignaciones de tratamiento en la tabla 21.

Tabla 21*Comparación de asignaciones de tratamiento en casos reales*

Sujeto	Banda rehabilitadora	Médico	Aciertos
1	Medio	Medio	X
2	Fuerte	Fuerte	X
3	No requiere	Fuerte	

Al analizar los datos se lleva a la conclusión de que la banda rehabilitadora presenta un 66.67% de acierto en asignación de tratamientos para casos reales.

La efectividad del sensor para el diagnóstico de caso de espasticidad es definida mediante el cálculo del promedio de la suma de los dos valores de porcentaje de acierto (el porcentaje dado en pruebas supuestas y el porcentaje obtenido en pruebas reales), de modo que, se obtiene un 47.63% de acierto total, lo cual no representa un porcentaje adecuado para realizar diagnóstico de enfermedades de este tipo y por lo tanto se excluye la efectividad del sensor de la máquina rehabilitadora.

Según el médico, el síntoma de espasticidad empieza siendo un problema cognitivo que afecta a la actividad muscular, pero, cuando no es tratado a tiempo el síntoma empieza a desarrollar afectaciones mayores de tipo estructural, es decir, que el músculo ya no es aquel que causa las anomalías, sino más bien trascienden a un plano en que los huesos, cartílagos y tendones de tanto estar contraídos adquieren posiciones fuera de lo normal, provocando malformaciones incorregibles. Esta teoría explica porque el sensor no puede determinar correctamente cierto tipo de diagnósticos, pues al ser un sensor muscular tan solo puede determinar este tipo de

datos y no más fuera de ellos.

Por otro lado, tampoco se considera eficiente el método de diagnóstico por medio del sensor muscular dado que la musculatura de cada persona es muy diversa y entorpece la asignación de manera general, sin embargo, se cree que este tipo de dato podría mejorarse aplicando una escala de nivel de afectación para cada individuo de forma particular.

4.1.3. Etapa 3: Validación De La Rehabilitación

Para esta prueba se realiza la rehabilitación a 2 pacientes que, aunque no poseen la enfermedad de esclerosis múltiple presentan el síntoma de espasticidad, que es la afectación en la cual el proyecto se enfoca a tratar.

En coordinación con el médico se estipula que son necesarias 9 sesiones de 30 minutos. Cada sesión consiste en la aplicación del tratamiento y la adquisición de datos de la actividad muscular del paciente para determinar el avance que se va dando en la recuperación del paciente a medida que avanza el proceso de rehabilitación.

Dado que el diagnóstico de la enfermedad no puede ser otorgado por la banda rehabilitadora, la rehabilitación de cada paciente se determina a través del porcentaje de nivel de afectación determinado por el médico. Así se utiliza la tabla 22 para valorar la rehabilitación del paciente.

Tabla 22*Índice de rehabilitación*

Calificación	Descripción
Normal	Si el paciente ha recuperado menos del 33% de movilidad comparada con la inicial
Nivel 1	Si el paciente ha recuperado menos del 66%, pero más del 33% de movilidad comparada con la inicial
Nivel 2	Si el paciente ha recuperado más del 66% de movilidad comparada con la inicial

En la tabla 23, se observa la valoración del especialista en la rehabilitación realizada por la banda rehabilitadora

Tabla 23*Paciente 1 – Antebrazo derecho*

Sesión	Nivel de afectación	Calificación
1	Medio	Normal
2	Leve	Normal
3	No requiere	Nivel 1
4	No requiere	Nivel 1
5	No requiere	Nivel 1
6	No requiere	Nivel 1
7	No requiere	Nivel 2

8	No requiere	Nivel 2
9	No requiere	Nivel 2

En la tabla 24 se pueden observar los datos adquiridos del paciente 1 al aplicar la terapia en su antebrazo derecho.

Tabla 24

Paciente 1 – Pantorrilla derecha

Sesión	Nivel de afectación	Calificación
1	Fuerte	Normal
2	Fuerte	Normal
3	Fuerte	Normal
4	Medio	Nivel 1
5	Medio	Nivel 1
6	Medio	Nivel 1
7	Leve	Nivel 2
8	Leve	Nivel 2
9	No requiere	Nivel 2

En la tabla 25, se pueden observar los datos adquiridos del paciente 2 al aplicar la terapia en su antebrazo derecho.

Tabla 25

Paciente 2 – Antebrazo derecho

Sesión	Nivel de afectación	Calificación
--------	---------------------	--------------

1	Fuerte	Normal
2	Fuerte	Normal
Sesión	Nivel de afectación	Calificación
3	Fuerte	Normal
4	Fuerte	Normal
5	Fuerte	Normal
6	Fuerte	Normal
7	Fuerte	Normal
8	Fuerte	Normal
9	Fuerte	Normal

Como se demostró en la etapa 2, la evaluación que realiza el sensor de la banda rehabilitadora es inadecuado para diagnosticar la enfermedad, puntualmente se observa que en el caso 3 la persona presenta un avance ya muy avanzado de la enfermedad que es incorregible, pues el paciente presenta rigidez articular, contracturas y distonía según el especialista, por lo cual, el sensor no es capaz de medir todas estas afecciones y como se demuestra en la tabla 25, tampoco es posible rehabilitarlo.

De acuerdo a lo observado en cada una de las tablas, el médico especialista determina que la banda rehabilitadora es capaz de ayudar a la rehabilitación del síntoma de espasticidad con la ayuda de otros medios de rehabilitación como la fisioterapia y siempre que el tratamiento sea temprano luego de haber sido detectado el síntoma, ya que, cuando el síntoma ha sido permanente durante mucho tiempo (como es el caso del paciente 2) es imposible la rehabilitación por medio de la banda rehabilitadora e inclusive por ningún otro método al día de hoy.

Es muy importante observar que la recuperación del paciente es progresiva y dependiente del número de rehabilitaciones, de modo que, con 9 sesiones, la rehabilitación en pacientes con diagnóstico y tratamiento temprano de espasticidad empiezan a ser más notorios.

4.2. Validación De La Hipótesis

Para poder validar la hipótesis se utiliza el método de chi cuadrado para frecuencias esperadas iguales, de modo que, se asigna en primer lugar la hipótesis nula (H0) y la hipótesis alternativa (H1).

H0: El diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora con aplicación de terapia vibratoria no sirve como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista.

H1: El diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora con aplicación de terapia vibratoria sirve como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista.

Se considera a continuación que se realizaron 27 sesiones en los 3 distintos casos presentados, se cuentan los valores de calificación considerados en el estado de rehabilitación del paciente debido a la banda rehabilitadora considerados por el médico y se anotan para determinar el cumplimiento o negación de la hipótesis. Esto se puede observar en la tabla 26.

Tabla 26

Estado de rehabilitación del paciente conforme a la cantidad de sesiones realizadas

	Normal	Nivel 1	Nivel 2	Total
Caso 1	2	4	3	9
Caso 2	3	3	3	9
Caso 3	9	0	0	9
Total	14	7	6	27

Cada uno de estos valores son considerados como las frecuencias observadas (FO) y una vez que se han obtenido estos datos se procede al cálculo de las frecuencias esperadas (FE) para cada una ellas. Los datos de las frecuencias esperadas para cada uno de los valores de frecuencia observados, se obtienen al utilizar la ecuación 14.

$$FE = \frac{\text{Total columna (Para dicha celda)} * \text{Total Fila (Para dicha celda)}}{\text{Suma Total}} \quad (14)$$

Así las frecuencias esperadas para todos los valores se muestran en la tabla 27.

Tabla 27

Frecuencias observadas y esperadas

Frecuencia observada	Frecuencia esperada
---------------------------------	--------------------------------

2	4.66666667
4	2.33333333
Frecuencia observada	Frecuencia esperada
2	2
3	4.66666667
3	2.33333333
3	2
9	4.66666667
0	2.33333333
0	2

Al obtener las frecuencias esperadas se realiza el cálculo de cada uno de los términos que intervendrán en el cálculo del chi cuadrado que se observa en la ecuación 15.

$$\sum \frac{(FO - FE)^2}{FE} \quad (15)$$

Donde:

FO: Frecuencia observada

FE: Frecuencia esperada

Esto se puede observar en la tabla 28.

Tabla 28*Chi cuadrado*

Frecuencia observada	Frecuencia esperada	Chi cuadrado
2	4.66666667	1.52380952
4	2.33333333	1.19047619
2	2	0
3	4.66666667	0.5952381
3	2.33333333	0.19047619
3	2	0.5
9	4.66666667	4.02380952
0	2.33333333	2.33333333
0	2	2
Total		12.3571429

El valor de la última fila de la tabla 28 representa el valor del chi cuadrado. Para este caso el valor de chi cuadrado es de 12.36.

Según el análisis de esta metodología el siguiente paso es compararlo con el valor de chi cuadrado dado por tablas, por lo cual se deben determinar los valores de grado de libertad y nivel de significancia. El grado de libertad se obtiene al multiplicar el valor del número de columnas menos 1, por el número de filas menos 1, dando como resultado 4 grados de libertad. El nivel de significancia usualmente 0.05 que

correspondería al 5% de error admitido.

En la figura 70, se puede observar el valor del chi cuadrado obtenido por tablas de acuerdo a los valores de nivel de significancia y grados de libertad.

Figura 70

Chi cuadrado tabulado

P = Probabilidad de encontrar un valor mayor o igual que el chi cuadrado tabulado, v = Grados de Libertad

v/p	0,001	0,0025	0,005	0,01	0,025	0,05	0,1	0,15	0,2	0,25	0,3	0,35	0,4
1	10,8274	9,1404	7,8794	6,6349	5,0239	3,8415	2,7055	2,0722	1,6424	1,3233	1,0742	0,8735	0,7083
2	13,8150	11,9827	10,5965	9,2104	7,3778	5,9915	4,6052	3,7942	3,2189	2,7726	2,4079	2,0996	1,8326
3	16,2660	14,3202	12,8381	11,3449	9,3484	7,8147	6,2514	5,3170	4,6416	4,1083	3,6649	3,2831	2,9462
4	18,4662	16,4238	14,8602	13,2767	11,1433	9,4877	7,7794	6,7449	5,9886	5,3853	4,8784	4,4377	4,0446
5	20,5147	18,3854	16,7496	15,0863	12,8325	11,0705	9,2363	8,1152	7,2893	6,6257	6,0644	5,5731	5,1319
6	22,4575	20,2491	18,5475	16,8119	14,4494	12,5916	10,6446	9,4461	8,5581	7,8408	7,2311	6,6948	6,2108
7	24,3213	22,0402	20,2777	18,4753	16,0128	14,0671	12,0170	10,7479	9,8032	9,0371	8,3834	7,8061	7,2832
8	26,1239	23,7742	21,9549	20,0902	17,5345	15,5073	13,3616	12,0271	11,0301	10,2189	9,5245	8,9094	8,3505
9	27,8767	25,4625	23,5893	21,6660	19,0228	16,9190	14,6837	13,2880	12,2421	11,3887	10,6564	10,0060	9,4136
10	29,5879	27,1119	25,1881	23,2093	20,4832	18,3070	15,9872	14,5339	13,4420	12,5489	11,7807	11,0971	10,4732
11	31,2635	28,7291	26,7569	24,7250	21,9200	19,6752	17,2750	15,7671	14,6314	13,7007	12,8987	12,1836	11,5298
12	32,9092	30,3182	28,2997	26,2170	23,3367	21,0261	18,5493	16,9893	15,8120	14,8454	14,0111	13,2661	12,5838
13	34,5274	31,8830	29,8193	27,6882	24,7356	22,3620	19,8119	18,2020	16,9848	15,9839	15,1187	14,3451	13,6356
14	36,1239	33,4262	31,3194	29,1412	26,1189	23,6848	21,0641	19,4062	18,1508	17,1169	16,2221	15,4209	14,6853
15	37,6978	34,9494	32,8015	30,5780	27,4884	24,9958	22,3071	20,6030	19,3107	18,2451	17,3217	16,4940	15,7332
16	39,2518	36,4555	34,2671	31,9999	28,8453	26,2962	23,5418	21,7931	20,4651	19,3689	18,4179	17,5646	16,7795
17	40,7911	37,9462	35,7184	33,4087	30,1910	27,5871	24,7690	22,9770	21,6146	20,4887	19,5110	18,6330	17,8244
18	42,3119	39,4220	37,1564	34,8052	31,5264	28,8693	25,9894	24,1555	22,7595	21,6049	20,6014	19,6993	18,8679
19	43,8194	40,8847	38,5821	36,1908	32,8523	30,1435	27,2036	25,3289	23,9004	22,7178	21,6891	20,7638	19,9102
20	45,3142	42,3358	39,9969	37,5663	34,1696	31,4104	28,4120	26,4976	25,0375	23,8277	22,7745	21,8265	20,9514
21	46,7963	43,7749	41,4009	38,9322	35,4789	32,6706	29,6151	27,6620	26,1711	24,9348	23,8578	22,8876	21,9915
22	48,2676	45,2041	42,7957	40,2894	36,7807	33,9245	30,8133	28,8224	27,3015	26,0393	24,9390	23,9473	23,0307
23	49,7276	46,6231	44,1814	41,6383	38,0756	35,1725	32,0069	29,9792	28,4288	27,1413	26,0184	25,0055	24,0689
24	51,1790	48,0336	45,5584	42,9798	39,3641	36,4150	33,1962	31,1325	29,5533	28,2412	27,0960	26,0625	25,1064
25	52,6187	49,4351	46,9280	44,3140	40,6465	37,6525	34,3816	32,2825	30,6752	29,3388	28,1719	27,1183	26,1430
26	54,0511	50,8291	48,2898	45,6416	41,9231	38,8851	35,5632	33,4295	31,7946	30,4346	29,2463	28,1730	27,1789
27	55,4751	52,2152	49,6450	46,9628	43,1945	40,1133	36,7412	34,5736	32,9117	31,5284	30,3193	29,2266	28,2141
28	56,8918	53,5939	50,9936	48,2782	44,4608	41,3372	37,9159	35,7150	34,0266	32,6205	31,3909	30,2791	29,2486
29	58,3006	54,9662	52,3355	49,5878	45,7223	42,5569	39,0875	36,8538	35,1394	33,7109	32,4612	31,3308	30,2825

Nota. Adaptado de *Distribución chi cuadrado*, tomado de Universidad Peruana de los Andes, 2014.

Finalmente, considerando el análisis estadístico, si el valor del chi cuadrado calculado es mayor al chi cuadrado tabulado, se da por descartada la hipótesis nula.

Así tenemos que:

Chi calculado > Chi tabulado

12.35 > 9.49

Por lo tanto, se da por aceptada la hipótesis alternativa, es decir, el diseño y desarrollo de un prototipo de banda rehabilitadora con aplicación de terapia vibratoria sirve como tratamiento para pacientes con esclerosis múltiple validado por un especialista.

Capítulo V

5. Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

- Los electrodos que se emplean para la adquisición de señales tienen un corto tiempo de vida útil para la recepción efectiva de señales, luego, empiezan a fallar notoriamente debido a que el adhesivo pierde su agarre con la piel, dando falsas mediciones.

- Los motores poseen características de velocidad diferente a la especificada debido a la masa de desbalance implementada en su rotor de giro para que se realicen las vibraciones requeridas para el tratamiento del síntoma de espasticidad.

- A pesar de haber seguido la metodología de diseño adecuada para la banda rehabilitadora, se pudo observar que los motores tienden a calentarse al extender su periodo de uso por más de 30 minutos consecutivos debido a que el actuador vibrador está recubierto de tela y eso hace que a pesar del diseño que permite la entrada de aire para enfriar los motores se requiera un flujo de aire mayor.

- Luego de haber analizado el síntoma de espasticidad y habiendo concluido que el síntoma era más representativo en el área de actividad muscular, se utilizó un sensor para este tipo de mediciones, por lo cual, se hizo posible la detección del síntoma con un 47.63% de acierto, sin embargo, no puede calificarse como un dispositivo apto para el diagnóstico porque existen diversos casos en los cuales intervienen rigidez articular, contracturas y distonía según el especialista.

- El nivel de rehabilitación positiva del paciente al aplicar la terapia vibratoria de la banda rehabilitadora va relacionado al número de sesiones que se aplican, es decir, a mayor número de sesiones mayor nivel de rehabilitación.

- La conexión bluetooth con el módulo HC-05 en muy pocas ocasiones presenta un fallo de conexión debido a que realiza una ejecución en segundo plano y de constante concurrencia, es decir, detrás de la aplicación se están ejecutando una serie de mecanismos informáticos para recibir solicitudes de conexión, enviar solicitudes de conexión e intercambiar datos, constantemente.

- La construcción de la parte gráfica de la aplicación debe ser desarrollada mediante líneas guía para una mejor distribución de cada objeto (botones, imágenes, cuadros de texto, etc...) presentado en pantalla, pues de no ser así estos objetos tienden a ocupar posiciones muy diferentes a las vistas en el entorno de desarrollo de la aplicación cuando se ejecutan en el dispositivo móvil.

5.2. Recomendaciones

- A pesar de que el módulo de comunicación bluetooth HC-05 cumple con la tarea de comunicación, en muy raras ocasiones presenta un fallo de conexión que se debe a la ejecución concurrente y de segundo plano. Esto puede solucionarse mediante la utilización de un módulo que utilice tecnología WiFi ya que emplea un método de comunicación diferente.

- El apartado de diagnóstico de la banda rehabilitadora presenta un porcentaje de acierto cercano al 50%, por lo que se considera que puede ser empleado para la detección temprana del síntoma de espasticidad, se recomienda, que, aunque sea un método un poco invasivo se utilicen electrodos de tipo aguja, ya que tienen un contacto más directo con el músculo y mejorarían notablemente el porcentaje de acierto en el diagnóstico del síntoma.

- El diseño de los motores que producen la vibración varían de acuerdo a diversos parámetros, como: masa de desbalance, peso del motor, velocidad de giro,

etc., por lo que, será posible hacer un diseño cada vez más óptimo de la banda rehabilitadora variando dichos parámetros, lo cual se recomienda para poder abaratar costos de fabricación.

- El proyecto fue realizado considerando los estándares de diseño que permiten la adquisición óptima de señales, que es una parte importante para realizar un diagnóstico efectivo. De ser necesario y sobre todo accesible pueden utilizarse fuentes de poder más compactas y prudentemente aisladas para evitar los problemas de ruido que suelen generar y para que así el equipo de rehabilitación sea más compacto.

- Al realizar una optimización de las fuentes de alimentación, aparte de lograr que el dispositivo sea más compacto, también podría lograrse la autonomía del mismo al utilizar baterías de última generación.

- Satisfactoriamente se pudo observar que la banda rehabilitadora cumple su objetivo al servir como tratamiento de los síntomas de espasticidad, pero, no fue suficiente un sensor muscular para poder diagnosticar el síntoma, de modo que, se recomienda acoplar las tecnologías que se desarrollen posteriormente en el ámbito de la neurociencia ya que la espasticidad también implica un trastorno neuronal y en el ámbito de estudio de cartílagos y tendones que influyen en las medidas cuando se trata de casos más severos.

- El equipo diseñado abarata los costos de adquisición de un equipo de tratamiento efectivo para la espasticidad y para las personas que mantienen el síntoma como un hecho constante en su vida y que por lo tanto requieren de sesiones constantes de rehabilitación, sin embargo, se recomienda realizar un diseño más ergonómico y con los motores expuestos al ambiente para que pueda ser utilizado en sesiones más extensas.

Bibliografía

Abdul K., Benjumea D. & Arteaga A. (2020). Multiple Sclerosis: A Review Of The Clinical Practice Guidelines. Esclerosis Múltiple: Una Revisión de Las Guías de Práctica Clínica. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de http://revecuatneurologia.com/magazine_issue_article/multiple-sclerosis-review-clinical-practice-guidelines-esclerosis-multiple-revision-guias-practica-clinica/

MedlinePlus. (2021). Esclerosis múltiple. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000737.htm>

Ramos M. (2020). Terapias farmacológicas en el estudio de la Esclerosis Múltiple. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://riull.ull.es/xmlui/bitstream/handle/915/21686/Terapias%20farmacologicas%20en%20el%20estudio%20de%20la%20Esclerosis%20Multiple.pdf?sequence=1>

Fernández D. (2016). Pacientes que presentan espasticidad: una revisión sistemática. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://repositori.udl.cat/bitstream/handle/10459.1/58914/dfernandezg.pdf.txt?sequence=5>

López P., (2016). Eficacia de la aplicación de vibración local en pacientes con accidente cerebrovascular. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/18602/LopezTain_Paula_TFG_2016.pdf?sequence=2&isAllowed=y

Di Marco M., (2017). Terapia física e Crosystem. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://metariabilitazione.it/terapia-fisica-e-crosystem/&prev=search&pto=aue>

Tutillo K. & Sinchiguano N. (2015). Diseño y construcción de un electroestimulador y electromiograma con comunicación inalámbrica para la detección y tratamiento de enfermedades neuromusculares. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/10116/1/T-ESPEL-ENI-0355.pdf>

Arduino. (2021). Arduino Nano. Recuperado el 28 de febrero de 2021, de <https://arduino.cl/arduino-nano/>

Electonilab. (2014). Uso de Driver L298N para motores DC y paso a paso con Arduino. Recuperado el 01 de marzo de 2021, de <https://electronilab.co/tutoriales/tutorial-de-uso-driver-dual-l298n-para-motores-dc-y-paso-a-paso-con-arduino/>

IMA. (2018). Definición de motores eléctricos y cómo funcionan. Recuperado el 01 de marzo de 2021, de <https://www.imamagnets.com/blog/motores-electricos/>

BestTong. (2021). Uxcell KBPC35. Recuperado el 01 de marzo de 2021, de https://www.amazon.com/dp/B00CQLLHVC/ref=cm_sw_r_wa_apa_fabc_kwu4Fb960JT0Y?_encoding=UTF8&psc=1

Beer, Johnston & Cornwell. (2010). Mecánica Vectorial Para Ingenieros – Dinámica. McGrawHill.

EnergyProd. (2021). Fuentes de alimentación. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de <https://inversionesenergyprod.com/fuentes-de-alimentacion/>

Arduino. (2021). Arduino IDE. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de <https://www.arduino.cc/en/software>

National Instruments. (2021). ¿Cómo usar LabVIEW para medir sistemas físicos con sensores o actuadores?. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de <https://www.ni.com/es-cr/shop/labview/how-do-i-use-labview-to-measure-physical-systems.html>

Wikipedia. (2021). Android. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de <https://es.wikipedia.org/wiki/Android>

Wikipedia. (2021). Plataforma Java. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de https://es.wikipedia.org/wiki/Plataforma_Java#:~:text=James%20Gosling%20y%20Sun%20Microsystems&text=La%20plataforma%20Java%20es%20el,conjunto%20de%20herramientas%20de%20desarrollo.

Developers. (2021). Android studio. Recuperado el 02 de marzo de 2021, de <https://developer.android.com/studio?hl=es>

Izurieta, A. (1997). Manual para la medición de la Eficiencia de Manejo de un Sistema. Costa Rica: IICA/CATIE.

SmartGSM. (2019). Nokia 110. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.smart-gsm.com/moviles/nokia-110-2019>

Apple. (2017). Iphone 8. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.apple.com/la/newsroom/2017/09/iphone-8-and-iphone-8-plus-a-new-generation-of-iphone/>

Cnet. (2018). Huawei p20 lite opiniones. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.cnet.com/es/analisis/huawei-p20-lite-opiniones/>

Inventables. (s.f.). Arduino uno.
Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.inventables.com/technologies/arduino-uno>

Maker Community. (14 de febrero de 2014). Cuantos tipos de arduinos hay.
Maker Community. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <http://hacedores.com/cuantos-tipos-diferentes-de-arduino-hay/>

Pololu. (s.f.). Motores pololu. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.pololu.com/product/2188>

Geek Factory. (2021). Modulo HC 05. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.geekfactory.mx/tienda/radiofrecuencia/hc-05-modulo-bluetooth-maestro-esclavo/>

TodoMicro. (2021). Bluetooth hc 05. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de

<https://www.todomicro.com.ar/arduino/24-modulo-bluetooth-hc-06.html>

Hwlibre. (2017). ESP8266. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.hwlibre.com/esp8266/>

Sandorobotics. (2019). Sensor muscular. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://sandorobotics.com/producto/sen-13723/>

Advancer Technologies. (2013). Muscle sensor v3. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

Robotshop. (2020). Biosignalsplux. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.robotshop.com/es/es/sensor-muscular-electromiografia-emg-biosignalsplux.html>

Julpin. (2021). Tb6612fng. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <http://www.julpin.com.co/inicio/control-de-motores/518-modulo-tb6612fng-controlador-de-motor-puente-h-para-arduino.html>

Tecnopura. (2021). L293D. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.tecnopura.com/producto/modulo-shield-l293d-puente-h-para-4-motores-dc-2-servomotores-driver-para-arduino/>

Naylamp Mechatronics. (2021). L298N. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://naylampmechatronics.com/drivers/11-driver-puente-h-l298n.html>

Spesmedica. (2021). Electrodo de agujas. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.spesmedica.com/es/emg/electrodos-de-agujas/>

Life Care Solutions. (2021). Electrodo para monitoreo. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.catalogodelasalud.com/ficha-producto/Electrodo-para-monitoreo+110161>

Ingmecafenix. (2021). Servomotor. Recuperado el 23 de agosto de 2021, de <https://www.ingmecafenix.com/electricidad-industrial/servomotor/>.

INTEF. (2021). Motores paso a paso Recuperado el 23 de agosto de 2021, de http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/cyr_01/robotica/sistema/motores_p-p.htm

RealidadFitness. (2021). Entrenamiento de antebrazos. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://realidadfitness.com/entrenamiento/entrenamiento-de-antebrazos/>

Músculos. (2021). Musculo flexor de los dedos. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://www.musculos.org/musculo-flexor-comun-de-los-dedos.html>

Beer, Johnston & Cornwell. (2010). Mecánica Vectorial Para Ingenieros – Dinámica. McGrawHill.

Java. (2021). What is java. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de https://www.java.com/es/download/help/whatis_java.html

Kotlin. (2021). Sobre kotlin. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://kotlin.es/sobre-kotlin/>

Openwebinars. (2019). Que es C. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://openwebinars.net/blog/que-es-c/>

EducationIt. (2014). Eclipse. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://blog.educacionit.com/2014/01/16/eclipse-ide-principales-carateristicas/>

ConectaSoftware. (2021). Visual studio. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://conectasoftware.com/apps/visual-studio/>

Devmagazine. (2018). Android studio. Recuperado el 3 de marzo de 2021, de <https://devmagazine.co/conoce-la-herramienta-android-studio-y-sus-caracteristicas/2168/>

Universidad Peruana de los Andes. (2014). Distribución chi cuadrado. Recuperado el 23 de agosto de 2021, de <https://es.slideshare.net/mayhuasca2/tabla-chi-cuadrado-37003519>.

ANEXOS