



**Diseño y Construcción de exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano
afectada con síndrome del ratón, usando sistemas electromecánicos y/o estimulación
eléctrica: caso práctico síndrome del túnel carpiano**

Chuquitarco Abata, Omar Santiago y Yautibug Calderón, Daniel alexander

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Trabajo de unidad de integración curricular, previo a la obtención de título de Ingeniero en
Mecatrónica

Ing. Guerra Cruz, Luis Alberto., MSC

27 de febrero del 2024

Latacunga

Reporte de verificación de contenidos



Plagiarism and AI Content Detection Report

Diseño y Construcción de exoesquele...

Scan details

Scan time	Total Pages	Total Words
February 26th, 2024 at 18:7 UTC	98	24472

Plagiarism Detection

Types of plagiarism	Words
Identical	1.5% 366
Minor Changes	0.3% 73
Paraphrased	0.9% 227
Omitted Words	2.1% 524

AI Content Detection

Text coverage	Words
AI text	0% 0
Human text	100% 23948



Ing. Guerra Cruz, Luis Alberto M. Sc.

CC:1705547527



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de unidad de integración curricular: **"Diseño y Construcción de exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón, usando sistemas electro-mecánicos y/o estimulación eléctrica: Caso Práctico Síndrome del Túnel Carpiano"** fue realizado por los señores **Chuquitarco Abata, Omar Santiago y Yautibug Calderón, Daniel Alexander**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizada en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Latacunga, 27 de febrero de 2024

Ing. Guerra Cruz, Luis Alberto M. Sc.

C.C.:1705547527



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Mecatrónica


Responsabilidad de Autoría

Nosotros, **Chuquitarco Abata, Omar Santiago** con cédula de ciudadanía N°0504060716 y **Yautibug Calderón, Daniel Alexander**, con cédula de ciudadanía N°1722698329, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de unidad de integración curricular: **"Diseño y Construcción de exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón, usando sistemas electro-mecánicos y/o estimulación eléctrica: Caso Práctico Síndrome del Túnel Carpiano"** es de nuestra 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, 27 de febrero de 2024



Chuquitarco Abata, Omar Santiago
C.C.:0504060716



Yautibug Calderón, Daniel Alexander
C.C.:1722698329



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Autorización de Publicación

Nosotros **Chuquitarco Abata, Omar Santiago** con cédula de ciudadanía N°0504060716 y **Yautibug Calderón, Daniel Alexander** con cédula de ciudadanía N°1722698329, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de unidad de integración curricular: **"Diseño y Construcción de exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón, usando sistemas electro-mecánicos y/o estimulación eléctrica: Caso Práctico Síndrome del Túnel Carpiano"**, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 27 de febrero de 2024


.....
Chuquitarco Abata, Omar Santiago
C.C.:0504060716


.....
Yautibug Calderón, Daniel Alexander
C.C.:1722698329

Dedicatoria

El presente trabajo de titulación se lo dedico a Dios, quien me ha otorgados salud, sabiduría, inteligencia y perseverancia a lo largo de mi vida.

Con todo mi corazón a mis padres, Edwin y Marthita, quienes me han brindado su amor y son parte fundamental de mi formación profesional, son mi mayor ejemplo de perseverancia y dedicación, por su sacrificio de cada día para contribuir mi bienestar, por acompañarme en cada decisión tomada, respaldado por sus sabios consejos, siempre confiaron en mis capacidades, y su apoyo constante me han impulsado a convertirme en una persona de valor, capaz de alcanzar mis sueños.

Desde el fondo de mi corazón a mi hermanita Tati, que gracias a sus sonrisas y su apoyo incondicional hicieron posible todo lo logrado hasta ahora, sus palabras de aliento siempre me dejaron sonrisas que están guardas en mi corazón y me motivaron para cumplir esta meta, por todo eso y más te quiero mucho.

A toda mi familia en especial a mis queridas abuelitas, Michitas, sus consejos y su amor han dejado una huella imborrable en mi vida.

Chuquitarco Abata, Omar Santiago

Agradecimiento

Agradezco a Dios por permitirme tener y disfrutar de mi familia, dándome la fortaleza, serenidad y sabiduría para poder cumplir esta meta y no desampárame en los momentos difíciles.

Quiero expresar mis agradecimientos a todas las personas que son partes de esta meta cumplida en especial:

A la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe sede Latacunga, quien me abrió sus puertas junto a sus docentes quienes me brindaron sus conocimientos para mi formación profesional.

A nuestro tutor de tesis, Ing Luis Guerra, quien, gracias a su determinación y apoyo, hizo posible el cumplimiento de objetivos dentro del proyecto de titulación.

Al fisioterapeuta Diego Condo, que nos brindó su apoyo y experiencia para el desarrollo terapéutico de nuestro exoesqueleto de rehabilitación.

A Daniel Yautibug, amigo y compañero de tesis, quien, gracias a su amistad y empeño hemos logrado este sueño compartido.

Y finalmente, a mí mismo, por la perseverancia, determinación y esfuerzo dedicados a este proyecto. Este logro es el resultado de mi compromiso y pasión por la Mecatrónica.

Chuquitarco Abata, Omar Santiago

Dedicatoria

El presente trabajo de titulación se lo quiero dedicar primero a mi madre Bélgica Calderón, quien ha sido el pilar fundamental para lograr atravesar este camino y a no desistir en los momentos más difíciles, su amor y comprensión de madre han llenado mi corazón y me motivo a lograr este sueño que tuvimos desde la infancia. Gracias, madre

A Dios y a mi padre Freddy Yautibug que desde el cielo han iluminado mi camino y me han llevado a tomar las decisiones correctas para estar cumpliendo este anhelado objetivo.

A una persona muy importante en mi vida, mi novia Dayanna Morillo, quien ha sido mi compañera incondicional durante mi etapa universitaria, me ha sabido comprender, escuchar, aconsejar y brindarme su apoyo a pesar de la distancia.

A mi familia, amigos, compañeros, y no menos importante, mi gato Patitas, porque gracias a su apoyo en momentos puntuales de mi vida, me han sabido reconfortar y han ayudado a mantener el valor para seguir avanzando.

Yautibug Calderón, Daniel Alexander

Agradecimiento

Agradezco primeramente a mi persona, que no se dio por vencido a pesar de los obstáculos y adversidades, a mi valor por afrontar el reto de salir de casa buscando un sueño y no desistir hasta lograrlo, me llena de orgullo y satisfacción poder regresar con una profesión para enorgullecer a todos aquellos que un día confiaron en mí.

Agradezco a la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe sede Latacunga, quien me impartió valores, que juntamente con sus docentes impartieron los conocimientos necesarios para formarme como profesional.

Expresar mis sinceros agradecimientos a nuestro tutor de tesis, Ing. Luis Guerra, quien confió en nosotros y con su ayuda, cumplimos los objetivos para poder desarrollar el proyecto de titulación.

Agradezco al fisioterapeuta Diego Condo que nos abrió las puertas de su conocimiento y de su consultorio para poder realizar pruebas de nuestro exoesqueleto y con su guía, ayudo a enfocar el alcance de nuestro equipo.

A mi amigo y compañero de tesis Omar Chuquitarco quien me ha visto formarme a lo largo de esta etapa y me ha brindado su amistad incondicional para que juntos estemos logrando este sueño.

Yautibug Calderón, Daniel Alexander

ÍNDICE DE CONTENIDO

Carátula	1
Reporte de verificación de contenidos.....	2
Certificación	3
Responsabilidad de autoría	4
Autorización de publicación	5
Dedicatoria	6
Agradecimiento.....	7
Dedicatoria	8
Agradecimiento.....	9
Índice de contenido	10
Índice de figuras	15
Índice de tablas	18
Resumen.....	20
Abstract	21
Capítulo I: Planteamiento del problema	22
Antecedentes.....	23
Objetivos.....	24
<i>Objetivos del proyecto</i>	24
<i>Objetivos específicos</i>	24
Justificación	25

Importancia	25
Hipótesis	26
VARIABLES DE ESTUDIO.....	26
<i>Variable independiente</i>	26
<i>Variable dependiente</i>	26
Alcance	26
Capítulo II: Marco teórico	28
Síndrome del túnel carpiano.....	28
<i>Tratamiento no quirúrgico</i>	29
Estimulación eléctrica neuromuscular	30
<i>Definición de electroestimulación</i>	30
<i>Principio de funcionamiento de la electroestimulación</i>	30
<i>La frecuencia de estimulación</i>	30
<i>Efectos de la frecuencia sobre la fibra muscular.</i>	31
Exoesqueletos para manos	32
Electroterapia	35
<i>Músculo inervado</i>	36
<i>Músculo denervado</i>	36
<i>Fortalecimiento y coordinación muscular</i>	37
Corrientes más utilizadas en electroterapia	39
<i>Aplicaciones clínicas de las corrientes eléctricas</i>	40

Precauciones, riesgos en electroterapia	41
Termoterapia efectos fisiológicos.....	43
Metodología de aplicación en la termoterapia	44
<i>Parches, compresas</i>	44
<i>Almohadillas eléctricas</i>	45
Mecanismos de rehabilitación de mano	45
<i>Guante robótico blando controlado por EMG</i>	45
<i>Un Exo-Guante accionado por tendón</i>	47
Electromiografía (EMG).....	48
<i>Electromiograma normal</i>	48
<i>Anomalías electromiográficas</i>	48
Sistema de gradación muscular.....	49
<i>Prueba del péndulo</i>	51
Rehabilitación motriz	51
<i>Tracción muscular</i>	52
Modulación de pulsos en amplitud (PAM).....	54
Reconocimiento de señales mediante el procesamiento sEMG	55
<i>Adquisición de datos electromiografía Integrada (IMG)</i>	55
Interpretación, presentación de señales EMG y HMI de dispositivos médicos	56
Pantallas táctiles Nextion	57
Conjunto de señales	58

Capítulo III: Diseño e Implementación.....	60
Cinemática directa.....	60
<i>Estructura Ósea de la mano</i>	60
Modelo dinámico	66
Diseño y construcción del sistema mecánico.....	72
<i>Robótica suave</i>	72
<i>Actuadores de flexión PneuNets</i>	73
<i>Exoesqueleto de mano con presión de aire</i>	75
Diseño y construcción del sistema eléctrico y electrónico.....	78
<i>Diseño del electro estimulador</i>	78
<i>Integración de la termoterapia en el sistema</i>	81
Diseño y construcción del sistema de control.....	82
<i>Esquema de conexión del sistema electrónico</i>	86
<i>Diseño de interfaz hombre-maquina</i>	87
<i>Diagrama del flujo del proceso del sistema</i>	90
Construcción del exoesqueleto.....	91
Capítulo IV: Pruebas y Resultados	97
Pruebas de funcionamiento del sistema mecánico en vacío	97
<i>Ciclos (extender y contraer)</i>	97
<i>Tiempo terapéutico</i>	99
Pruebas de funcionamiento de la termoterapia en vacío	100

Pruebas de funcionamiento del sistema eléctrico y electrónico en vacío	102
Pruebas de funcionamiento del sistema de control	107
Pruebas de funcionamiento total	111
Pruebas de satisfacción aplicado a pacientes con patologías diversas	112
Validación de la hipótesis.....	124
Capítulo V: Conclusiones y Recomendaciones.....	130
 Conclusiones.....	130
 Recomendaciones.....	133
Bibliografía	135
Anexos.....	140

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Corte transversal de la muñeca.....	28
Figura 2 Mano del paciente fijado a la férula	33
Figura 3 Persona realizando un entrenamiento bimanual asistido por robot.....	34
Figura 4 Exoesqueleto de antebrazo y muñeca de tres grados de libertad.....	35
Figura 5 Punto del nervio mediano.....	37
Figura 6 Corrientes eléctricas según su forma.	39
Figura 7 Guante robótico blando controlado por EMG.....	45
Figura 8 Exo-Glove PM.....	46
Figura 9 Exo-Guante accionado por tendón.	47
Figura 10 Ejemplo de un registro electromiográfico (EMG).	49
Figura 11 Inervación sensitiva de la mano, localizando los nervios mediano, radial y cubital. ..	51
Figura 12 Tracción manual de la articulación metacarpofalángica del dedo.	52
Figura 13 Modulación de pulsos en amplitud (PAM).....	54
Figura 14 Estructura Ósea de la Mano.....	60
Figura 15 Representación cinemática de las articulaciones	61
Figura 16 Numeración de eslabones (E_i), articulaciones (A_i), y ejes (θ_i).....	63
Figura 17 Ubicación de las coordenadas x_i, y_i y z_i y origen de la base S_0	64
Figura 18 Traslación de las coordenadas al eslabón 3.....	64
Figura 19 Simulación de la matriz de parámetros de D-H en Matlab.....	66
Figura 20 Ángulos de flexión (θ_i) para los dedos de la mano	67
Figura 21 Mano robótica qb Soft Hand, desarrollada por la empresa qb robotics.....	73
Figura 22 Actuadores PneuNets.....	74
Figura 23 Exoesqueleto por presión de aire de la empresa SYREBO.....	76
Figura 24 Conexión en serie de las bombas para el sistema mecánico.....	77
Figura 25 Circuito básico de un electroestimulador de una sola onda.....	79

Figura 26 <i>Diagrama electrónico del sistema de control</i>	81
Figura 27 <i>Diagrama electrónico de la conexión de los circuitos de accionamiento</i>	84
Figura 28 <i>Diagrama de pistas del circuito</i>	85
Figura 29 <i>Diagrama de conexión del sistema electrónico a la placa de control</i>	86
Figura 30 <i>Ventana principal de la interfaz HMI</i>	88
Figura 31 <i>Ventana del sensor muscular</i>	88
Figura 32 <i>Ventana del manejo del exoesqueleto</i>	89
Figura 33 <i>Ventana de manejo del electroestimulador</i>	89
Figura 34 <i>Diagrama de flujo del comportamiento del sistema</i>	91
Figura 35 <i>Diseño de la estructura principal del exoesqueleto</i>	92
Figura 36 <i>Distribución de los componentes eléctricos y electrónicos</i>	92
Figura 37 <i>Ubicación de la placa de control e identificación de conexiones</i>	93
Figura 38 <i>Diseño de estructura de recubrimiento de la pantalla</i>	94
Figura 39 <i>Accesorios complementarios del exoesqueleto</i>	95
Figura 40 <i>Exoesqueleto final con accesorios</i>	95
Figura 41 <i>Error absoluto vs tiempo estimado de accionamiento del sist. mecánico en vacío</i> .	100
Figura 42 <i>Error relativo vs número de pruebas para el sistema de termoterapia</i>	102
Figura 43 <i>Señal electromiografica sin aplicar filtros</i>	103
Figura 44 <i>Señal electromiográfica aplicado filtros por programación</i>	104
Figura 45 <i>Onda y pulsos para una electroestimulación en modo agudo</i>	105
Figura 46 <i>Onda y pulsos para una electroestimulación en modo normal</i>	105
Figura 47 <i>Onda y pulsos para una electroestimulación en modo regenerativo</i>	106
Figura 48 <i>Onda y pulsos para una electroestimulación en modo fortalecimiento</i>	107
Figura 49 <i>Posición correcta de los músculos interferentes en el túnel carpiano</i>	108
Figura 50 <i>Medición del tono muscular frente a acciones leves de fuerza</i>	108
Figura 51 <i>Medición del tono muscular aplicando la prueba del péndulo</i>	109

Figura 52 <i>Pantalla limpia para el accionamiento de los dispositivos</i>	110
Figura 53 <i>Ciclo automático para pruebas de funcionamiento del sistema mecánico</i>	111
Figura 54 <i>Avances terapéuticos del paciente Javier Quimbita</i>	116
Figura 55 <i>Avances terapéuticos del paciente Misael Quimbita</i>	119
Figura 56 <i>Evidencias físicas del paciente Misael Quimbita</i>	120
Figura 57 <i>Avances terapéuticos del paciente Natalia Moreira</i>	123
Figura 58 <i>Evidencias físicas del paciente Natalia Moreira</i>	124
Figura 59 <i>Tratamiento tradicional con electroestimulación, tratamiento con exoesqueleto</i>	125
Figura 60 <i>Análisis T Student para comprobación de hipótesis</i>	129

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Efectos de la frecuencia sobre la fibra muscular</i>	31
Tabla 2 <i>Ajustes recomendados de los parámetros para estimulaciones eléctricas</i>	38
Tabla 3 <i>Terapéutica de baja, media y alta frecuencia</i>	40
Tabla 4 <i>Precauciones de los agentes electrofísicos</i>	41
Tabla 5 <i>Efectos fisiológicos</i>	43
Tabla 6 <i>Escala clínica de tono muscular de uso habitual</i>	50
Tabla 7 <i>Contraindicaciones de las tracciones articulares</i>	53
Tabla 8 <i>Parámetros HMI de dispositivos médicos</i>	56
Tabla 9 <i>Conjunto de señales analizar para la presente aplicación</i>	58
Tabla 10 <i>Matriz de parámetros de D-H</i>	65
Tabla 11 <i>Matriz de selección de la estructura del exoesqueleto</i>	75
Tabla 12 <i>Matriz de selección del elemento generador de ondas</i>	80
Tabla 13 <i>Matriz de selección para el dispositivo de termoterapia</i>	82
Tabla 14 <i>Matriz de selección del sensor muscular</i>	83
Tabla 15 <i>Análisis de costos</i>	96
Tabla 16 <i>Ajustes recomendados de los parámetros para estimulaciones eléctricas</i>	98
Tabla 17 <i>Análisis entre el tiempo estimado y el tiempo real sin carga</i>	99
Tabla 18 <i>Análisis entre el tiempo estimado y el tiempo real sin carga</i>	101
Tabla 19 <i>Matriz de interacción entre sistemas</i>	112
Tabla 20 <i>Parámetros Registro de paciente Javier Quimbita</i>	113
Tabla 21 <i>Dosificación terapéutica para el paciente Javier Quimbita</i>	114
Tabla 22 <i>Sesiones terapéuticas del paciente Javier Quimbita</i>	115
Tabla 23 <i>Registro de paciente Misael Quimbita</i>	116
Tabla 24 <i>Dosificación para el paciente Misael Quimbita</i>	117
Tabla 25 <i>Sesiones terapéuticas para el paciente Misael Quimbita</i>	118

Tabla 26 <i>Registro de paciente Natalia Moreira</i>	121
Tabla 27 <i>Dosificación terapéutica para el paciente Natalia Moreira</i>	121
Tabla 28 <i>Sesiones terapéuticas para el paciente Natalia Moreira</i>	122
Tabla 29 <i>Sesiones terapéuticas del paciente Javier Quimbita</i>	126
Tabla 30 <i>Parámetros para el análisis T Student</i>	128

Resumen

El proyecto de titulación integra el diseño y construcción de un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del túnel carpiano, utilizando sistemas electromecánicos y/o estimulación eléctrica, cuyo objetivo es mejorar la recuperación funcional de la mano afectada mediante la rehabilitación controlada, lo cual podremos medir mediante la implementación de sensores mioeléctricos que nos indican el tono muscular lo cual permite identificar de forma óptima el desarrollo que se está dando durante el proceso de recuperación. Para lograr esto, se plantea la hipótesis de que el uso del exoesqueleto puede mejorar la recuperación funcional de la mano afectada. Se ha implementado 4 sistemas de rehabilitación empezando por el sistema de diagnóstico proporcionado por el sensor muscular EMG SEN0240, una terapia manual proporcionando movimientos de extensión y compresión por el exoesqueleto de presión de aire basado en la robótica suave, el uso complementario de la termoterapia como dispositivo de desinflamación de las zona afectada y como punto final la estimulación eléctrica mediante el desarrollo de un electroestimulador que proporciones las ondas necesaria para tratar los diferentes estados en los que se puede encontrar afectada la mano por el túnel carpiano. Se considera el tamaño promedio de la mano derecha en una persona adulta al diseñar el exoesqueleto, asegurándose de que se adapte a una amplia variedad de pacientes. Además, se destaca la importancia de contar con la supervisión y evaluación de un fisioterapeuta en este caso agradecemos la ayuda del fisioterapeuta Diego Condo que comprobara las pruebas en vacío del exoesqueleto y en personas, para garantizar una evaluación adecuada y segura del dispositivo.

Palabras clave: exoesqueleto, rehabilitación para mano, síndrome del túnel carpiano.

Abstract

This degree work is focused on the design and construction of an exoskeleton for rehabilitation therapies of the hand affected with carpal tunnel syndrome, using electromechanical systems and / or electrical stimulation, which aims to improve the functional recovery of the affected hand through controlled rehabilitation, which we can measure through the implementation of myoelectrical sensors that indicate the muscle tone which allows us to optimally identify the development that is occurring during the recovery process. To achieve this, it is hypothesized that the use of the exoskeleton can improve the functional recovery of the affected hand. Four rehabilitation systems have been implemented starting with the diagnostic system provided by the muscle sensor EMG SEN0240, a manual therapy providing extension and compression movements by the air pressure exoskeleton based on soft robotics, the complementary use of thermotherapy as a device for deflating the affected area and as a final point the electrical stimulation through the development of an electrostimulator that provides the necessary waves to treat the different states in which the hand can be affected by carpal tunnel. The average size of the right hand in an adult person is considered when designing the exoskeleton, ensuring that it is adaptable to a wide variety of patients. In addition, the importance of having the supervision and evaluation of a physiotherapist is emphasized, in this case we are grateful for the help of physiotherapist Diego Condo who will check the exoskeleton in vacuum tests and in people, to ensure a proper and safe evaluation of the device.

Key words: exoskeleton, hand rehabilitation, carpal tunnel syndrome.

Capítulo I

Planteamiento del problema

Ante la necesidad de reemplazar algunas partes o extremidades del cuerpo humano, o su recuperación a través de terapias asistida a pacientes con problemas de movilidad, comodidad y sobre todo seguir siendo un individuo independiente y útil para la sociedad, se considera pertinente el diseño y construcción de un exoesqueleto maestro de mano adaptable a la anatomía del usuario, controlado por un generador de impulsos eléctricos que activan las partes afectadas de la mano debido al flujo de corriente, visualizado con un cronómetro controlador de información de los movimientos que hace la mano en forma natural durante su rehabilitación (corriente, temperatura), y toda la estructura del sistema del exoesqueleto alimentado por un cargador de corriente. El diseño y la construcción del exoesqueleto de mano, se alcanza con la mecatrónica y las áreas de la medicina, la electrónica y la mecánica. El área de la electrónica apoya con la instrumentación electrónica y con el control del sistema; la instrumentación facilita la recolección de la información para ser enviada al cronómetro controlador, con el fin de tomar una decisión según la información recibida. En los distintos exoesqueletos, es posible la adquisición de la información de diversas maneras y variadas estrategias de control, considerando que lo implementado debe estar interrelacionado con las diversas áreas para la construcción del exoesqueleto de la mano. El síndrome del túnel carpiano es una afección que se produce cuando el nervio mediano de la muñeca se comprime. Aunque el tratamiento inicial suele ser conservador, en algunos casos puede ser necesario recurrir a la cirugía para aliviar la compresión del nervio. Previo a un proceso quirúrgico, es importante seguir tratamientos rehabilitadores para este tipo de dolencias. Estos tratamientos pueden incluir fisioterapia, terapia ocupacional y dispositivos de ortopedia. Algunos ejemplos de antecedentes de tratamientos rehabilitadores para el síndrome del túnel carpiano incluyen:

- Ejercicios de estiramiento y fortalecimiento: ayudan a reducir la presión sobre el nervio mediano, mientras que los ejercicios de fortalecimiento pueden ayudar a mejorar la estabilidad y la función de la muñeca.
- Terapia manual: La terapia manual puede incluir masajes, movilizaciones articulares y técnicas de liberación miofascial para ayudar a reducir la inflamación y mejorar la circulación en la muñeca.
- Compresas con calor y frío: Alivia el dolor y reduce la inflamación en la muñeca.
- Dispositivos de ortopedia: Los dispositivos de ortopedia, como las férulas para la muñeca, pueden ayudar a reducir la presión sobre el nervio mediano y proteger la muñeca durante la actividad

Antecedentes

Desde el inicio de la época de los cavernícolas, el hombre se ha visto en la necesidad de reemplazar algunas partes o extremidades del cuerpo humano que fueron perdidas al momento de obtener los alimentos para la supervivencia o incluso en peleas con otros cavernícolas, debido a estos sucesos se desarrollan las primeras prótesis que se hicieron en madera, las cuales al pasar el tiempo se han ido mejorando; combinando madera y metales como el acero y el bronce, para crear instrumentos similares en su forma a la extremidad perdida, brazos o piernas, pero con limitaciones de movimiento. Actualmente, los avances tecnológicos robótica, permiten el diseño innovativo de exoesqueletos o prótesis de mano electrónicas o inteligentes, apoyan en la recuperación de movilidad asistida por terapias para este tipo de enfermedades neurológicas, lo cual ha permitido que los humanos sean parte de sistema híbridos al integrar dispositivos robóticos; para lo cual, es importante considerar los avances en la miniaturización de sensores, la computación móvil, y el desarrollo de sistemas de actuación optimizados; adicionalmente el desarrollo de elemento de almacenamiento de energía proporciona autonomía para el uso frecuente de tecnologías portátiles basadas en

sistemas robóticos. A mediados de la década de 2000, comenzaron a aparecer los primeros exoesqueletos de rehabilitación que se controlaban electrónicamente. Uno de los primeros ejemplos fue el exoesqueleto "HAL" (Hybrid Assistive Limb) desarrollado por la compañía japonesa Cyberdyne en 2005, su diseño se centró para ayudar a las personas con discapacidad a caminar y realizar tareas cotidianas. En la actualidad, los exoesqueletos de rehabilitación son una herramienta cada vez más común en la fisioterapia y la rehabilitación de lesiones, lo que hace posible que las personas tiendan a recuperar su movilidad y su independencia

Objetivos

Objetivos del proyecto

Implementar un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón, usando sistemas electromecánicos y/o estimulación eléctrica: Caso Práctico Síndrome del Túnel Carpiano

Objetivos específicos

- Investigar el estado del arte relacionada con sujetadores (férula), electro-estimuladores (actuador), sensores mioeléctricos (señal músculo), cronómetro controlador de datos y cargador de corriente eléctrica
- Analizar la información relacionada con sujetadores (férula), electro-estimuladores (actuador), sensores mioeléctricos (señal músculo), cronómetro controlador de información de la reacción muscular de la mano durante su rehabilitación y el dispositivo proveedor de corriente eléctrica
- Diseñar el modelo del exoesqueleto de la mano; uso de software especializado para el diseño; diagrama integrando los componentes del circuito eléctrico, mecánico y digital; ajuste del modelo

- Construir el prototipo del exoesqueleto de la mano; uso de estándares de normalización para la integración de los componentes, circuitos mecánicos, eléctricos y digitales de acuerdo con el diseño del modelo
- Configurar el sistema de control del exoesqueleto de la mano.
- Implementar el sistema de visualización e interpretación de señales provenientes del sistema de control
- Probar el correcto funcionamiento del exoesqueleto

Justificación

El diseño y construcción de un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón, es un proceso de alta tecnología e innovación que consiste en el tratamiento de la zona afectada mediante el conjunto de rehabilitaciones como son los electro-estimuladores los cuales activan los movimientos de las articulaciones de la mano, accionamiento de calor para estimular el Músculo y aliviar el dolor de la zona afectada. Los sensores mioeléctricos ayudan a la lectura de las señales emitidas por los músculos en la ejecución de los diferentes actuadores; que a su vez asiste al especialista en la interpretación de las señales obtenidas y convalida el estado de la mano para posterior tratamiento, la presencia de un fisioterapeuta durante las pruebas en vacío del exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la mano es esencial para garantizar que el dispositivo sea efectivo y seguro

Importancia

El tratamiento del síndrome del túnel carpiano es importante debido a que uno de los síntomas más comunes del síndrome es el dolor en la muñeca y la mano, lo que puede causar debilidad y entumecimiento en las zonas afectadas, esto limita la capacidad del paciente para realizar tareas diarias, en ocasiones el síndrome del túnel carpiano afecta permanentemente al nervio mediano y la capacidad del paciente para la movilidad de su mano, el exoesqueleto de rehabilitación propuesto puede ser de gran apoyo debido a que ofrece un tratamiento oportuno

el cual puede aliviar el dolor y mejorar la calidad de vida del paciente. Contar con la supervisión de un fisioterapeuta en las pruebas en vacío, asegura que el funcionamiento de todos los sistemas en conjunto sea el adecuado y aplique las técnicas idóneas para el tratamiento

Hipótesis

¿El diseño y construcción de un exoesqueleto usando sistemas electromecánicos y/o estimulación eléctrica, permitirá la rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón: Caso práctico Síndrome del túnel carpiano?

Variables de estudio

Variable independiente

Exoesqueleto usando sistemas electromecánicos y/o estimulación eléctrica

Variable dependiente

Rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón: Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada

Alcance

El proyecto se enfoca en desarrollar soluciones efectivas para tratar y prevenir el síndrome del túnel carpiano, lo cual incluye un diseño ergonómico de un dispositivo que permita fortalecer y rehabilitar la zona afectada. Además, se propone utilizar algoritmos de control para analizar el comportamiento de los músculos mediante la visualización de las señales obtenidas por los sensores mioeléctricos de manera virtual. Se puede deducir que el alcance del proyecto incluye:

- Diseño ergonómico del dispositivo: Se desarrollará un dispositivo mecánico y/o electrónico que sea ergonómico y esté diseñado específicamente para tratar y prevenir el síndrome del túnel carpiano.

- Implementación de sensores mioeléctricos: Se utilizarán sensores mioeléctricos para medir la actividad eléctrica de los músculos de la zona afectada y obtener señales que permitan analizar el comportamiento muscular.
- Análisis de señales mediante algoritmos de control: Se desarrollarán algoritmos de control para analizar las señales obtenidas por los sensores mioeléctricos y visualizar el comportamiento muscular de manera virtual.
- Fortalecimiento y rehabilitación de la zona afectada: Se implementarán estrategias de fortalecimiento y rehabilitación de la zona afectada mediante el uso del dispositivo diseñado y el análisis de las señales obtenidas

Capítulo II

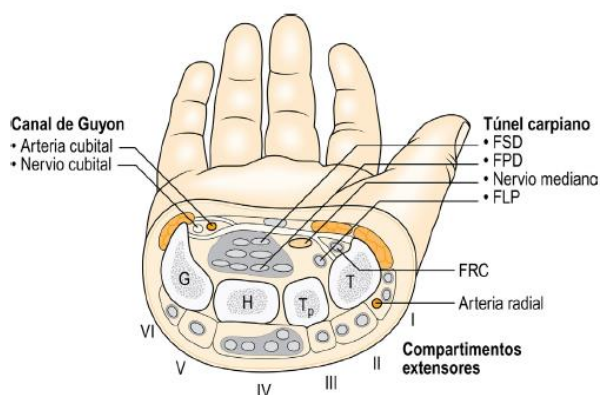
Marco teórico

Síndrome del túnel carpiano

Es la neuropatía por atrapamiento más frecuente, que alcanza el del 90% de todos los casos de neuropatías por atrapamiento. Se define como el conjunto de síntomas y signos causados por la compresión del nervio mediano en la muñeca, en su paso bajo el ligamento transversal del carpo y entre los tubérculos de los huesos escafoides y trapecio radialmente y los huesos pisiforme y ganchoso como se ilustra en la Figura 1, medialmente fisiopatológicamente se produce un incremento de la presión dentro del túnel, desencadenando isquemia en el nervio, con compromiso progresivo con frecuencia inicialmente de las fibras sensitivas y posteriormente motoras del nervio mediano (Jara y Verdugo, 2016).

Figura 1

Corte transversal de la muñeca



Nota. El síndrome del túnel carpiano puede obedecer a causas locales o factores anatómicos, donde estarían incluidas todas las alteraciones estructurales del canal del carpo mostrado en la Figura 1. Tomado de (McRae, 2012).

Estas pueden aparecer tras traumatismos en la muñeca que den lugar a una fractura de la extremidad distal del radio con desplazamiento de los fragmentos o consolidación en mala posición o tras una reducción y fijación interna, sin que se haya encontrado correlación entre su aparición y el tipo de fractura, por luxaciones de alguno de los huesos del carpo como el semilunar o bien por inflamación o hipertrofia del propio ligamento (Oteo, 2010).

Característicamente se trata de un cuadro crónico y progresivo, centrándose principalmente en parestesias, dolor o sensación de hormigueo en dedos pulgar, índice, dedo medio, y la porción radial del dedo anular. Los síntomas empeoran la noche o en la madrugada y se reporta torpeza para las actividades diarias que requieren flexión de la muñeca. En un principio los síntomas sensitivos son intermitentes y pueden interrumpir el sueño. Con frecuencia los pacientes describen que el sacudir las manos produce alivio de los síntomas (Jara y Verdugo, 2016).

El dolor en ocasiones puede irradiarse al antebrazo, al codo e incluso al hombro, pero sin alteraciones de la sensibilidad asociadas. La intensidad del dolor suele ser mayor por la noche, despertando al paciente y acompañándose de entumecimiento de la mano que le obliga a sacudir con fuerza su mano. Es necesaria una adecuada exploración física y neurológica de la mano, destacando las alteraciones de la sensibilidad y la presencia de atrofia de eminencia tenar, debilidad y dificultad para los movimientos de abducción y oposición del pulgar en la región tenar en casos avanzados. Puede ser de ayuda la realización de determinadas pruebas de provocación (Oteo, 2010).

Tratamiento no quirúrgico

Se indica en aquellos casos cuya intensidad clínica y electrofisiológica es leve o moderada. Existe cierta controversia sobre su efectividad. Son efectivos los esteroides orales, el uso de una férula rígida, los ultrasonidos, ejercicios de meditación y la actividad dinámica de los huesos del carpo. Carecen de recomendación los cambios de actividad laboral, la

acupuntura, el láser frío, los masajes, la magnetoterapia, determinados suplementos nutricionales, los esteroides sistémicos por vía parenteral, la vitamina B6 (pescado graso, pistacho, lentejas, huevo), el yoga y los fármacos como antiinflamatorios no esteroideos (AINE), antiepilépticos y antidepresivos (Oteo, 2010).

Estimulación eléctrica neuromuscular

La estimulación eléctrica neuromuscular (ENMS) se ha utilizado para tratar a pacientes con parálisis parcial o total muscular y para prevenir y/o restaurar la función muscular tras lesiones. Sin embargo, también se ha empleado como modalidad de desarrollo de la fuerza en individuos sanos como método preventivo y de potenciación de sus funciones. (Alegría Rivera, 2011).

Definición de electroestimulación

De acuerdo (Basas García , 2001) la estimulación eléctrica crea artificialmente un estímulo para activar los músculos, simulando movimientos fisiológicos de la contracción voluntaria, permitiendo la contracción del músculo con mayor intensidad y fuerza.

Principio de funcionamiento de la electroestimulación

Los fundamentos de la electroestimulación son bastante sencillos y reproducen con exactitud los procesos que tienen lugar cuando el cerebro ordena a los músculos que realicen contracciones. En el proceso de contracción de un músculo, es el cerebro el cual envía una señal eléctrica a través de las fibras nerviosas. La señal excita el nervio motor, que transmite la información a la zona del músculo y provocando la contracción muscular. Mediante la electroestimulación, la excitación se aplica al nervio motor (Alegría Rivera, 2011).

La frecuencia de estimulación

Frecuentemente la mayor cantidad de veces utilizamos la frecuencia expresada en Hertzios (Hz), salvo ciertos casos donde usamos ciclos por segundo (C.P.S), cuando se tenga

mayor frecuencia en un cuerpo, mayor será la fuerza, velocidad de contracción, cantidad de trabajo, potencia máxima, fatiga muscular y tetanización desarrolladas (Alegría Rivera, 2011).

Efectos de la frecuencia sobre la fibra muscular.

Si bien no es posible definir de manera exacta la frecuencia necesaria para tener resultados óptimos, estudios realizados y según (Pombo Fernández , 2004) coincide en que se tiene determinados efectos aplicando diferentes frecuencias de estimulación como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1

Efectos fisiológicos que produce frecuencia

Frecuencia	Efectos fisiológicos
1Hz-10Hz	Relajación muscular/anestésico: mejora la circulación y la resistencia aeróbica
10Hz-20Hz	Mejora resistencia aeróbica muscular y la capacidad oxidativa muscular
20 Hz-50 Hz	Mejora el tono y la resistencia muscular
40 Hz-70Hz	Mejora la capacidad láctica del músculo e incrementa el volumen muscular, fuerza y resistencia
70 Hz-120Hz	Mejora la fuerza del músculo
90 Hz-150Hz	Mejora la fuerza explosiva, elástica y reactiva

Nota. La frecuencia en la electroestimulación varía de acuerdo con el tipo de tratamiento que se requiera aplicar, debido a que las fibras musculares responden a las diferentes frecuencias de estimulación detalladas en la Tabla 1. Tomado de (Pombo Fernández , 2004)

Estas pueden ser más potentes y rápidas generando relajación muscular, incremento del volumen muscular e incluso mejorar la fuerza explosiva y elástica de las fibras musculares.

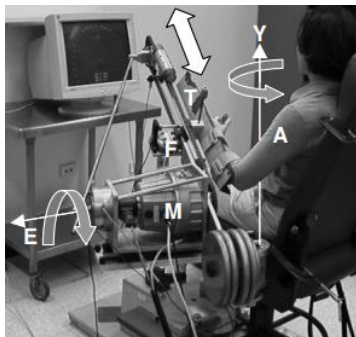
Exoesqueletos para manos

El uso de dispositivos mecánicos para uso médico puede ser manuales, automáticos o una combinación de ambos. El propósito de estos dispositivos es brindar comodidad y mejoría a una o más partes del cuerpo del paciente. La mano es una de las áreas de mayor interés en el desarrollo de dispositivos robóticos de rehabilitación porque es el órgano de agarre y por lo tanto símbolo de fuerza, así como una herramienta de trabajo que debe ser utilizada en la vida cotidiana, por lo que cualquier discapacidad que se tenga reducirá la movilidad.

ARM Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement Guide), la mano del paciente se fija en la férula y el motor la mueve en línea recta, utiliza un motor y una cadena de transmisión para desplazar la mano del usuario a lo largo de un riel lineal de forma similar al deslizamiento de un trombón. El ángulo cenital y el ángulo de inclinación se pueden ajustar, según se ilustra en la Figura 2, en donde el brazo del paciente se acopla a la férula restringiendo el movimiento de la muñeca y la mano, las correas y un asiento contorneado limitan el movimiento del torso. Después del tratamiento, el rango de movimiento del paciente aumentó a unos 16 grados, el riel lineal puede orientarse con diferentes ángulos de inclinación y rotación para llegar a distintas zonas del espacio de trabajo. El dispositivo está equilibrado de forma estable, por lo que no hay carga gravitatoria en el brazo (Kahn y Zygman, 2006).

Figura 2

Mano del paciente fijado a la férula



Nota. Como se puede observar en la Figura 2 la máquina de rehabilitación ARM se utilizó para obtener mediciones de la rigidez de las extremidades, el alcance y la velocidad de apoyo.

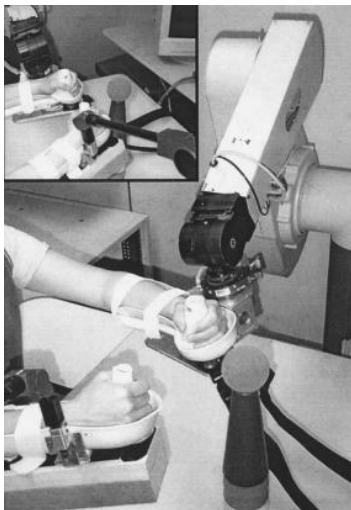
Tomado de (Kahn y Zygmán, 2006).

Se pidió a los sujetos que llegaran lo más lejos y lo más rápido posible a lo largo del riel, cuantificando así el rendimiento del tratamiento.

Sistema MIME , el brazo del paciente se acopla a la férula restringiendo el movimiento de la muñeca y la mano, las correas y un asiento contorneado limitan el movimiento del torso. El dispositivo robótico es fijado a la férula y los ejercicios son aplicados por el especialista terapeuta. Los 6 grados de libertad del robot permiten colocar el antebrazo en una amplia gama de posiciones y orientaciones en un espacio tridimensional como se ilustra en la Figura 3. Se utilizan 4 modos de movimiento asistido por robot, todos ellos inspirados en ejercicios terapéuticos actuales (Lum et al., 2002).

Figura 3

Persona realizando un entrenamiento bimanual asistido por robot



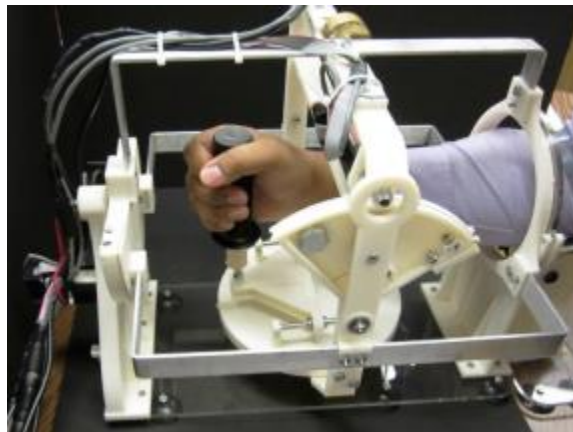
Nota. Se puede notar en la Figura 3 la estimulación realizada donde se toman medidas de la longitud de los segmentos del miembro superior y se utilizaron para estimar la posición del centro del codo y de la articulación glenohumeral en relación con el sensor. Tomado de (Lum et al., 2002).

Un sencillo algoritmo basado en estas mediciones convirtió los datos del sensor en los siguientes valores de torsión articular, flexión y extensión del codo, flexión y extensión del hombro, abducción y aducción del hombro, y rotación interna y externa del hombro.

Wrist Gimbal, un exoesqueleto de tres grados de libertad desarrollado para la rehabilitación del antebrazo y la muñeca. El exoesqueleto tiene tres grados de libertad activos, correspondientes a las articulaciones de pronación/supinación, flexión/extensión y aducción/abducción como se ve en la Figura 4. El dispositivo permite al paciente realizar sesiones de rehabilitación en casa sin la ayuda de un terapeuta. Estas ventajas han aumentado el interés por el desarrollo y el uso de dispositivos para ayudar en la rehabilitación de pacientes con accidentes cerebrovasculares (Martinez y Campagna, 2013).

Figura 4

Exoesqueleto de antebrazo y muñeca de tres grados de libertad.



Nota. En la figura 4 se puede observar uno de los varios dispositivos de muñeca como dispositivos de rehabilitación para pacientes con apoplejía o lesión medular. Tomado de (Martinez y Campagna, 2013).

Las características importantes de los dispositivos robóticos construidos con fines de rehabilitación son su amplitud de movimiento y su capacidad de torsión, a fin de garantizar que cumple o supera los requisitos mínimos para realizar las actividades de la vida diaria uno de estos es el dispositivo Wrist Gimbal ilustrado en la Figura 4.

Electroterapia

Estudios anteriores han demostrado que la corriente eléctrica puede provocar la contracción muscular, se ha llevado a cabo una cantidad considerable de investigación científica sobre los mecanismos subyacentes a este efecto y cómo optimizar los resultados clínicos relacionados con la contracción muscular inducida por estimulación eléctrica. El uso de corriente eléctrica para contraer músculos inervados se denomina estimulación eléctrica neuromuscular (EENM). Las contracciones musculares estimuladas eléctricamente no son exactamente lo mismo que las contracciones fisiológicas; sin embargo, fortalecen los músculos,

mejoran la resistencia muscular y la salud cardiovascular, previenen la atrofia muscular, alivian la espasticidad y ayudan en la recuperación de la función motriz (Cameron et al., 2018).

La electroterapia, consiste en exponer el cuerpo a energía electromagnética (de varias formas) para inducir en él respuestas biológicas y fisiológicas que son utilizadas para mejorar diferentes músculos que se encuentran sometidos a alteraciones metabólicas de los tejidos, que a su vez forman el organismo vivo de los humanos y los animales en general (Rodríguez, 2004).

Músculo inervado

Cuando los potenciales de acción (PA) se propagan a lo largo de los nervios motores, las fibras musculares inervadas por estos nervios se despolarizan y contraen. Las contracciones musculares inducidas por los PA estimulados eléctricamente son fisiológicamente similares a las iniciadas por los PA y, por lo tanto, se pueden usar para una amplia gama de aplicaciones clínicas, como fortalecer los músculos, la educación y la reeducación muscular y controlar el dolor (Cameron et al., 2018).

Músculo denervado

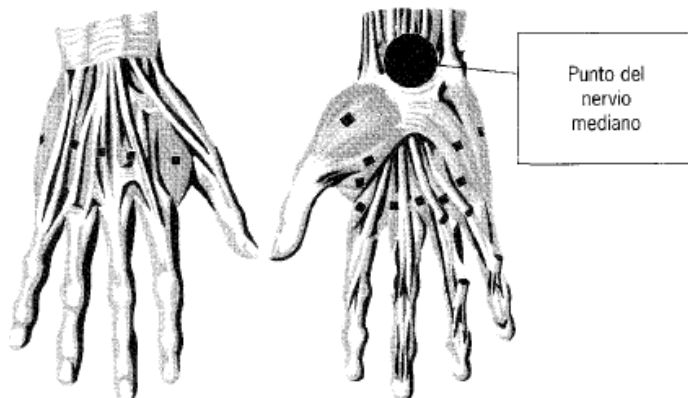
Cuando un músculo es denervado por una lesión o una enfermedad, deja de ser fisiológicamente contractivo, y no puede provocarse por estímulo propio o habitual. La estimulación eléctrica puede producir contracciones en los músculos inervados cuando se aplica directamente en el músculo una corriente eléctrica producida por pulsos o corriente continua. De este modo, se estimula de forma directa los potenciales de acción sin la intervención de nervios motores (Cameron et al., 2018).

La electroestimulación debe ser cuidadosa para la terapia de mano. Si se coloca el electrodo de referencia, o masa, por encima del antebrazo, con frecuencia aparecerá la musculatura extrínseca innecesaria, según se ilustra en la Figura 5. Para evitar, se debe

colocar el electrodo masa en la muñeca, con lo que se estimula los mejores puntos de cada músculo (Rodríguez, 2004).

Figura 5

Punto del nervio mediano.



Nota. En la Figura 5, el punto del nervio mediano se refiere a un punto anatómico específico del cuerpo humano en el que el nervio mediano es más superficial y puede palparse fácilmente.

Tomado de (Rodríguez, 2004).

Este punto se encuentra en la muñeca, en la parte anterior de la articulación, entre los tendones del flexor radial del carpo y el flexor radial superficial del carpo (Rodríguez, 2004).

Fortalecimiento y coordinación muscular

Los criterios para la estimulación de las contracciones de los músculos inervados eléctricamente para mejorar la fuerza muscular, la coordinación muscular y el control motor, se detallan en la Tabla 2.

Tabla 2

Ajustes recomendados de los parámetros para estimulaciones eléctricas

Tratamiento	Frecuencia del pulso	Duración del pulso	Tiempos de encendido y apagado	Tiempo de tratamiento	Veces al día
Fortalecimiento	35-80 pps	125-200 us	Tiempo encendido 6-10s Tiempo apagado 50-120s	10-20 min	Cada 2-3 h
Reeducación	35-50 pps	125-200 us	Depende actividad funcional	Depende actividad funcional	NA
Disminución del espasmo	35-50 pps	125-200 us	Tiempo encendido y apagado 2-5s	10-30 min	Cada 2-3 h
Disminución del edema	35-50 pps	125-200 us	Tiempo encendido y apagado 2-5s	30 min	Dos veces al día

Nota. Los criterios de la estimulación eléctrica se caracterizan por las frecuencias del pulso y los tiempos de tratamiento, debido a los diferentes tratamientos estos criterios cambian, con la finalidad de estimular la zona afectada brindando efectos terapéuticos como fortalecimiento

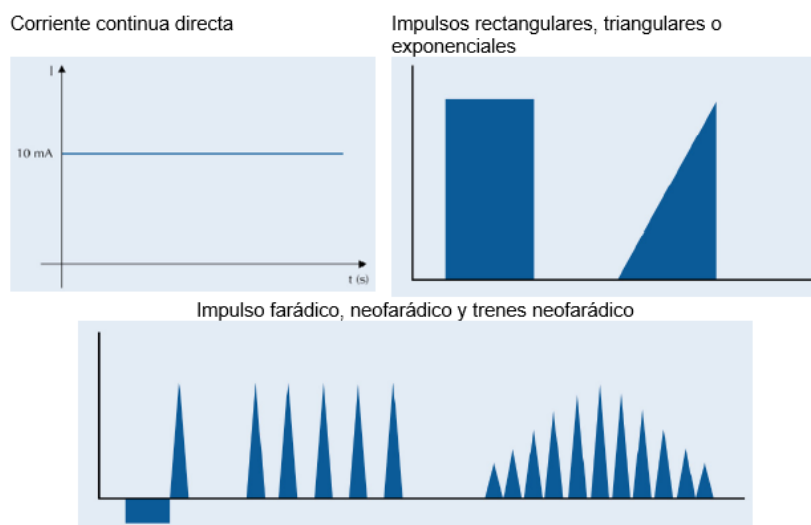
muscular, reeducación muscular, disminución del espasmo, disminución del edema detallados en la Tabla 2. Tomado de (Cameron et al., 2018).

Corrientes más utilizadas en electroterapia

El flujo de energía es transmitido por el desplazamiento de electrones a través de un conductor. Este flujo puede ser unidireccional o bidireccional a lo largo del conductor. Cuando la corriente eléctrica fluye en un solo sentido, se la conoce como corriente continua. Cuando la corriente eléctrica fluye en ambas direcciones, se la conoce como corriente alterna, para lo cual (Maya y Torres, 2016), recomienda diferentes tipos de señales para emitir electroestimulación como se ilustra en la Figura 6.

Figura 6

Corrientes eléctricas según su forma.



Nota. En la Figura 6 se detallan algunas formas de onda de corriente eléctrica, cada tipo de corriente tiene características y aplicaciones diferentes, en esta representación se muestran las formas de ondas recomendadas para la electroterapia. Tomado de (Maya y Torres, 2016).

Aplicaciones clínicas de las corrientes eléctricas

La aplicación de pulsos de corriente mediante electrodos para fines analgésicos de denomina TENS este término se utiliza cuando el objetivo terapéutico es la analgesia ya que se utiliza para tratar el dolor crónico, agudo. Cuando se utiliza la estimulación eléctrica para controlar el dolor, el paciente debe estar en una posición cómoda, lo ideal es que la estimulación permita al paciente realizar actividades de manera cómoda, debe indicarse al paciente que evite actividades que puedan incrementar los síntomas, la estimulación terapéutica de baja, media y alta frecuencias detallada en la Tabla 3, es aplicada de acuerdo a los síntomas del paciente (Shapiro y Ocelnik, Corrientes eléctricas para controlar el dolor, 2018).

Tabla 3

Terapéutica de baja, media y alta frecuencia

Baja frecuencia	Media frecuencia	Alta frecuencia
Comprendidas entre 1 y 500 Hz.	Comprendidas entre 1.000 y 10.000 Hz.	Comprendidas entre 100.000 Hz y 3.000 MHz.
-Corriente pulsátil rectangular monofásica.	Corrientes interferenciales moduladas con una frecuencia	Terapéutica por medio de ondas cortas.
-Corriente pulsátil triangular monofásica.	de onda portadora de 2.000 a 10.000 Hz,	Terapéutica por ondas ultracortas o decimétricas
-Corriente pulsátil rectangular o neofaradica simple.	Corrientes alternas	Terapéutica por microondas o radar
-Corrientes neofaradicas en forma de trenes.	interrumpidas no moduladas, de frecuencia media de 2.500 Hz,	
-Corrientes ultra excitantes	denominadas	

Baja frecuencia	Media frecuencia	Alta frecuencia
-Corrientes dinámicas.	estimulación rusa o corrientes de Kots.	

Nota. En la Tabla 3 se detallan las características de las diferentes frecuencias, esta frecuencia de la estimulación eléctrica se selecciona cuidadosamente para lograr objetivos terapéuticos específicos y puede variar en función del estado del paciente, el tipo de lesión o patología y el objetivo del tratamiento. Tomado de (Maya y Torres, 2016).

Precauciones, riesgos en electroterapia

Las contraindicaciones para la estimulación eléctrica se basan en un minucioso diagnóstico, esos se detallan en a Tabla 4 estos se suman al hecho de no practicar estimulación eléctrica a nivel motor (es decir, la que produce contracciones musculares) no debe utilizarse cuando la contracción muscular pueda interrumpir o retrasar la cicatrización (Shapiro y Ocelnik, Contraindicaciones y precauciones para las corrientes eléctricas, 2018).

Tabla 4

Precauciones de los agentes electrofísicos

Contradicciones o precauciones de los agentes electrofísicos en electroterapia	
Embarazo	Se dice que la contraindicación es aplicada si la electroestimulación es sobre el abdomen de la madre embarazada. Es un error, la mayoría de los procedimientos de electroterapia se producen de forma sistémica y no local.

Contradicciones o precauciones de los agentes electrofísicos en electroterapia

Cáncer	El diagnóstico de las diferentes patologías que anteceda o presenta el paciente es esencial conocer, así como del agente electrofísico que se va a aplicar, para determinar si es apto para la aplicación.
Implantes metálicos y dispositivos electrónicos	Los dispositivos electrónicos (marcapasos), pueden estar vulnerados ante el proceso de electroestimulación.
Alteración de la sensibilidad	La escasa cooperación o la alta sensibilidad del paciente puede impedir el uso de electroestimulación.
Disfunción mental	En casos de trastornos mentales o enfermedades neurológicas, el uso de electroestimulación puede afectar al paciente.

Nota. Es necesario tener en cuenta los parámetros de diagnóstico detallado en la Tabla 4.

Tomado de (Albornoz, 2016).

Algunos pacientes pueden olvidar o no darse cuenta de que tienen un marcapasos o un desfibrilador cardiaco implantado, no están seguros de su estado cardiaco, es necesario evaluar al paciente y establecer los objetivos del tratamiento. Por otro lado, aunque no existen estudios que se refieran a los efectos de la aplicación de estimulación eléctrica en tumores malignos en humanos, la estimulación eléctrica puede provocar crecimiento tisular, en la mayoría de los casos se recomienda no aplicar estimulación eléctrica en pacientes con tumores malignos confirmados o sospechosos (Shapiro y Ocelnik, Contraindicaciones y precauciones para las corrientes eléctricas, 2018).

Termoterapia efectos fisiológicos

Para la termoterapia, es esencial considerar los límites de temperatura para aplicarla, una temperatura neutra puede encontrarse en los 33 a 35 °C en el agua y a los 22 °C en el aire, se considera un portador térmico aquel sistema que su temperatura supere a la del ser humano con un límite de 45.5 °C hasta donde la piel soporta. Los efectos fisiológicos producidos por la termoterapia se dividen en efectos locales (zona aplicada) y efectos sistemáticos (todo el organismo), detallados respectivamente en la Tabla 5 (Fernández et al., 2012).

Tabla 5

Efectos fisiológicos

Efectos locales	Efectos sistémicos
Aumento de la actividad celular. El metabolismo aumenta hasta un 13% por cada grado centígrado de aumento de la temperatura tisular.	Vasodilatación refleja. Afecta a zonas distantes de la zona de aplicación, como las viscerales y estructuras internas, y se debe a la necesidad de eliminar el calor.
Normalización del tono muscular. La administración de calor entre los 30 °C y los 45 °C reduce la contracción muscular.	Aumento de la temperatura central. Este efecto es perceptible en todos los pacientes, incluso si se aplica en zonas alejadas, como las manos o los pies.
Incremento de la extensibilidad del colágeno. El colágeno está presente en los tejidos conjuntivos. Este se encuentra en los tendones, ligamentos, fascias y músculos, y	Sudoración. Es un mecanismo que se caracteriza por eliminar el exceso de calor en el cuerpo. Por cada gramo de sudor que se evapora, se eliminan aproximadamente 0,6 kcal de calor.

Efectos locales	Efectos sistémicos
se ve estimulado por la administración de calor.	
Alivio del dolor. Reducir el dolor es el propósito más común para el que se utiliza la administración de calor.	Disminución de la función renal y hepática. La sudoración y disminución de la vascularización venosa es provocada por la termoterapia

Nota. En la Tabla 5 se detallan los efectos fisiológicos que se pueden producir, en la aplicación de la termoterapia, obteniendo beneficios en la aplicación de la misma. Tomado de (Fernández et al., 2012).

Metodología de aplicación en la termoterapia

Los procedimientos terapéuticos de termoterapia que emplean agentes conductores requieren el contacto entre cuerpos a través de los cuales se producirá la transferencia de calor, normalmente entre un agente físico y la superficie corporal del paciente (administración térmica transcutánea) (Fernández et al., 2012).

Parches, compresas

Se emplean para suministrar calor a zonas del cuerpo. Existen distintas variedades, entre ellas las compresas secas o parches, que son las más comunes, como geles, cereales, elementos eléctricos o mezclas químicas, y las compresas húmedas, que se colocan en agua y se enfrían rápidamente. Las compresas también llamadas hot packs son bolsas hidrocoloides que se calientan en agua caliente o microondas. La temperatura de las compresas es de 40-42 °C y el tiempo de aplicación es de 15-20 minutos (Fernández et al., 2012).

Almohadillas eléctricas

Pueden considerarse envolturas, que a con frecuencia se comercializan incluso sin prescripción sanitaria, lo que las convierte en una de las formas de termoterapia superficial más utilizadas por el público en general. Producen un calor rápido y uniforme, y son sencillas y cómodas de aplicar, aunque de eficacia moderada. El calor se produce mediante el calentamiento de una resistencia eléctrica que se encuentra en el interior (Fernández et al., 2012).

Mecanismos de rehabilitación de mano

Guante robótico blando controlado por EMG

La función de la mano desempeña un papel importante en las actividades de la vida diaria y mantener una calidad de vida independiente y saludable. Sin embargo, las personas afectadas por un derrame cerebral, parálisis cerebral, distrofia muscular o lesión cerebral traumática pueden perder la capacidad de controlar de forma activa y precisa la muñeca, el pulgar y los dedos. Sin tratamiento, estas deformidades contribuyen a la pérdida del agarre avanzado y de la capacidad de realizar muchas actividades fundamentales de la vida diaria, se implementa un tipo de Guante robótico blando controlado por EMG ilustrado en la Figura 7 (Galloway et al., 2015).

Figura 7

Guante robótico blando controlado por EMG.



Nota. El guante robótico blando ilustrado en la Figura 7 integra una caja de control en donde se integran los diferentes componentes. Tomado de (Galloway et al., 2015).

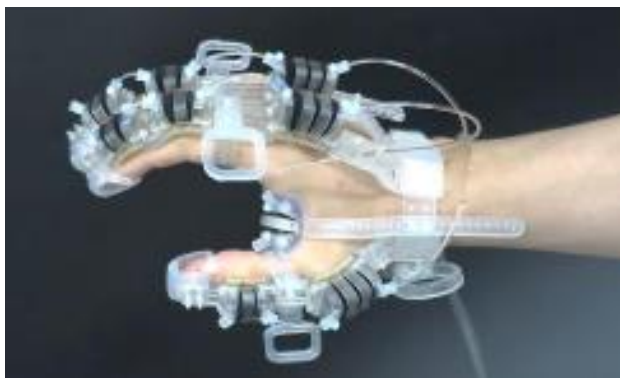
La caja de control de control integra todos los componentes electrohidráulicos, electrohidráulicos necesarios, como la bomba de fluidos, las válvulas microcontrolador y dos sensores de electromiografía de superficie (sEMG) (Myomo Inc., Boston, MA) para reconocer la intención del usuario. Además, la carcasa externa lleva interruptores mecánicos de encendido/apagado que permiten al usuario preseleccionar manualmente sólo los actuadores del guante que deben activarse para una tarea específica (Galloway et al., 2015).

Exo-Glove PM

Un nuevo concepto de guante de asistencia personalizable, el Exo-Glove PM ilustrado en la Figura 8, se compone de pequeños módulos actuadores neumáticos. El uso de módulos pequeños tiene dos objetivos principales: la personalización a bajo coste y la facilidad de reparación, utiliza un diseño extensible y material elástico que le permite ajustarse a varios tamaños de mano (Yun et al., 2017).

Figura 8

Exo-Glove PM.



Nota. Exo-Glove PM ilustrado en la Figura 8 tiene como característica principal adaptar el guante al tamaño de la mano estirando la correa de los dedos. Tomado de (Yun et al., 2017).

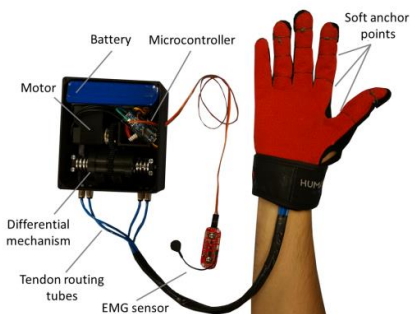
La estructura neumática se dobla con inyección de aire y ejerce fuerza sobre superficies rígidas y muestra una buena fuerza de transmisión que permite su movilidad (Yun et al., 2017).

Un Exo-Guante accionado por tendón

Existen manos robóticas y guantes de asistencia utilizan un único actuador para mover varios dedos, y algunos de ellos aplican mecanismos diferenciales específicos para distribuir las fuerzas del actuador único a los dedos ilustrado en la Figura 9 (Gerez y Minas , 2015) .

Figura 9

Exo-Guante accionado por tendón.



Nota. Las manos robóticas que emplean diferenciales basados en el mecanismo whiffletree para operar múltiples dedos usando un único motor como es el Exo-Guante accionado por tendón ilustrado en la Figura 9. Tomado de (Gerez y Minas , 2015).

Aunque estos diferenciales distribuyen uniformemente la carga entre los dedos, el mecanismo whiffletree requiere mucho espacio para funcionar y una calibración cuidadosa (Gerez y Minas , 2015).

Electromiografía (EMG)

La electromiografía (EMG) es un proceso de diagnóstico utilizado para cuantificar el tono muscular en estudios de investigación. La EMG permite reflejar y detectar la actividad eléctrica de los músculos mediante electrodos de superficie o de aguja fina. Durante la activación muscular neurogénica, el resultado del registro mostrará desviaciones de la línea recta isoelectrica. El número y el tamaño de las desviaciones (picos y valles) indican la cantidad de tejido eléctricamente activo durante la contracción. (Allen y Widener, 2018).

El estudio se efectúa primero en estado de reposo de la actividad muscular y seguidamente durante un esfuerzo en contracción muscular, para lo cual se indica al paciente que realice el movimiento correspondiente al músculo que se desea investigar. La información que se obtiene permite comprender la actividad eléctrica local media del músculo (Leone, 1992).

Electromiograma normal

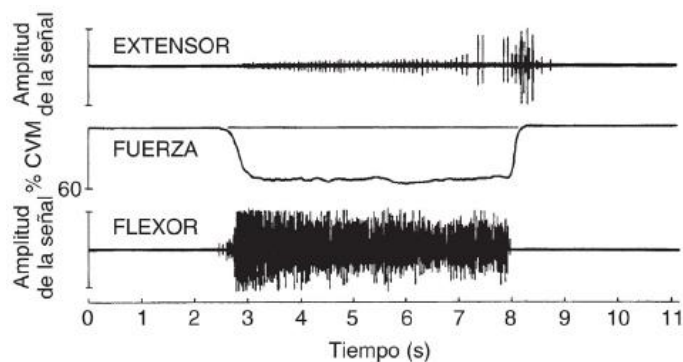
Un músculo normal en reposo es eléctricamente silencioso. Cuando se contrae voluntariamente, surgen crecimientos de acción muscular que a medida que aumenta la fuerza de la contracción, se suman para generar la aparición de un trazo en el que se superponen todos los crecimientos y que se denomina "interferencia" (Leone, 1992).

Anomalías electromiográficas

Actividad espontánea durante la relajación completa. Las unidades motoras emiten descargas espontáneas, lo que se manifiesta por fibrilaciones. Este fenómeno se produce en los músculos denervados y en algunas polimiositis, (Leone, 1992) propone un ejemplo ilustrado en la Figura 10 de las señales electromiográficas.

Figura 10

Ejemplo de un registro electromiográfico (EMG).



Nota. El número y el tamaño de las desviaciones (picos y valles) ilustrado en la Figura 10, representan la cantidad de tejido que está eléctricamente activo durante la contracción.

Tomado de (Allen y Widener, 2018).

Una medida del tono muscular se da cuando un músculo supuestamente relajado muestra actividad eléctrica al ser estirado.

Sistema de gradación muscular

Las evaluaciones de una prueba muscular manual se expresan como puntuaciones numéricas de cero (0), que representa la ausencia de actividad, a cinco (5), que representa una respuesta "normal" o el nivel más alto de respuesta que puede evaluarse mediante una prueba muscular manual, estos niveles son detallados en la Tabla 6 (Hislop et al., 2003).

Tabla 6

Escala clínica de tono muscular de uso habitual.

Grado	Descripción	Escala de Daniels
5	Normal	Capacidad para conseguir toda la amplitud de movimiento o de mantener la posición final de amplitud de movimiento contra una resistencia máxima.
4	Bueno	Capacidad de efectuar toda la amplitud de movimiento contra la gravedad, pero es incapaz de mantener la posición de prueba contra resistencia máxima.
3	Regular	Capacidad de realizar toda la amplitud de movimiento solo contra la resistencia de la gravedad.
2	Deficiente	Capacidad de realizar toda la amplitud de movimiento en una posición que disminuye al mínimo la fuerza de la gravedad.
1	Vestigios de actividad	de Desplazamiento o tensado del tendón cuando el paciente intenta realizar el movimiento.
0	Nulo (Sin actividad)	(Sin El músculo es completamente inerte a la palpación o a la inspección visual.

Nota. En la Tabla 6 se detallan la escala del tono muscular en donde el especialista debe tener en cuenta todos los rangos de movimiento que presente el paciente, ya que en determinados niveles es necesario tener en cuenta el mínimo movimiento o intento de movimiento realizado por el paciente. El sistema de gradación numérico de 5 a 0 es la escala más utilizada por los distintos profesionales. Tomado de (Hislop et al., 2003)

Prueba del péndulo

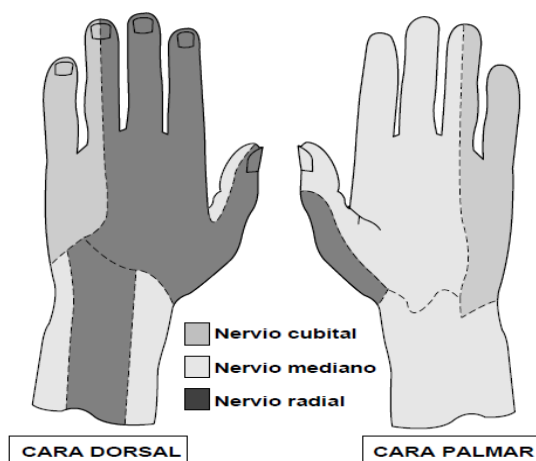
Se han desarrollado algunas mediciones del tono muscular para valorar tipos específicos de anomalías, no solo el tono muscular en general. La prueba del péndulo, que consiste en sujetar la extremidad del sujeto de forma que, al soltarla, la gravedad provoque un rápido estiramiento en el músculo espástico, está pensada para valorar la espasticidad. La resistencia al estiramiento rápido de la espasticidad frenará la extremidad antes de que alcance el final de su arco de movilidad (Allen y Widener, 2018).

Rehabilitación motriz

La mano es la parte del cuerpo que se lesiona con más frecuencia. Más del 10% de todos los pacientes examinados en los servicios de urgencias son tratados por lesiones agudas de la mano. El 40% de las lesiones de la mano se producen en accidentes laborales. Las lesiones nerviosas de la mano pueden ser sensoriales o motoras, dependiendo del nervio ilustrado en la Figura 11, (cubital, mediano y radial), afectado y de la gravedad de la lesión (Wolff et al., 2002).

Figura 11

Inervación sensitiva de la mano, localizando de los nervios mediano, radial y cubital.



Nota. En la Figura 11 se ilustra el nervio cubital, nervio mediano, nervio radial, los que son necesarios conocer para un diagnóstico acertado para la diferente aplicación terapéutica.

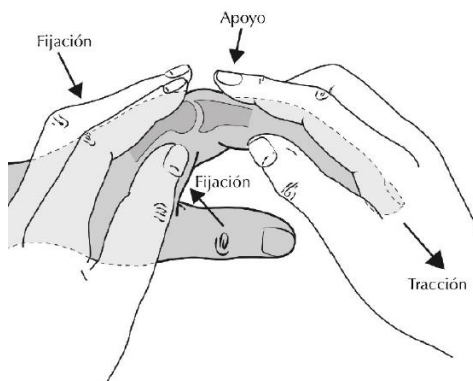
Tomado de (Wolff et al., 2002).

Tracción muscular

La tracción es realizada manualmente por un fisioterapeuta, consiste en decoaptar la articulación mediante tracción ilustrado en la Figura 12. Suele ir acompañada de una movilización suave de corta duración aplicada a la articulación. Se utiliza prioritariamente en articulaciones pequeñas, pero también puede emplearse en articulaciones grandes. Estos efectos pueden ser temporales o transitorios en función de la naturaleza de la patología del paciente.

Figura 12

Tracción manual de la articulación metacarpofalángica del dedo.



Nota. Los ejercicios que aumentan la fuerza muscular son gran variedad y de múltiples combinaciones ilustradas en la Figura 12, en la mayoría de los casos aplican fuerza de resistencia la cual aumenta gradualmente según el tipo de terapia. Tomado de (Maset et al., 2013).

Si un Músculo presenta debilidad realizara movimientos para vencer la gravedad. Mediante incrementa la fortaleza muscular, la fuerza de resistencia aumentará, se podrá utilizar pesas o bandas elásticas, este tipo de ejercicios mejoran la resistencia muscular aumentando el tamaño y fortaleza muscular (Maset et al., 2013).

Considerar parámetros como se detalla en la Tabla 7, para realizar rehabilitación motriz, estos parámetros deben ser evaluados por el especialista para determinar un proceso adecuado de terapia.

Tabla 7

Contraindicaciones de las tracciones articulares

Contraindicaciones
Procesos inflamatorios agudos articulares.
Procesos infecciosos.
Reacciones inflamatorias de la sinovia con o sin derrame articular.
Anquilosis.
Hiperlaxitud articular.
Lesiones agudas de partes blandas.
Fracturas sin consolidar.
Luxaciones y subluxaciones salvo que se realice como indicación terapéutica para su reducción.
Sospecha de procesos tumorales cercanos a la zona que se quiere tratar.

Nota. La rehabilitación motriz mediante tracción tiene grandes beneficios terapéuticos, no obstante, como en toda intervención terapéutica se debe tomar en cuenta las contradicciones detalladas en la Tabla 7, ya que éstas permiten al especialista determinar parámetros limitantes para una buena práctica terapéutica. Tomado de (Maset et al., 2013).

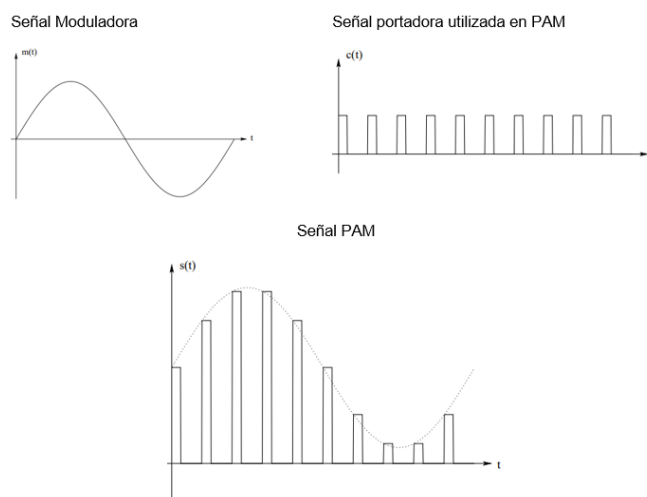
Modulación de pulsos en amplitud (PAM)

La modulación de amplitud de pulsos (PAM) es un término utilizado para describir la conversión de señales analógicas en señales de pulsos donde la amplitud del pulso denota la información analógica, la amplitud de pulsos rectangulares uniformemente distribuidos es proporcional al valor instantáneo de las muestras de una señal continua como se ilustra en la Figura 13 (Fernández M. , 2003).

El objetivo de las señales PAM es obtener otra forma de onda con apariencia de pulsos y a pesar de ello mantenga la información presente en la forma de onda analógica. Dado que se emplean pulsos, se puede esperar que el ancho de banda de la forma de onda PAM sea mayor que el de la forma de onda analógica (Vega, 2017).

Figura 13

Modulación de pulsos en amplitud (PAM).



Nota. Para generar una señal modulada en amplitud de impulsos, se necesita una señal moduladora y una señal portadora para obtener una señal PAM. Una señal PAM se modula en amplitud según la señal moduladora, como se muestra en la Figura 13. Tomado de (Fernández M. , 2003).

Reconocimiento de señales mediante el procesamiento sEMG

El principal inconveniente del reconocimiento de patrones EMG son los malos resultados del reconocimiento en condiciones de ruidos existentes, especialmente cuando la característica de frecuencia del ruido es aleatoria. Los principales tipos de ruido, artefactos e interferencias en la señal EMG registrada son ruido de electrodos, artefactos de movimiento de electrodos y cables, interferencias de líneas eléctricas de corriente alterna y otras fuentes de ruido, como el ruido de banda ancha de instrumentos electrónicos. Los ruidos se pueden eliminar utilizando procedimientos de filtrado, como el filtro de paso de banda, el filtro de eliminación de banda o el uso de un electrodo e instrumento de pozo. El concepto de filtros ha sido parte integral de la evolución de la ingeniería eléctrica desde su inicio. Varios logros tecnológicos no habrían sido posibles sin los filtros eléctricos (Phinyomark et al., 2009).

Adquisición de datos electromiografía Integrada (IMG)

EMG integrada (IEMG) se calcula como la suma de los valores absolutos de la amplitud de la señal sEMG. Generalmente, IEMG se utiliza como índice de inicio para detectar la actividad muscular que solía oponerse al comando de control del dispositivo de control de asistencia. Está relacionado con el punto de activación de la secuencia de señales sEMG (Phinyomark et al., 2009).

$$IEMG = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (2. 1)$$

Donde N denota la longitud de la señal y x_n representa la señal EMG en un segmento.

Interpretación, presentación de señales EMG y HMI de dispositivos médicos

Desde la perspectiva de los usuarios, las pantallas asumen un papel muy importante en su relación con el dispositivo. Casi toda la información que se transmite desde el dispositivo a los usuarios se transfiere a través de una pantalla. Teniendo en cuenta el papel fundamental que desempeñan las pantallas en el uso de dispositivos médicos, los principios generales asociados a un diseño de pantalla adecuado sean paralelos al proceso de diseño centrado en el usuario de cualquier dispositivo o sistema, los principales parámetros para el HMI de dispositivos médicos se detallan en la Tabla 8 (Vincent et al., 2013).

Tabla 8

Parámetros HMI de dispositivos médicos

Parámetros	Descripción
Examinar las condiciones ambientales	La pantalla del dispositivo debe ser legible en el rango de condiciones de iluminación previstas, debe adaptarse a una amplia variedad de condiciones de iluminación, desde habitaciones de pacientes con poca iluminación hasta plena luz solar.
Acomodar el rango de posturas de uso	Es esencial determinar las posiciones probables de los ojos de los usuarios en relación con la pantalla durante el uso. Las variaciones en la posición de los ojos podrían deberse a que un usuario cambia de postura (sentado o de pie).
Realizar pruebas de usabilidad	La opinión del usuario es fundamental para la selección y el diseño de pantallas, debido a que pueden proporcionar información tanto objetiva como

Parámetros	Descripción
Calidad de imagen	<p data-bbox="662 279 1351 373">subjetiva sobre la idoneidad de las pantallas candidatas</p> <p data-bbox="662 411 1351 642">La mayoría de los observadores pueden identificar una pantalla que tiene alta claridad, buena reproducción del color y otros factores que crean una "excelente imagen".</p>
Características de la pantalla táctil	<p data-bbox="662 680 1351 846">Las pantallas táctiles candidatas deben probarse con usuarios en los entornos de destino en condiciones de uso típicas (usando guantes de látex).</p>

Nota. La adecuación de una pantalla a una aplicación determinada depende en gran medida de su adecuación a las características y capacidades de los usuarios como se detallan en la Tabla 8. Tomado de (Weinger et al., 2010)

Entre las consideraciones poblacionales importantes se incluyen las características visuales de los usuarios como la agudeza visual, las deficiencias visuales relacionadas con la edad y las deficiencias en la visión de los colores (Weinger et al., 2010).

Pantallas táctiles Nextion

Las pantallas digitales Nextion son una solución innovadora de Interfaz Hombre-Máquina (HMI) que ofrece una forma intuitiva y versátil de interactuar con dispositivos electrónicos, máquinas y aplicaciones. Estas pantallas táctiles a color combinan hardware y software para crear interfaces personalizadas que se adaptan a las necesidades específicas de cada proyecto. (Urbina, 2020)

Conjunto de señales

En la rehabilitación del síndrome del túnel carpiano es necesario analizar diferentes tipos de señales de acuerdo con lo que se describe en la Tabla 9, la cual integra información relevante sobre el estado del paciente y el tipo de tratamiento a ser aplicado.

Tabla 9

Conjunto de señales analizar para la presente aplicación

Señales	Descripción
Señales EMG	Señales que detectan la actividad eléctrica del Músculo, evalúa el estado del Músculo, la fuerza muscular, la fatiga, entre otros.
Electroestimulación	Utilizado para el estímulo muscular, simulando la contracción voluntaria, ayudando a tonificar y fortalecer los músculos en las zonas aplicadas. Las señales más utilizadas son los impulsos rectangulares, triangulares o exponenciales.
Rehabilitación motriz	Proceso terapéutico diseñado para ayudar a las personas a mejorar la función motora. Permite al paciente aumentar su fuerza, coordinación, movilidad y funcionalidad física.
Termoterapia	Utilizado terapéuticamente para el alivio del dolor del síndrome del túnel carpiano, disminución del espasmo muscular, mejora la flexibilidad de los tejidos, relajación muscular, aumento del flujo sanguíneo en la zona aplicada

Nota. De la Tabla 9, se deduce la integración de las distintas señales y el enfoque de la rehabilitación a ser aplicado, facilitando a pacientes y especialistas obtener mejores resultados adaptando los programas de tratamiento en función del diagnóstico realizado.

Capítulo III

Diseño e Implementación

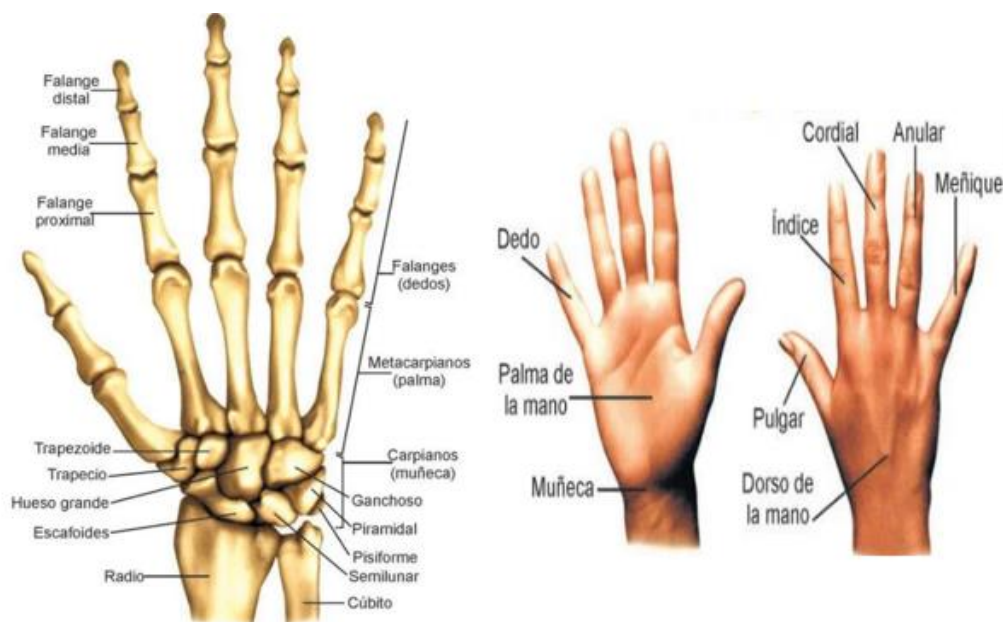
Cinemática directa

Estructura Ósea de la mano

Para realizar el análisis de la cinemática y dinámica de la mano se debe tener en cuenta la estructura ósea de la mano como se muestra en la Figura 14, todo el conjunto de estos huesos genera el conjunto a las 4 principales articulaciones que trataremos como: Articulación Inter cefálica Distal, Articulación Inter cefálica Proximal, Articulación metacarpofalángica, y Articulación Carpometacarpiana que son los que intervendrán en el estudio

Figura 14

Estructura Ósea de la Mano



Nota. El análisis de la Figura 14, facilita afirmar que en la actualidad cuando se busca diseñar y construir equipos como robots industriales, exoesqueletos, prótesis, se trata de que estos

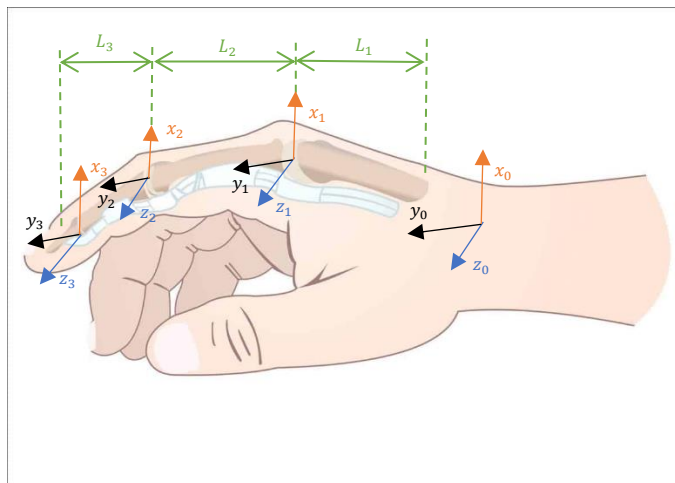
tengan las características antropomórficas de la parte que se desea implementar. Tomado de (Galindo et al., 2012).

Para el caso de la construcción del análisis cinemático se plantea una similitud del trabajo de los dedos a un brazo robótico con 3GDL tipo Robot de Configuración Rotacional (RRR).

Existen varios métodos para el análisis de robots industriales pero para nuestro caso de estudio vamos a utilizar el algoritmo de Denavit y Hartenberg (D-H), por su fácil comprensión y desarrollo, este método sirve para describir y representar la cinemática de un robot, el cual nos proporcionara una matriz de transformación homogénea para describir la relación espacial entre dos elementos rígidos adyacentes, con esto el problema que tengamos se reduce a encontrar la matriz que relacione la localización del extremo del robot en función de las coordenadas de su base, tomando como referencia la Figura 15 para el caso de estudio.

Figura 15

Representación cinemática de las articulaciones



La descripción de la Figura 15, permite identificar los puntos de interés que integran la mano y nos permitirán modelar el sistema, donde:

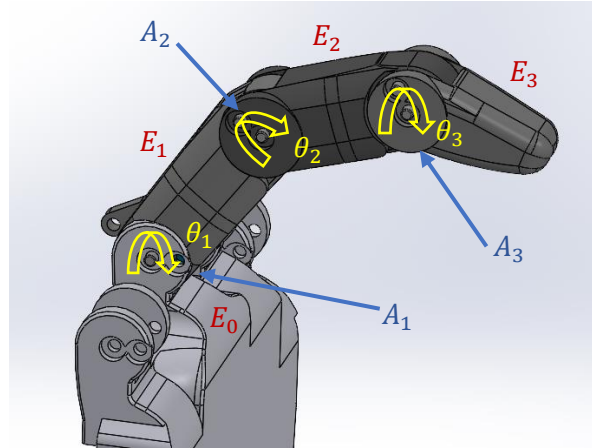
$L_1 = \text{Falange proximal}$; $L_2 = \text{Falange media}$; $L_3 = \text{Falange distal}$

Para el análisis consideraremos que la mano se encuentra en una posición natural (extendida y relajada con una pequeña inclinación de los dedos) y tomaremos como referencia el dedo del medio, a partir de la cual se produce la aproximación o separación de los demás dedos. Basados en la teoría analizada en la Figura 15, el origen del sistema será el punto de encuentro entre los ejes del índice y el dedo del medio. La Figura 16 muestra el modelo cinemático que se usará para encontrar los ángulos dinámicos de cada eslabón del exoesqueleto que se está diseñando, cabe resaltar que exoesqueleto no posee articulaciones idénticas a la mostrada en la Figura 16 debido a que estará sobrepuesto sobre una mano humana y esta configuración será la que efectúa el movimiento tomando cada falange como eslabón de una cadena cinemática, sin embargo es de importancia calcular la cinemática directa de las articulaciones, lo cual no es necesario calcular de cada uno de los dedos de la mano ya que poseen el mismo accionamiento y función que el modelo que se va analizar por lo que solo se replicaría para el resto de dedos.

Como se dijo anteriormente usaremos el algoritmo de DH para obtener la matriz que nos represente la cinemática directa del problema, resumiendo el procedimiento enumeraremos los eslabones, las articulaciones y los ejes, como se muestra en la Figura 16.

Figura 16

Numeración de eslabones (E_i), articulaciones (A_i), y ejes (θ_i)



Nota. En la Figura 16, se ha planteado una ilustración similar a la de un exoesqueleto de mano para la aplicación del algoritmo, donde:

$E_1 = \text{Eslabón 1}$; $E_2 = \text{Eslabón 2}$; $E_3 = \text{Eslabón 3}$

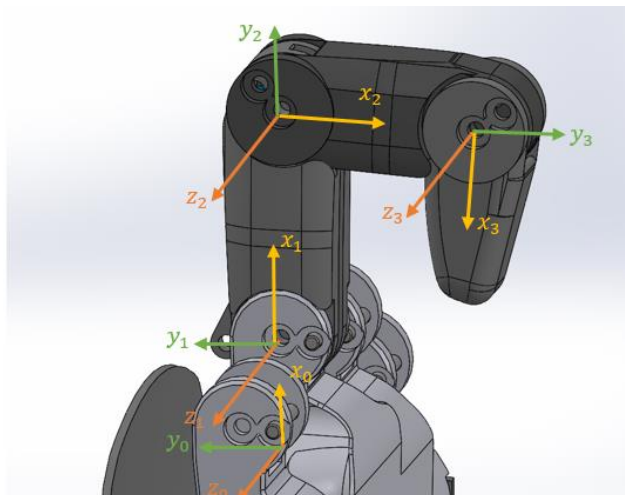
$A_1 = \text{Articulación 1}$; $A_2 = \text{Articulación 2}$; $A_3 = \text{Articulación 3}$

$\theta_1 = \text{Eje 1}$; $\theta_2 = \text{Eje 2}$; $\theta_3 = \text{Eje 3}$

Aplicando la teoría de D-H se debe situar los ejes x , y y z , a su vez de ubicar el origen del base dado por S_o , en cualquier punto del eje Z_o . Los ejes X_o e Y_o se situarán de manera perpendicular a Z_o , y se repetirá este procedimiento para ubicar S_i . Situar X_i en la línea normal común a Z_i y Z_{i-1} . Si los ejes se cortan, se sitúa perpendicular al plano que forman Z_i y Z_{i-1} , y para ubicar el Y_i , la manera mas rápida es usar la regla de la mano derecha.

Figura 17

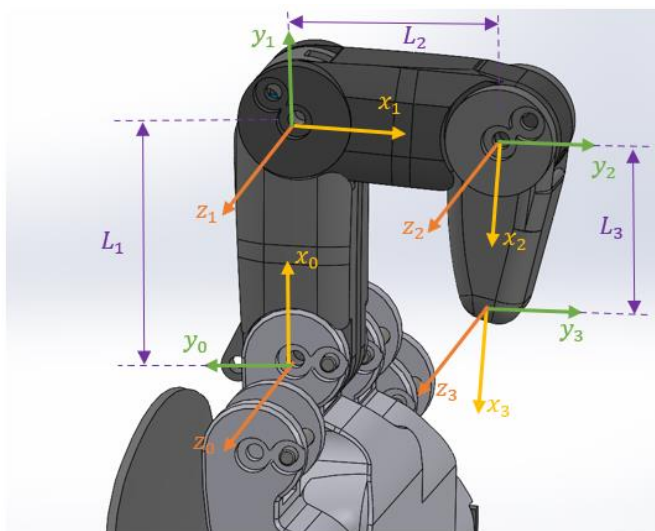
Ubicación de las coordenadas x_i, y_i y z_i y origen de la base S_0



Nota. Si bien la teoría de D-H, quedaría planteado nuestro análisis como en la Figura 17, es necesario tomar en cuenta las longitudes de los eslabones por lo que es necesario mover los ejes hacia el extremo del eslabón 3.

Figura 18

Traslación de las coordenadas al eslabón 3



Nota. Una vez aplicado el procedimiento de la translación de los ejes como se muestra en la Figura 18 procederemos a obtener la matriz de transformación homogénea que se puede observar en la Tabla 10.

Tabla 10

Matriz de parámetros de D-H

Articulación	θ	d	a	α
1	θ_1	0	L_1	0
2	θ_2	0	L_2	0
3	θ_3	0	L_3	0

Aplicado el algoritmo de D-H se obtiene la matriz, donde:

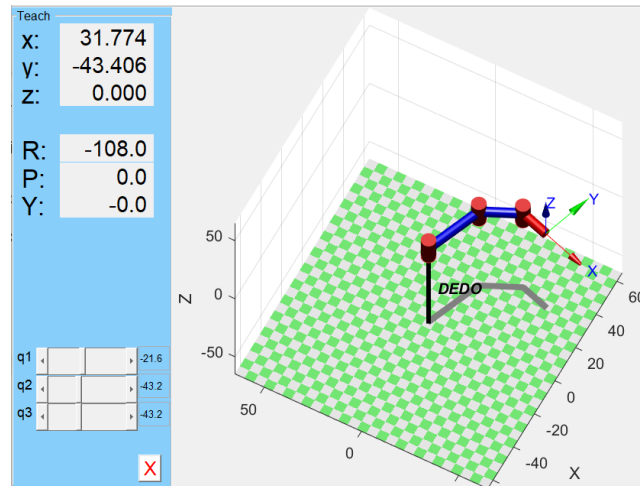
$\theta =$ Rotación alrededor de Z ; $d =$ Traslación en Z ; $\alpha =$ Rotación en X ; $a =$ Traslación en X

La Tabla 10 muestra la matriz de parámetros de D-H en el cuales los valores de θ_i nos muestran las rotaciones en el eje z, que nos reflejan los movimientos de aducción y abducción en la falange, debido a que se estudia principalmente la flexión y extensión de los dedos.

Mediante la matriz y el software Matlab podemos comprobar que este correcto el modelo y que se cumpla con las funciones que se necesita, de esta forma podemos visualizar en la Figura 19 de manera clara la cinemática de los dedos.

Figura 19

Simulación de la matriz de parámetros de D-H implementado en el software Matlab



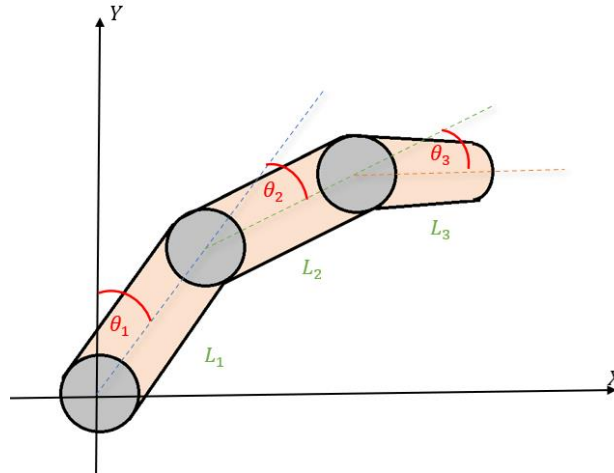
Nota. El software Matlab nos ha permitido mediante su complemento de robotics simular los grados de libertad y el movimiento de las articulaciones donde nos facilita variar los grados de rotación, que simula el comportamiento de los dedos, mostrado en la Figura 19.

Modelo dinámico

En la Figura 20 se define los ángulos (θ_i) que se usaran para el modelo dinámico, este análisis se hará sobre un solo dedo, tomando en cuenta que el mismo análisis se replicara para el resto de los dedos. Utilizaremos el método de Lagrange, las ecuaciones son derivadas de la sumatoria de torques del modelo dinámico de un dedo robótico antropomórfico.

Figura 20

Ángulos de flexión (θ_i) para los dedos de la mano



Partiendo de igual forma de la cinemática directa se debe hallar las ecuaciones que describa las posiciones en x y y de todas las articulaciones

$$x = L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (3.2)$$

$$y = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (3.3)$$

De la cinemática directa la velocidad angular que utiliza Lagrange, obtenemos la ecuación que viene dada por ω_i

Donde:

$$\omega_i = \text{Velocidad angular en } i = \dot{\theta}_i$$

$$\omega_i = \frac{d\theta_i}{dt} \quad (3.4)$$

$$\omega_1 = \dot{\theta}_1 ; \omega_2 = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 ; \omega_3 = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3$$

Para hallar la velocidad lineal en cada articulación del dedo se debe aplicar la ecuación 3.4, para simplificar las ecuaciones, daremos las siguientes variables

$$C_1 = \text{Cos}\theta_1; C_2 = \text{Cos}\theta_2; C_3 = \text{Cos}\theta_3; S_1 = \text{Sen}\theta_1; S_2 = \text{Sen}\theta_2; S_3 = \text{Sen}\theta_3$$

$$\dot{x}_1 = -\frac{1}{2}L_1S_1\dot{\theta}_1 \quad (3.5)$$

$$\dot{y}_1 = \frac{1}{2}L_1C_1\dot{\theta}_1 \quad (3.6)$$

$$\dot{x}_2 = -L_1S_1\dot{\theta}_1 - \frac{1}{2}L_2S_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (3.7)$$

$$\dot{y}_2 = -L_1C_1\dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}L_2C_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (3.8)$$

$$\dot{x}_3 = -L_1S_1\dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}L_2S_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \frac{1}{2}L_3S_{123}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \quad (3.9)$$

$$\dot{y}_3 = -L_1C_1\dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}L_2C_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \frac{1}{2}L_3C_{123}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \quad (3.10)$$

Para obtener la velocidad lineal se aplicará la suma de cuadrados tanto para v_1, v_2, v_3

Donde:

$v_i = \text{Velocidad lineal en } i$

$$v_1 = \dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2 \quad (3.11)$$

$$v_1 = \left(-\frac{1}{2}L_1S_1\dot{\theta}_1\right)^2 + \left(\frac{1}{2}L_1C_1\dot{\theta}_1\right)^2 \quad (3.12)$$

$$v_1 = \frac{1}{4}L_1^2\dot{\theta}_1^2 \quad (3.13)$$

$$v_2 = \dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2 \quad (3.14)$$

$$v_2 = \left(-L_1S_1\dot{\theta}_1 - \frac{1}{2}L_2S_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\right)^2 + \left(-L_1C_1\dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}L_2C_{12}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\right)^2 \quad (3.15)$$

$$v_2 = L_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + L_1L_2C_2 \cdot \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (3.16)$$

$$v_2 = L_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4}(\dot{\theta}_1 + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + L_1L_2C_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) \quad (3.17)$$

$$v_3 = \dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2 \quad (3.18)$$

$$v_3 = \left(-L_1 S_1 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{2} L_2 S_{12} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \frac{1}{2} L_3 S_{123} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \right)^2 \quad (3.19)$$

$$+ \left(-L_1 C_1 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{2} L_2 C_{12} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \frac{1}{2} L_3 C_{123} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \right)^2$$

$$v_3 = L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{4} L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2L_1 L_2 C_2 \theta_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

$$+ L_1 L_3 C_{23} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + L_2 L_3 C_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + L_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (3.20)$$

$$+ L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2$$

Una vez obtenida las velocidades podemos encontrar la energía cinética en las juntas

Donde:

(K) = Energía Cinética

$$(K) = K_i = \frac{1}{2} \sum m_i v + L_i \omega_i^2 \quad (3.21)$$

$$K = \frac{1}{2} m_1 (v_1)^2 + \frac{1}{2} m_2 (v_2)^2 + \frac{1}{2} m_3 (v_3)^2 + \frac{1}{2} L_1 (\omega_1)^2 + \frac{1}{2} L_2 (\omega_2)^2 + \frac{1}{2} L_3 (\omega_3)^2 \quad (3.22)$$

$$K = \frac{1}{2} m_1 \left(\frac{1}{4} L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \right)^2 + \frac{1}{2} m_2 \left(L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4} (\dot{\theta}_1 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + L_1 L_2 C_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \right)^2$$

$$+ \frac{1}{2} m_3 \left(L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{4} L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \right.$$

$$+ 2L_1 L_2 C_2 \theta_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + L_1 L_3 C_{23} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \quad (3.23)$$

$$+ L_2 L_3 C_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + L_1 \dot{\theta}_1^2 + L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2$$

$$+ L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \left. \right)^2 + \frac{1}{2} L_1 (\dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2} L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2$$

$$+ \frac{1}{2} L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2$$

$$\begin{aligned}
K = & \frac{1}{2}m_1 (L_1^2 \dot{\theta}_1^2) + \frac{1}{2}m_2 (L_1^2 \dot{\theta}_1^2) + \frac{1}{4}L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + L_1 L_2 C_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\
& + \frac{1}{2}m_3 \left[L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{4}L_3^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \right. \\
& + 2L_1 L_2 C_2 \theta_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + L_1 L_3 C_{23} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\
& + L_3^2 C_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{1}{2}L_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\
& + \frac{1}{2}L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{1}{2}L_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\
& \left. + \frac{1}{2}L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + L_1 \dot{\theta}_1^2 + L_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + L_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \right]
\end{aligned} \tag{3.24}$$

Es necesario expresar la energía cinética en forma matricial por lo que quedaría de la siguiente forma

$$K = \frac{1}{2} (\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3) \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \tag{3.25}$$

Donde:

$$\begin{aligned}
A_{11} = & \frac{1}{4}m_1 L_1^2 + m_2 \left(L_1^2 + \frac{1}{4}L_2^2 + L_1 L_2 C_2 \right) + m_3 \left(L_1^2 + L_2^2 + \frac{1}{4}L_3^2 + 2L_1 L_2 C_2 + L_1 L_3 C_3 \right) \\
& + L_1 + L_2 + L_3
\end{aligned} \tag{3.26}$$

$$\begin{aligned}
A_{12} = & \frac{1}{2} \left[m_2 \left(\frac{1}{2}L_2^2 + L_1 L_2 C_2 \right) \right. \\
& \left. + m_3 \left(2L_2^2 + \frac{1}{2}L_3^2 + 2L_1 L_2 C_2 + L_1 L_3 C_{23} + L_2 L_3 C_3 + L_2 + L_3 \right) \right]
\end{aligned} \tag{3.27}$$

$$A_{13} = \frac{1}{2}m_3 \left(\frac{1}{2}L_3^2 + L_2 L_3 C_{23} \right) + L_3 \tag{3.28}$$

$$A_{22} = \frac{1}{4}L_2^2 m_2 + m_3 \left(L_1^2 + \frac{1}{2}L_3^2 + L_2 L_3 C_3 \right) + L_2 + L_3 \tag{3.29}$$

$$A_{23} = \frac{1}{2}m_3 \left(\frac{1}{2}L_3^2 + L_2 L_3 C_3 \right) + L_3 \tag{3.30}$$

$$A_{33} = \frac{1}{4}m_3L_3^2 + L_3 \quad (3.31)$$

De donde sabemos también que

$$A_{21} = A_{12} \quad (3.32)$$

$$A_{31} = A_{13} \quad (3.33)$$

$$A_{32} = A_{23} \quad (3.34)$$

De esta forma tendríamos expresada la energía cinética como:

$$K = \frac{1}{2}(A_{11}\dot{\theta}_1^2 + 2A_{12}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2A_{13}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + A_{22}\dot{\theta}_2^2 + 2A_{13}\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + A_{33}\dot{\theta}_3^2) \quad (3.35)$$

La energía potencial está dada por la siguiente ecuación

Donde:

$(p) = \text{Energía Potencial}$

$$(p) = p_i = \frac{1}{2} \sum_1^3 (m_i \cdot g \cdot y_i) \quad (3.36)$$

$$p_1 = \frac{1}{2} m_1 \cdot g \cdot L_1 S_1 \quad (3.37)$$

$$p_2 = m_2 \cdot g \cdot \left(L_1 S_1 + \frac{1}{2} L_2 S_{12} \right) \quad (3.38)$$

$$p_3 = m_3 \cdot g \cdot \left(L_1 S_1 + L_2 S_{12} + \frac{1}{2} L_3 S_{123} \right) \quad (3.39)$$

$$p = p_1 + p_2 + p_3 \quad (3.40)$$

$$p = \frac{1}{2} m_1 \cdot g \cdot L_1 S_1 + m_2 \cdot g \cdot \left(L_1 S_1 + \frac{1}{2} L_2 S_{12} \right) + m_3 \cdot g \cdot \left(L_1 S_1 + L_2 S_{12} + \frac{1}{2} L_3 S_{123} \right) \quad (3.41)$$

El Lagrangiano se obtiene por la ecuación 3.42, en donde L representa

$$L = K - P \quad (3.42)$$

Utilizando el método de Euler-Lagrange para los tres grados de libertad obtenemos que:

$$\frac{d}{dy} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial}{\partial \theta_i} = \tau_i ; \quad i = 1 - 3 \quad (3.43)$$

Una vez realizando las derivadas parciales obtenemos la ecuación para el torque final

$$\tau_i = (F_{iy}D_{cx} - F_{ix}D_{cy}) + \sum_{j=i}^3 [-L_i \text{sen} \theta_i \quad L_i \text{cos} \theta_i \quad 0] \begin{bmatrix} F_{jx} \text{cos} \varphi_i - F_{jy} \text{sen} \varphi_i \\ F_{jx} \text{sen} \varphi_i + F_{jy} \text{cos} \varphi_i \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

Donde $\varphi_1 = \theta_1$; $\varphi_2 = \theta_1 + \theta_2$; $\varphi_3 = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$;

Tanto la cinemática directa, como el modelamiento dinámico de las articulaciones son necesarias para cumplir con los objetivos del diseño del exoesqueleto, ya que estaríamos comprobando que el funcionamiento sea el adecuado y cumpla con las características matemáticas para su accionamiento y movilidad de las articulaciones reales de la persona.

Diseño y construcción del sistema mecánico

Robótica suave

Es la parte de la robótica que usa materiales suaves para su desarrollo, estos materiales se usan para características morfofisiologías de composición que no es común en el mercado, su principal característica es la suavidad en la composición de su estructura, sus materiales se pueden mezclar con mecanismos rígidos para la automatización según la aplicación que se desee, en la Figura 21 se muestra un ejemplar de una mano robótica qb Softt Hand que implementa una combinación entre estructuras rígidas y robótica suave para su funcionamiento.

Figura 21

Mano robótica qb Soft Hand, desarrollada por la empresa qb robotics



Nota. De la Figura 21, se deduce la importancia de implementar este tipo de interfaces, lo que crea un ambiente adecuado para la interacción usuario-maquina. Tomado de (Arteaga, 2019).

Lo idóneo es que estos robots deben contar con materiales cuyo material tengan un módulo de elasticidad de un orden 10^2 a 10^6 Pa, es decir de 3 a 10 órdenes de magnitud menos rígidos que los robots convencionales (Arteaga, 2019). El mecanismo de un robot suave tiene la capacidad de interacción más fácil y se adecua mejor al entorno de trabajo ya que sus movimientos serán menos rígidos utilizando mayores grados de libertad, debido a esto la mayoría de las aplicaciones con robótica suave están orientadas a la interacción directa y segura con los seres humanos.

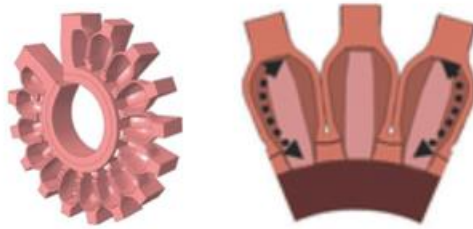
Actuadores de flexión PneuNets

Las PneuNets o también llamadas redes neumáticas es un actuador blando desarrollado por el grupo de investigación Whiteside de Harvard, son formados por una serie de canales y cámaras dentro de un elastómero, estos se inflan cuando están presurizados, todo esto se puede controlar modificando la geometría de las cámaras integradas y las propiedades de los materiales como se ve en la Figura 22, cuando se presuriza un actuador se produce una expansión en las regiones más flexibles o las menos rígidas generando

movimiento y de igual manera cuando se despresuriza el actuador se contrae (SoftRobotics, 2023).

Figura 22

Actuadores PneuNets



Nota. La tecnología del actuador PneuNet ha sido una innovación fundamental en robótica blanda y puede considerarse uno de los componentes básicos de los diseños de robótica blanda basados en silicona. Tomado de (SoftRobotics, 2023).

Para la selección de la estructura se ha realizado una matriz de selección de conceptos de acuerdo con las necesidades y preferencias del exoesqueleto que se desea emplear como se explica en la Tabla 11.

Tabla 11

Matriz de selección de la estructura del exoesqueleto

Factor	Peso	Férula convencional		Exoesqueleto con robótica suave		Exoesqueleto con estructura rígida	
		Califi.	Pond.	Califi.	Pond.	Califi.	Pond.
Rehabilitación	0,15	5,00	0,75	9,00	1,35	9,00	1,35
Elasticidad	0,10	9,00	0,90	9,00	0,90	3,00	0,30
Diseño	0,20	5,00	1,00	8,00	1,60	7,00	1,40
Ergonomía	0,20	8,00	1,60	8,00	1,60	4,00	0,80
Adaptabilidad	0,10	3,00	0,30	7,00	0,70	6,00	0,60
Seguridad	0,15	4,00	0,60	6,00	0,90	5,00	0,75
Costo	0,10	9,00	0,90	4,00	0,40	5,00	0,50
Total	1,00		6,05		7,45		5,70

Nota. Según la matriz de selección de la Tabla 11, el mejor mecanismo para ser implementado en el desarrollo del proyecto de titulación es la estructura de un exoesqueleto que implementa robótica suave.

Exoesqueleto de mano con presión de aire

La empresa Soft-Robotics ha sido la pionera en la creación de sistemas electrónicos utilizando la robótica suave o blanda, lo cual ha ido avanzando en la precisión en entornos variados utilizando mayores grados de libertad que teóricamente son infinitos lo cual les permite abarcar mayor área de trabajo (Muñoz, 2021).

Debido a la limitante que en la industria ecuatoriana no se puede fabricar de manera eficiente y de alta calidad los actuadores blandos, se ha optado por la adquisición de un ejemplar de mano en forma de exoesqueleto según se ilustra en la Figura 23, el mismo que es producido por la empresa SYREBO, para lo cual se realizó el análisis de la estructura y se tomaron los principales componentes para el diseño mecánico de la tesis planteada

Figura 23

Exoesqueleto por presión de aire de la empresa SYREBO



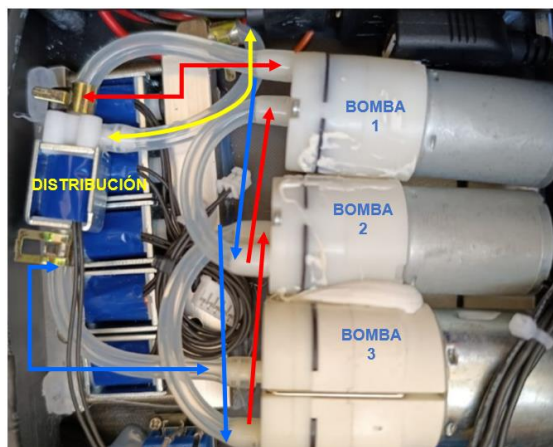
Nota. El modelo planteado en la Figura 23 es el resultado del exoesqueleto por presión de aire empleado por los autores de la presente tesis, determinándose que el exoesqueleto de mano usa la robótica suave como su principal medio de funcionamiento, donde tenemos la presencia de redes neumáticas en cada dedo de la mano.

Se tiene una serie de redes neumáticas conectadas a una estructura en forma de férula que sirve como soporte para el ingreso de la mano, en este caso se ha planteado que la mano dominante sea la derecha debido a que la mayor cantidad de personas utilizan su mano diestra para sus actividades y solo el 10% de la población según el metaanálisis Human Handedness es zurda.

Las redes neumáticas están controladas por una presión de aire proporcionada por la conexión de tres bombas de aire conectadas entre sí, que presuriza el aire para realizar movimientos de expansión y despresuriza para los movimientos de contracción, como se muestra en la Figura 24 , donde podemos visualizar mediante las flechas de color rojo y azul que cuando se tiene la activación de la presión de expulsión (rojo) o succión (azul) de las bombas, hace que el aire se traslade hacia la electroválvula normalmente abierta que es la encargada de dejar pasar la presión de aire mediante su salida (amarillo), hacia el dispositivo de distribución que pasa por cinco electroválvulas normalmente abiertas, las válvulas están conectadas a las mangueras que transmiten la presión de aire hacia las redes neumáticas.

Figura 24

Conexión en serie de las bombas para el sistema mecánico



Nota. Según ilustra la Figura 24, la conexión de bombas entre si se debe a que se busca tener una distribución uniforme de la presión lo cual ayuda a evitar puntos de presión desiguales y mejora la comodidad y la eficiencia del funcionamiento, de igual forma esta conexión nos permite una sincronización precisa en la inflación y deflación lo cual permite un control coordinado en las cámaras de aire que ingresan a las electroválvulas.

Diseño y construcción del sistema eléctrico y electrónico

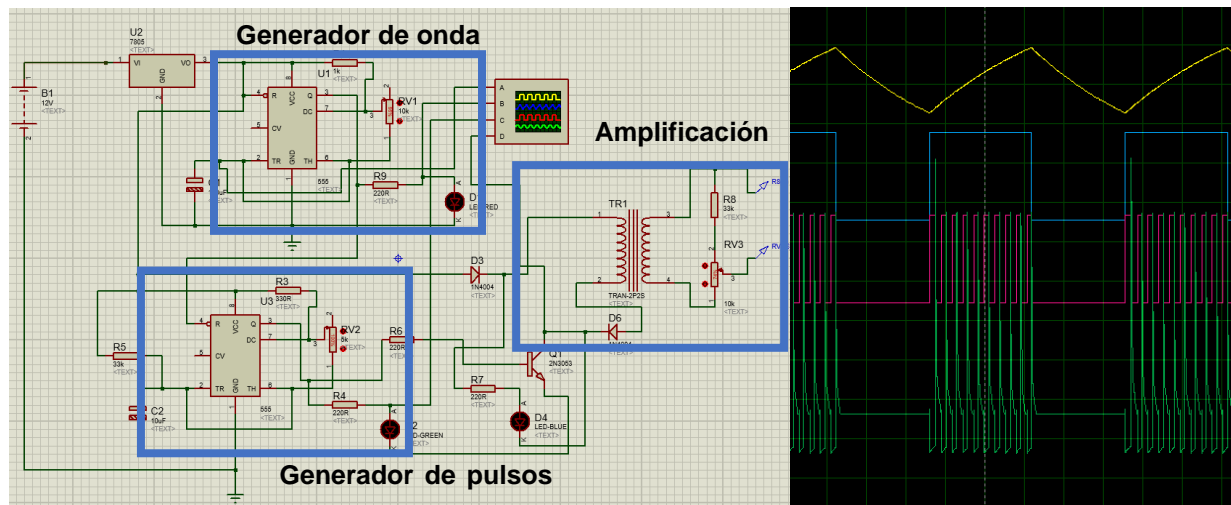
Dentro del diseño de rehabilitación planteado, el circuito electrónico será el sistema de control para el funcionamiento óptimo de todos sus componentes, se parte de manera inicial con un diseño de un electroestimulador según el especialista se debe generar 4 tipos de señales para los diferentes ajustes recomendados de los parámetros para estimulaciones eléctricas, en segunda instancia se debe generar el control del diseño mecánico del exoesqueleto por presión de aire, en la etapa de la termoterapia tenemos la presencia de almohadillas eléctricas que generan el calor óptimo para generar la sensación de reducción de dolor en las áreas afectadas, al necesitar un dispositivo de visualización que nos permita identificar si la rehabilitación se produce de manera óptima, se incrementó un sensor muscular que nos permita obtener en tiempo real el estado del Músculo afectado y a su vez que sirva como un dispositivo de diagnóstico, posteriormente se planteó la modificación del componente de control para la optimización de costos pero sin reducir eficiencia, al utilizar el dispositivo Arduino para el centro de control, el cual será el encargado principal del funcionamiento de todos los componentes.

Diseño del electro estimulador

Para el sistema de electroestimulación partimos de un circuito básico dividido en tres etapas, la primera la parte de control de la onda y frecuencia emitidas, la segunda un oscilador de señales comandado por la primera etapa y la tercera la amplificación en voltaje de la señal como se muestra en la Figura 25, se debe tener en cuenta estas tres etapas ya que se modificará el circuito posteriormente.

Figura 25

Circuito básico de un electroestimulador de una sola onda



Nota. En la Figura 25, se presenta un circuito de electroestimulación controlado por dos integrados 555 que emiten señales de tipo reloj, el primer integrado es el encargado de generar una forma de onda cuadrada que controle el comportamiento de activación de la señal y la frecuencia a la cual se envía las ondas y el segundo integrado es el encargado de generar las ondas de oscilación en forma de pulsos dentro de la primera señal, vez que se tiene la unión de estas dos señales pasa a un circuito obtenemos la salida combinada de las dos señales que pasara por un transistor que actúa en forma de switch por saturación, y la señal al ser muy baja colocamos un transformador de forma inversa para incrementar el nivel de voltaje, a la salida del transformador se colocara los electrodos que serán los encargados de generar la electroestimulación.

Una vez teniendo claro cómo es el comportamiento de un electroestimulador se debe generar el mismo aplicando 4 diferentes tipos de onda, que son los recomendados para las diferentes etapas de rehabilitación con electroestimulación, para lo cual se debe realizar un

análisis mediante una matriz de selección presentada en la Tabla 12, para la obtención adecuada del dispositivo generador de estas señales.

Tabla 12

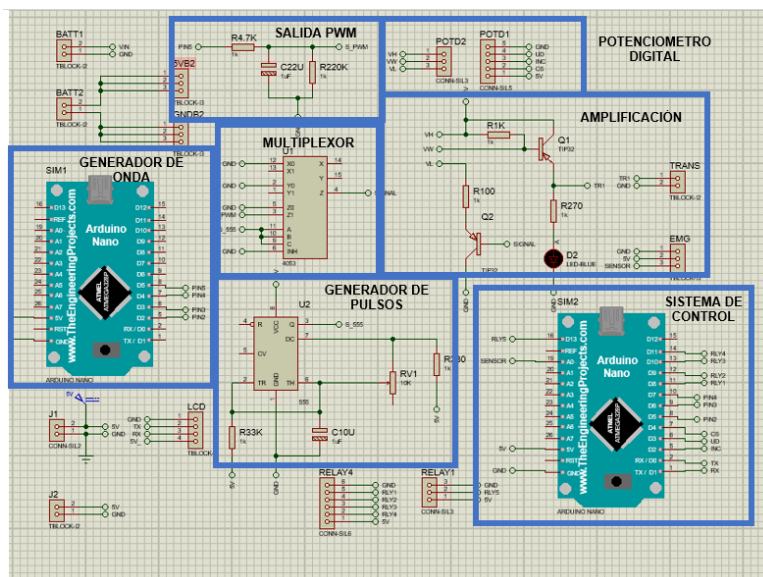
Matriz de selección del elemento generador de ondas

Factor	Peso	Generador de ondas		Arduino nano		Raspberry pi	
		Califi.	Pond.	Califi.	Pond.	Califi.	Pond.
Funcionalidad	0,25	6,00	1,50	8,00	2,00	8,00	2,00
Ondas emitidas	0,20	5,00	1,00	8,00	1,60	8,00	1,60
Programabilidad	0,30	3,00	0,90	8,00	2,40	7,00	2,10
Facilidad de uso	0,10	6,00	0,60	9,00	0,90	7,00	0,70
Costo	0,15	7,00	1,05	6,00	0,90	5,00	0,75
Total	1,00		5,05		7,80		7,15

Nota. Una vez realizada la selección del dispositivo de control y según la Tabla 12, se empleara la opción del Arduino Nano el cual nos permitirá generar los 4 diferentes tipos de onda que se desea, mediante la programación mostrada en el Anexo A, pero adicional se va a controlar los modos de selección, la frecuencia, y el tiempo que se produzca cada modo, mediante la programación y la implementación de un Arduino adicional como se muestra en la Figura 26, lo cual nos permitirá obtener un dispositivo de control del resto de componentes para obtener las diferentes funcionalidades propuestas para el exoesqueleto.

Figura 26

Diagrama electrónico del sistema de control



Nota. Se presenta en la Figura 26 el circuito de control para el electro estimador, donde como se observó en el anterior circuito empezamos por el generador de onda en este caso la implementación del Arduino Nano, el cual nos ha permitido mediante la programación generar las 4 ondas deseadas y de igual manera enviar los pulsos mediante el integrado 555, para seleccionar las múltiples señales el PIN5 del generador de ondas es el encargado de producir la señal de pulsos PWM y trasladarlos hacia el multiplexor CD4053 que nos permitirá seleccionar entre cualquiera de los 4 tipos de ondas planteadas, y una vez obtenida la onda pasarla a la etapa de amplificación que se conecta a los electrodos produciendo la electroestimulación.

Integración de la termoterapia en el sistema

La termoterapia es uno de los métodos que favorecen al proceso de rehabilitación ayudando a relajar los músculos de la zona afectada como también aliviando el dolor, sin embargo, se debe tomar en consideración la seguridad del paciente en la práctica de la misma,

existen varios métodos dentro de la termoterapia como la aplicación de parches, compresas húmedas, almohadillas eléctricas y se debe realizar una correcta selección del dispositivo a ser implementado.

Tabla 13

Matriz de selección para el dispositivo de termoterapia

Factor	Peso	Parches		Compresas		Almohadillas eléctricas	
		Califi.	Pond.	Califi.	Pond.	Califi.	Pond.
Distribución							
uniforme del calor	0,10	8,00	0,80	8,00	0,80	8,00	0,80
Tamaño y forma	0,30	5,00	1,50	4,00	1,20	5,00	1,50
Facilidad de uso	0,25	7,00	1,75	7,00	1,75	8,00	2,00
Material reutilizable	0,20	5,00	1,00	6,00	1,20	7,00	1,40
Costo	0,15	6,00	0,90	5,00	0,75	6,00	0,90
Total	1,00		5,95		5,70		6,60

Nota. De acuerdo con la Tabla 13 y a la integración del sistema el método más eficiente en este caso es el uso de almohadillas eléctricas las cuales producen calor mediante una resistencia eléctrica que nos permiten trabajar en un rango apropiado para la relajación muscular.

Diseño y construcción del sistema de control

Como se plantea en el diseño electrónico se adiciona un Arduino para formar el sistema de control de acuerdo a implementación como se exhibe en el Anexo B, el cual será el

encargado de llevar dentro la programación de la activación de los sistemas de presión de aire, control del electroestimulador, termoterapia y el sensor muscular como se muestra en el Anexo B, se configuro las entradas y salidas dependiendo de la utilidad requerida.

La correcta selección del sensor muscular permitirá la fácil medición e interpretación de las señales musculares, en el mercado existe gran variedad de sensores por lo que es necesario generar una matriz de selección con los parámetros como se presenta en la Tabla 14 que se adecuen a las necesidades del sistema.

Tabla 14

Matriz de selección del sensor muscular

Factor	Peso	Sensor análogo		Sensor muscular		Sensor myoware	
		EMG SEN0240		v3		(at-04-001)	
		Califi.	Pond.	Califi.	Pond.	Califi.	Pond.
Tipo de señal	0,25	8,00	2,00	8,00	2,00	8,00	2,00
Rango de medición	0,20	8,00	1,60	5,00	1,00	8,00	1,60
Precisión	0,20	7,00	1,40	8,00	1,60	8,00	1,60
Compatibilidad Arduino	0,10	8,00	0,80	8,00	0,80	8,00	0,80
Adaptabilidad	0,15	8,00	1,20	7,00	1,05	7,00	1,05
Costo	0,10	8,00	0,80	6,00	0,60	6,00	0,60
Total	1,00		7,80		7,05		7,65

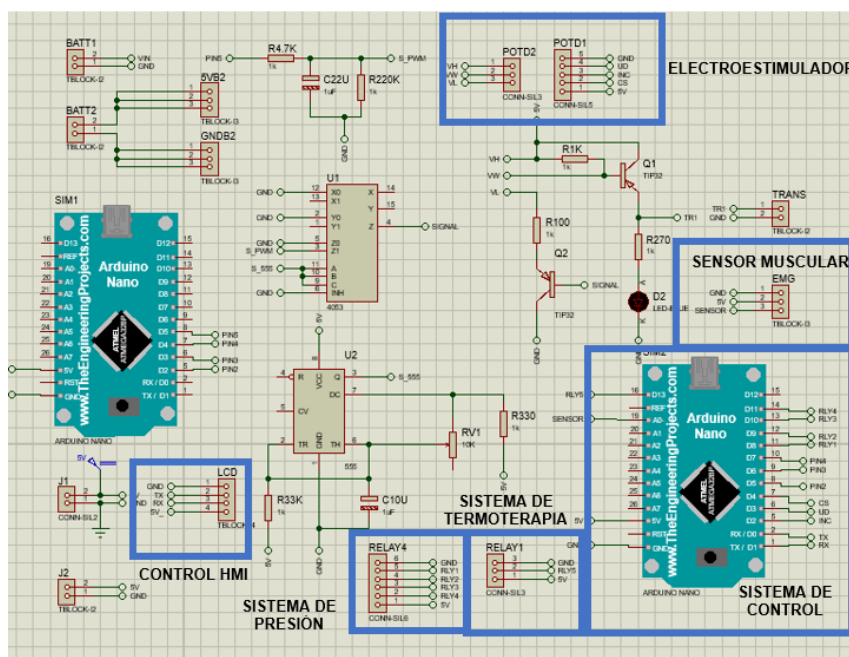
Nota. Según la Tabla 14 el muscular EMG SEN0240 es el óptimo basado en las necesidades del diseño, su función es enviar una señal de entrada hacia el Arduino para su posterior

visualización en la pantalla HMI implementada para el control y visualización de las tareas realizadas por el exoesqueleto.

Se implementó 2 relés, el primero de 4 canales que controlan la conexión y desconexión de múltiples circuitos eléctricos de salida mediante un solo circuito de entrada lo cual nos permite un control sobre las bombas para los procesos de presurización y despresurización de las redes neumáticas, el segundo relé es de 1 canal que de igual forma controla la conexión y desconexión para el control sobre las almohadillas eléctricas que son el sistema de termoterapia implementado dentro del guante de presión de aire, el electro estimulador será controlado por las salidas digitales conectadas al potenciómetro digital que nos permitirá variar la intensidad (fuerza) con el cual se producirá las señales y finalmente para tener un dispositivo adicional externo que controle todo el sistema se planteó la implementación de una pantalla HMI cuyas señales TX y RX son las entradas para el control del sistema como se muestra en la Figura 27.

Figura 27

Diagrama electrónico de la conexión de los circuitos de accionamiento

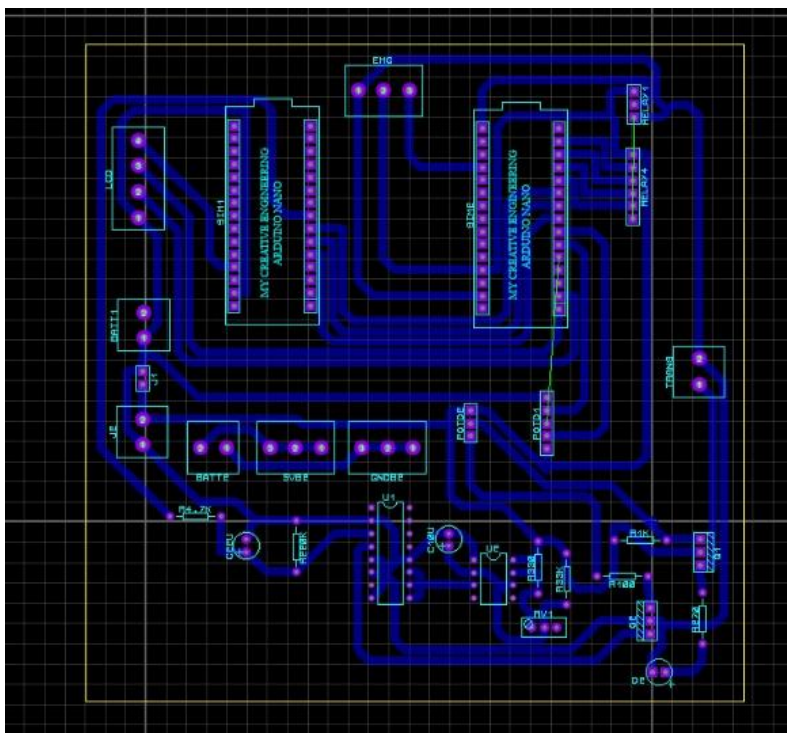


Nota. Según la Figura 27, el sistema de control implementado en el segundo Arduino es el encargado del control total de todas las funciones que tiene el exoesqueleto, su correcta programación es fundamental para evitar errores y mal comportamiento en la interacción hombre-maquina.

Una vez comprobado mediante la simulación de la programación y con la ayuda de Proteus se tiene el circuito a ser impreso en una placa PCB, Proteus al ser una herramienta muy completa nos facilita el diseño de la placa para su construcción como se muestra en la Figura 28.

Figura 28

Diagrama de pistas del circuito



Una vez realizado la correcta ubicación de todos los componentes necesarios y comprobar que no haya errores o interferencias se procede a generar las pistas de la placa como se ve en la Figura 28, la cual posteriormente puede ser fabricada mediante el método

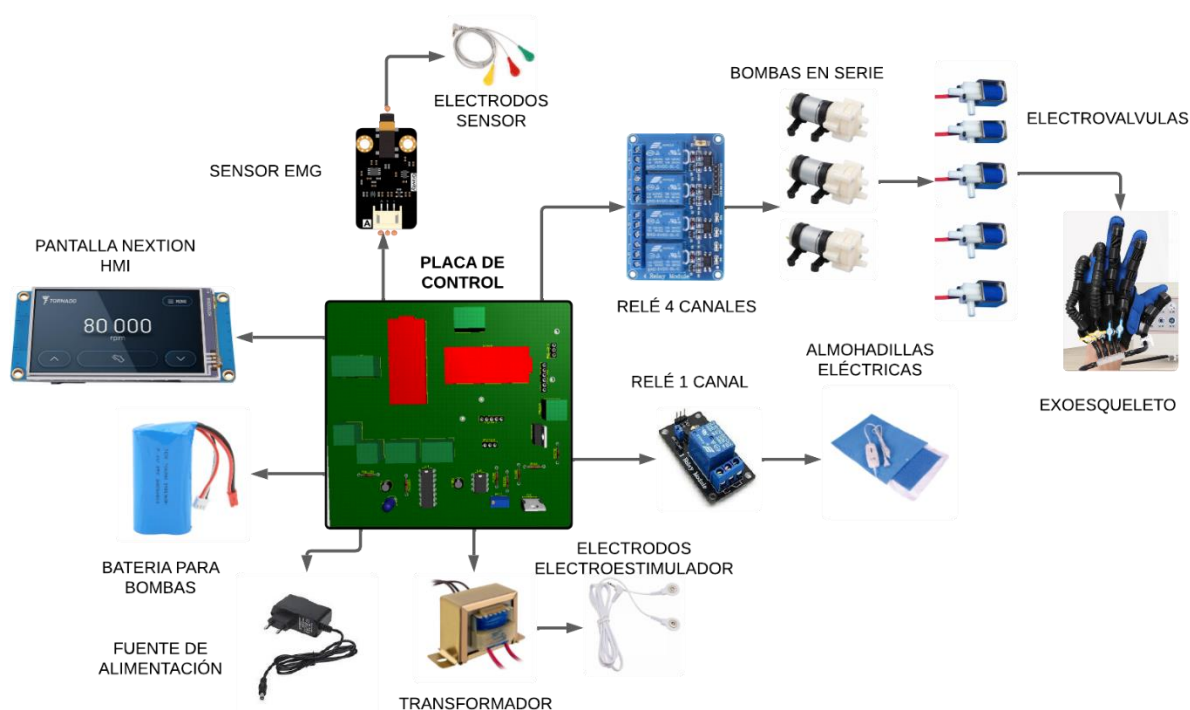
tradicional o en este caso se ha realizado implementando la maquina router la cual permite tener pistas más claras y precisas, evitando cortos circuitos y conexiones no deseadas, así mismo que se tiene la identificación clara de la ubicación y conexión de los componentes.

Esquema de conexión del sistema electrónico

La Figura 29 ilustra la conexión física general de todo el sistema, integrando los principales componentes que son controlados por la placa de control diseñada anteriormente, mediante la simulación en Proteus y la generación de pistas como se mostró en la Figura 28 se logra la identificación de manera óptima de las conexiones hacia los componentes.

Figura 29

Diagrama de conexión del sistema electrónico a la placa de control



Nota. Del diagrama de conexión del sistema electrónico de la Figura 29, se concluye que la placa de control posee dos fuentes de alimentación debido a la gran cantidad de componentes

por lo que se optó por una fuente de 5V para los componentes electrónicos (sensores EMG, pantalla Nextion, electrodos de estimulación) y una batería para la alimentación de los dispositivos de accionamiento como los relés y las bombas de aire.

Diseño de interfaz hombre-maquina

Mediante el estado del arte pudimos identificar que para el diseño de la pantalla HMI se debe realizar lo más amigable con el usuario, implementando colores que sean de fácil identificación, a su vez del tamaño y estilo de las letras sean comprensibles y lo más simplificado para la interacción con las personas.

La pantalla empleada para la construcción de la interfaz HMI fue la Nextion 2.8 Series NX3224K028, debido a su tamaño compacto y que se ha empleada para proyectos anteriores, cuya programación mediante software hace que facilite su manejo y brinde una amplia gama de controles, que satisfacen las necesidades de nuestro diseño, para nuestro HMI se dividió las funciones del exoesqueleto en tres etapas, partiendo desde un menú principal como se muestra en la Figura 30, la primera una etapa es la del sensor muscular mostrado en la Figura 31, que servirá como dispositivo de diagnóstico para comprobar el estado en el que se encuentran los músculos y nervios que afectan al Túnel Carpiano, la segunda ventana se trata de una rehabilitación motriz, Figura 32, utilizando la ayuda del exoesqueleto por presión de aire en conjunto con la termoterapia, y como última ventana la parte del circuito de electroestimulación como se ve en la Figura 33, toda esta programación se la puede realizar mediante la aplicación de escritorio para Windows Nextion Editor que es de fácil descarga de la web.

Figura 30

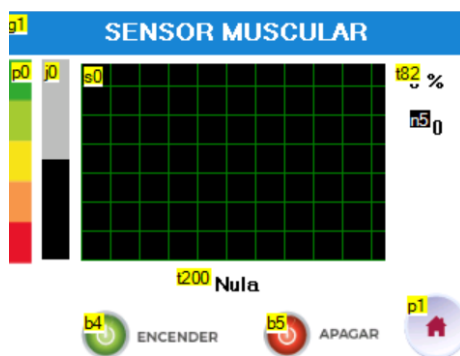
Ventana principal de la interfaz HMI



Nota. Mediante la Figura 30 se va a generar un menú principal, se ha implementado 3 botones cada uno identificando a la pantalla que se desea acceder, como se planteó en el orden partimos desde el sensor hasta el electroestimulador, los indicadores mostrados son de importancia a la hora de poner las identificaciones en la programación.

Figura 31

Ventana del sensor muscular



Nota. En la parte del sensor muscular mostrado en la Figura 31, se tiene una pantalla en donde podremos visualizar el estado en tiempo real de la fuerza que producen los músculos al realizar las diferentes pruebas dadas por el test de Daniels, tendremos la presencia del texto que indica

en qué estado del test de Daniels de encuentra el Músculo y el porcentaje, y una barra de colores a escala en caso de no poder visualizar las letras.

Figura 32

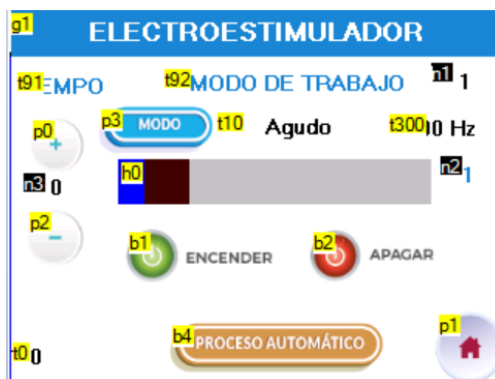
Ventana del manejo del exoesqueleto



Nota. En la ventana del exoesqueleto o rehabilitación manual mostrado en la Figura 32, se tiene un menú donde podemos utilizar las funciones de contraer y extender el exoesqueleto activado por presión de aire, un botón que nos permitirá generar un ciclo automático dependiendo del tiempo que se requiera la rehabilitación y este contara los ciclos que se dieron durante ese tiempo, adicional podremos activar o desactivar el sistema de calefacción, y el botón para regresar al menú principal.

Figura 33

Ventana de manejo del electroestimulador



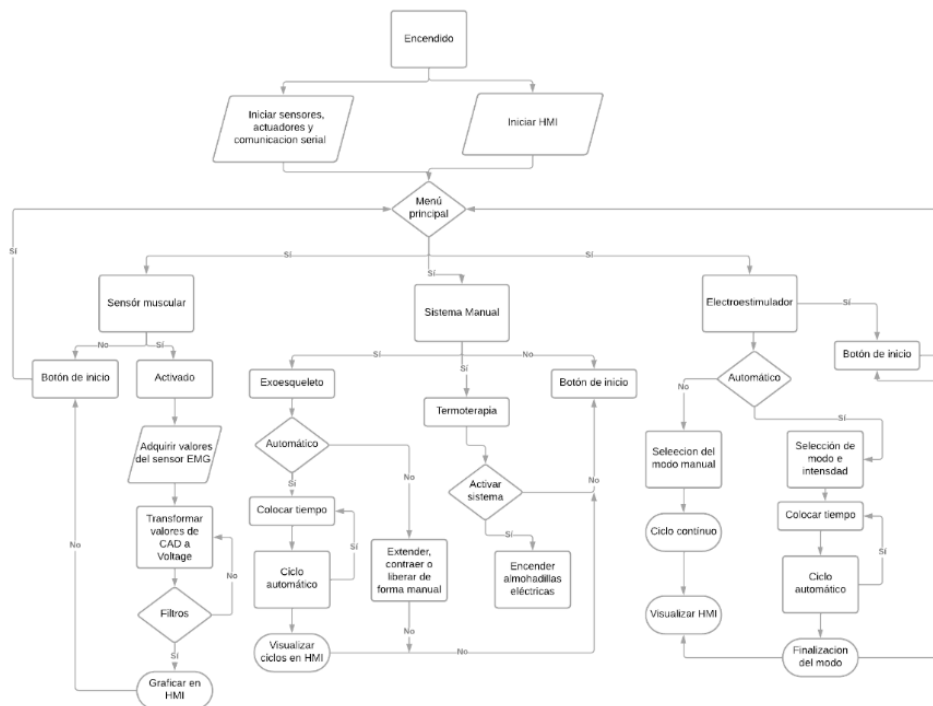
Nota. En la ventana de control del electroestimulador mostrado en la Figura 33, se tiene las opciones de seleccionar los 4 modos de trabajo tratados y a su vez controlar la intensidad con la que se produce cada uno de estos, y de igual forma la implementación de un ciclo automático en la cual se realice el modo especificado durante el tiempo establecido.

Diagrama del flujo del proceso del sistema

Debido a que el sistema posee diferentes funciones es de vital importancia generar un diagrama de flujo, donde partimos del botón inicial de encendido el cual pondrá en marcha todos los sistemas iniciando por el accionar de los relés, la comunicación de los Arduinos con el resto de componentes y el encendido de nuestra pantalla HMI, partimos desde el menú principal que es el encargado de dirigirnos a las diferentes funciones que posee el exoesqueleto, dentro de la cual tenemos la opción uno que se había visto el sensor muscular que empieza su medición mediante los electrodos transforma los valores a voltaje y los muestra en la pantalla HMI en forma de señales electromiográficas en tiempo real, todos los procesos tienen un botón de inicio el cual nos regresa al menú principal cuando lo deseemos, en el sistema manual tenemos la posibilidad de activarlo ya sea de forma automática en el cual colocamos el tiempo que deseamos que se produzcan las acciones de expansión y contracción, hasta que se termine el ciclo, o a su vez para otros casos un ciclo manual en donde necesitemos realizar las acciones de manera individual, también tenemos la presencia del sistema de termoterapia en donde solo vamos a activar o desactivar las almohadillas eléctricas controlado por un temporizador de apagado para evitar quemaduras, y para finalizar tenemos el electroestimulador que de igual forma presenta un ciclo automático en donde deberemos seleccionar el modo de trabajo, la intensidad y el tiempo que vamos a ejecutar la acción, o de igual forma un modo individual que entrara en un ciclo continuo hasta que este sea detenido

Figura 34

Diagrama de flujo del comportamiento del sistema



Nota. Del diagrama de flujo del sistema de la Figura 34, nos permite sintetizar el funcionamiento en conjunto de todos los procesos, y a entender como es la secuencia de los 4 tipos de sistemas que intervienen para generar la rehabilitación

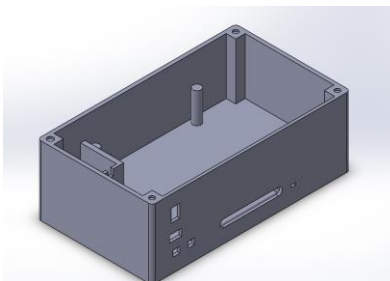
Construcción del exoesqueleto

Al hablar de un exoesqueleto buscamos la obtención de un producto final, listo y funcional para su uso, por lo cual la parte de un diseño ergonómico y amigable con el usuario se ha diseñado en base a las medidas para almacenar todos los sistemas empleados, la herramienta SolidWorks nos facilita el diseño de la estructura en donde se planea un recipiente tipo caja con las salidas necesarias para la conexión de los diferentes accesorios, una vez obtenido el diseño final utilizaremos el método de impresión 3D para poderlo realizar de

manera física, ya que sus características de impresión no nos limitan en el diseño como se muestra en la Figura 35.

Figura 35

Diseño de la estructura principal del exoesqueleto

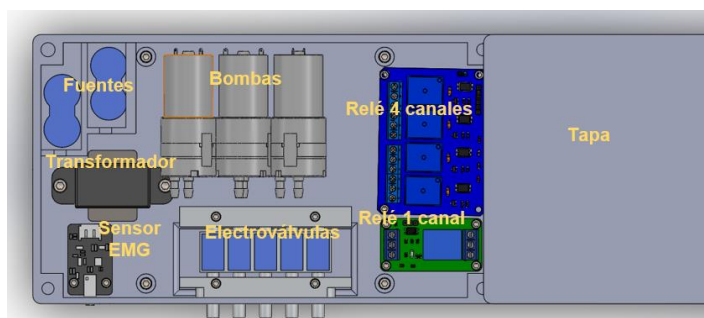


Nota. Se plantea una caja rectangular por la necesidad de espacio como se ve en la Figura 35 para poder colocar los elementos de control y es de importancia colocar las ranuras necesarias para que sea fácil la colocación de los elementos de salida, la conexión de los accesorios y fuentes de alimentación.

Una vez obtenido el dispositivo de almacenamiento se debe realizar la distribución de los componentes teniendo en cuenta que el comportamiento de cada sistema no se afecte entre ellos, por lo cual se ha planteado la distribución que muestra la Figura 36.

Figura 36

Distribución de los componentes eléctricos y electrónicos

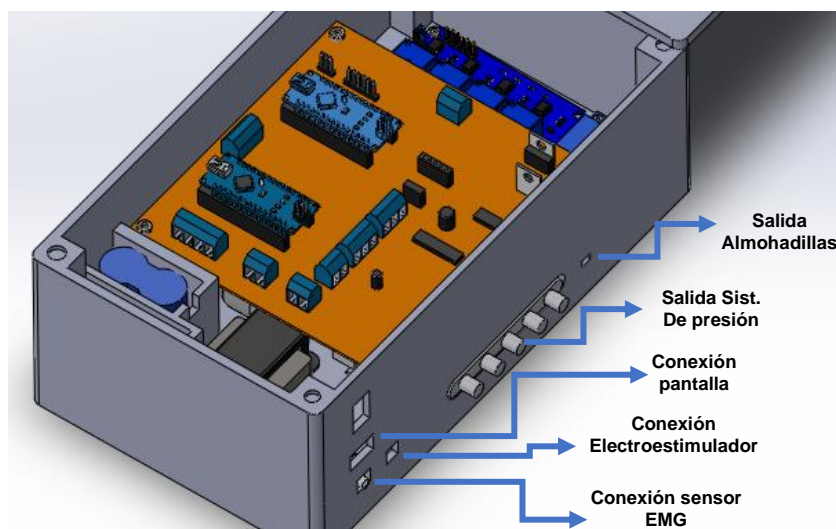


Nota. Según la Figura 36, como dispositivos fijos al dispositivo tendremos en la parte derecha la ubicación de los relés de 4 y 1 canal, las bombas se ubicaran en la parte posterior de la caja lo cual permitirá que el equipo de electroválvulas tengan su salida por la parte del frente, el sensor EMG se coloca en la parte delantera con el fin de tener la menor interacción con el resto de componentes y para ser fácil su acceso, el transformador que nos brindara las señales del electroestimulador se coloca posterior al sensor y las fuentes se encontraran almacenadas en contenedores separados.

Una vez ubicado los dispositivos de accionamiento correctamente, colocaremos en una segunda capa donde se ubicará la placa de control como se indica en la Figuran 37, lo cual dejara en la parte inferior de la placa a las bombas y electroválvulas, lo cual nos permite optimizar espacios y tener un diseño más ergonómico y manejable.

Figura 37

Ubicación de la placa de control e identificación de salidas y conexiones en la estructura

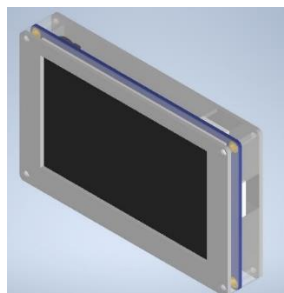


Nota. Todos los elementos de fijación a la estructura que se indican en la Figura 37, estarán sujetos con tornillos M3X10, lo cual permite una adecuada sujeción y firmeza en los elementos, así mismo se identificara los puertos de conexión para los elementos y salidas del sistema.

Debido a la composición y la delicadeza de la pantalla, es necesario generar una estructura que sirva de recubrimiento para evitar daños en el sistema de control, por lo cual se diseñó una carcasa cubriendo los principales elementos que pueden afectar el desempeño del equipo como se muestra en la Figura 38.

Figura 38

Diseño de estructura de recubrimiento de la pantalla



Nota. La carcasa para la pantalla HMI mostrada en la Figura 38, se ha fabricado de igual manera mediante impresión 3D por la facilidad de uso del material.

Para la construcción se tomarán a los electrodos tanto del sensor muscular EMG como a los del electroestimulador, la pantalla Nextion, las almohadillas eléctricas como accesorios esto debido a que cada uno de ellos es desmontable del equipo y no tienen que estar fijos, como se muestra en la Figura 39.

Figura 39*Accesorios complementarios del exoesqueleto*

Nota. El agregar accesorios al equipo como se ilustra en la Figura 39, hace que el exoesqueleto sea mejor manipulable a la hora de su traslado y la interacción con el paciente así mismo que es de fácil remplazo los elementos si alguno de ellos presentara algún tipo de falla.

El correcto diseño y construcción nos ha permitido obtener un producto terminado como lo vemos en la Figura 40, que cumple con los requerimientos planteados por lo cual lo vuelve un dispositivo completo para una correcta rehabilitación del túnel Carpiano y otras afecciones musculares.

Figura 40*Exoesqueleto final con accesorios*

Nota. Se visualiza en la Figura 40 el equipo de exoesqueleto completo con la presencia de sus accesorios para pasar a la etapa de pruebas y resultados que se trataran en el siguiente capítulo

En la Tabla 15 se muestra un análisis de costos de fabricación del equipo, los cuales muestran el valor de los diferentes componentes en el mercado, para una posterior producción en masa si se quiere comercializar el exoesqueleto.

Tabla 15

Análisis de costos

Denominación	Cantidad	Valor unitario	Valor total
Placa de control	1,00	60,00	60,00
Fuente de alimentación	1,00	20,00	20,00
Relé de 4 canales	1,00	7,00	7,00
Bombas de aire	3,00	7,00	21,00
Relé de 1 canal	1,00	3,00	3,00
Sensor EMG SEN0240	1,00	60,00	60,00
Exoesqueleto Syrebo	1,00	120,00	120,00
Estructura	1,00	40,00	40,00
Carcasa pantalla	1,00	5,00	5,00
Electrodos EMG	1,00	10,00	10,00
Electrodos normales	1,00	5,00	5,00
Almohadillas eléctricas	1,00	10,00	10,00
Otros componentes	1,00	20,00	20,00
Mano de obra	1,00	115,00	115,00
		Total	496,00

Capítulo IV

Pruebas y Resultados

En el presente capítulo se realizará el estudio sobre el exoesqueleto para la rehabilitación mediante la implementación de electroestimulación, termoterapia, terapia motriz y el diagnóstico por sensor EMG, se evaluará la efectividad y viabilidad del exoesqueleto en la mejora de los pacientes afectados por alguna patología de mano donde interviene directa o indirectamente el síndrome del túnel carpiano.

Estas pruebas se dividirán en dos fases, como primera fase de pruebas se dará paso a la evaluación de los diferentes sistemas en vacío, esto quiere decir que el funcionamiento de todos los sistemas será sin la intervención del paciente, no obstante, será supervisado por el fisioterapeuta para los respectivos criterio y puntos de vista. La segunda fase de pruebas es supervisadas y validadas por el fisioterapeuta, estas son realizadas con diferentes tipos de pacientes con diferentes patologías de mano donde interviene directa o indirectamente el síndrome del túnel carpiano.

Pruebas de funcionamiento del sistema mecánico en vacío

Ciclos (extender y contraer)

Esta prueba se realiza para validar la terapia motriz de contraer o extender la mano, este método se usa para fortalecer el Músculo y la motricidad, las pruebas se realizan para comprobar que el sistema no colapse, no tenga variaciones en los ciclos repetitivos y no exista fuga de aire, se realiza pruebas de 360 ciclos, se presentan los resultados en la Tabla 16.

Tabla 16

Ajustes recomendados de los parámetros para estimulaciones eléctricas

Ciclos			
Ciclos estimados	reales sin carga	Error absoluto	Error relativo
30	30	0	0%
60	60	0	0%
90	90	0	0%
120	120	0	0%
150	150	0	0%
180	180	0	0%
210	210	0	0%
240	240	0	0%
270	270	0	0%
300	300	0	0%
330	330	0	0%
360	360	0	0%

Nota. En la Tabla 16 se demuestra que para la prueba mecánica en vacío de extender y contraer se da un error relativo del 0% la cual favorece al sistema motriz, el sistema motriz mantiene su fuerza de manera constante, la estabilidad del sistema genera efectividad para la aplicación de la rehabilitación motriz, se percibió que el dispositivo no pierde fuerza.

Tiempo terapéutico

La prueba se realiza en base a los tiempos de terapia motriz recomendados por el especialista, debido a que el paciente estará sometido a por varios minutos al mismo, para lo cual es importante visualizar las diferentes acciones que realiza el exoesqueleto para la terapia, estas pruebas son realizadas sin el paciente considerando las opiniones del especialista, los resultados se detallan en la Tabla 17.

Tabla 17

Análisis entre el tiempo estimado y el tiempo real sin carga

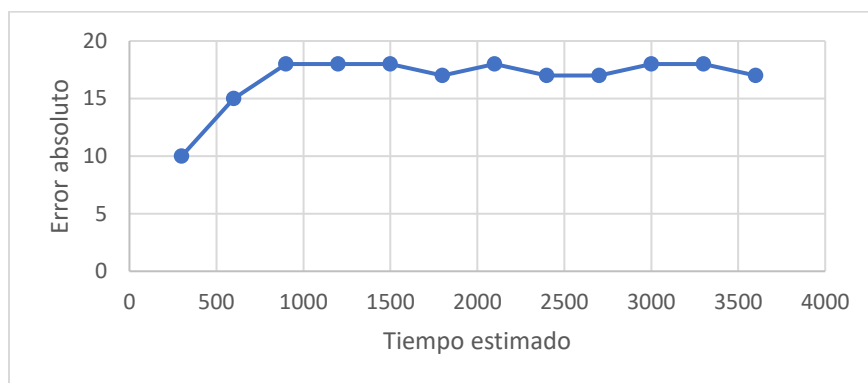
Tiempos estimados (seg)	Tiempo real sin carga (seg)	Error absoluto	Error relativo
300	303	3	0,99%
600	610	10	1,64%
900	918	18	1,96%
1200	1218	18	1,48%
1500	1518	18	1,19%
1800	1817	17	0,94%
2100	2118	18	0,85%
2400	2417	17	0,70%
2700	2717	17	0,63%
3000	3018	18	0,60%
3300	3318	18	0,54%
3600	3617	17	0,47%

Nota. En la Tabla 17 previamente expuesta se plasma los resultados obtenidos de los tiempos estimados en los que se realizara la rehabilitación motriz, estos datos son tomados sin presencia del paciente, se puede argumentar que el error relativo no rebasa el 5%, dado que apenas es el 1.96% lo que se puede decir que es un error relativo aceptable.

En la Figura 41 se realiza un análisis grafico entre el error absoluto y el tiempo estimado en el accionamiento del sistema mecánico sin la intervención de los pacientes.

Figura 41

Error absoluto vs tiempo estimado del accionamiento del sistema mecánico en vacío



Nota. La Figura 41 representa la relación entre el tiempo estimado vs el error absoluto, el error absoluto más significativo es de 18 segundos de retraso con respecto al tiempo estimado, con un error aceptable de 1,96%.

Pruebas de funcionamiento de la termoterapia en vacío

La termoterapia dentro de la rehabilitación juega un papel importante debido a que con el tratamiento se pretende mejorar la circulación de la sangre, reducir el dolor en la zona aplicada, mejorar la elasticidad muscular. Para tener mejores resultados, se realizan pruebas de funcionamiento de la termoterapia (almohadillas eléctricas), las cuales permitirán que el

proceso sea cómodo para el usuario, las pruebas se ejecutan bajo la supervisión del especialista, sin intervención de pacientes.

Se toman datos de temperatura en grados centígrados cada minuto de tratamiento, con el fin de comprobar que las almohadillas eléctricas ayudan al tratamiento y no tienen riesgo de que el paciente presente quemaduras en la piel, los resultados se detallan en la Tabla 18.

Tabla 18

Análisis entre el tiempo estimado y el tiempo real sin carga

Número de pruebas	Temperatura alcanzar (°C)	Temperatura real sin carga (°C)	Error absoluto	Error relativo
1	41	41,5	0,5	1,20%
2	41	42,1	1,1	2,61%
3	41	41,3	0,3	0,73%
4	41	41,2	0,2	0,49%
5	41	42,2	1,2	2,84%
6	41	41,2	0,2	0,49%
7	41	42,2	1,2	2,84%
8	41	41,3	0,3	0,73%
9	41	41,6	0,6	1,44%
10	41	42,1	1,1	2,61%

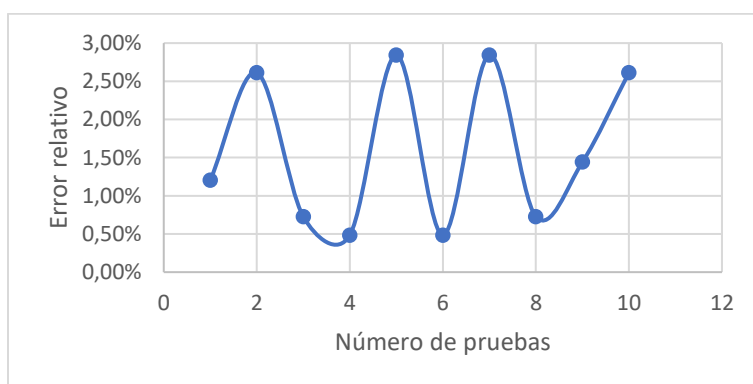
Nota. En el capítulo 2, Termoterapia efectos fisiológicos denota que la temperatura máxima que puede alcanzar en la termoterapia es de 45.5 °C debido a que la piel soporta hasta ese punto,

en la Tabla 18 se puede observar que las almohadillas no exceden de ese rango lo que es favorable para la termoterapia.

En la Figura 42 se realiza un análisis gráfico entre el error relativo y el número de pruebas del sistema de termoterapia aplicado sin la intervención de los pacientes.

Figura 42

Error relativo vs número de pruebas para el sistema de termoterapia



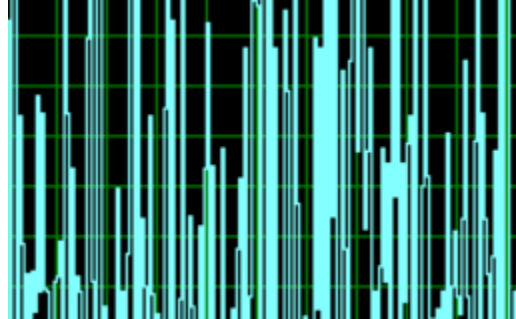
Nota. En la Figura 42 se relaciona al error relativo porcentual vs el número de pruebas, en donde se puede aclarar que no rebasa el 5% de error, el error que tiene más peso apenas posee 2.83% lo que nos indica que resulta que las almohadillas eléctricas son funcionales para aplicar termoterapia.

Pruebas de funcionamiento del sistema eléctrico y electrónico en vacío

Dentro del sistema electrónico vamos a tratar el funcionamiento del sistema del sensor muscular EMG empezando por comprobar el envío y recepción de datos analógicos como se muestra en la Figura 43.

Figura 43

Señal electromiografica sin aplicar filtros

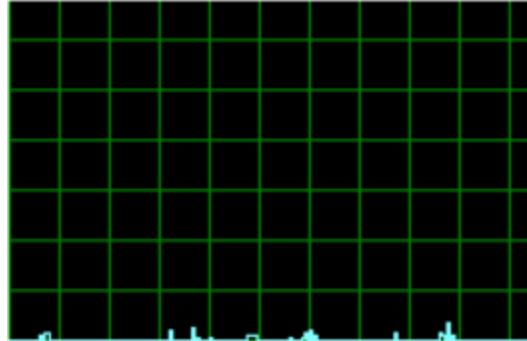


Nota. La Figura 43 nos indica que es necesario el acondicionamiento del sensor, es importante para la fácil interpretación de los datos, como se puede observar se ve una señal sin filtrar la cual muestra la presencia de ruido dentro del sistema.

Debido a que no todas las personas tienen la misma masa muscular es de vital importancia aplicar filtros a la hora de la representación de los datos, el mapeo de los datos debe ser controlado y aplicado a una escala adecuada para su posterior interpretación, en el Anexo B se identifica el acondicionamiento del sensor mediante la programación en Arduino, para comprobar que el sensor está correctamente funcionando al momento de conectar los electrodos al sensor debemos obtener una gráfica nula en la pantalla que nos indica que si los electrodos no están conectados a los músculos adecuados este no debe realizar ninguna medición por lo que tendremos la ausencia de una señal electromiografica como se muestra en la Figura 44.

Figura 44

Señal electromiográfica aplicado filtros por programación

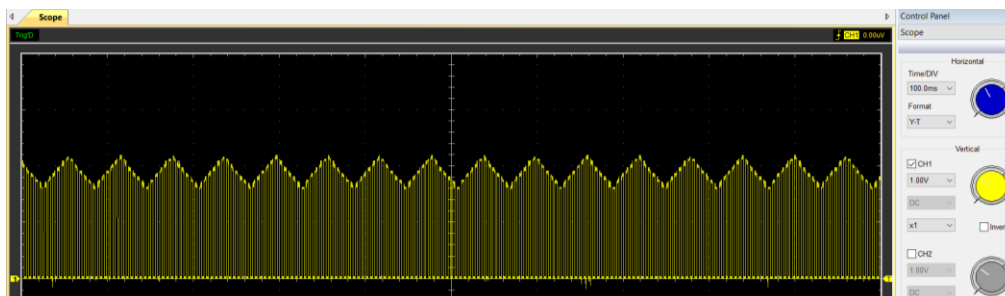


Nota. El sensor muscular EMG solo deberá mostrar picos en sus señales cuando se encuentre en contacto con los músculos del paciente caso contrario deberá tener la ausencia de señales como de muestra en la Figura 44, valores que se visualizaran en la parte de funcionamiento del sistema de control.

La electroestimulación es parte fundamental dentro del tratamiento de rehabilitación del túnel Carpiano debido a la afección nerviosa y muscular, es de vital importancia aplicar los diferentes tipos de señales que generan estímulos en los músculos de forma involuntaria, pero que ayudan a desinflamación de los tejidos musculares y fortalecimiento, por lo cual en el diseño y según las recomendaciones del especialista se ha planteado una rehabilitación aplicando 4 criterios de estimulación en donde empezaremos con la relajación muscular o modo agudo como se muestra en la Figura 45.

Figura 45

Onda y pulsos para una electroestimulación en modo agudo

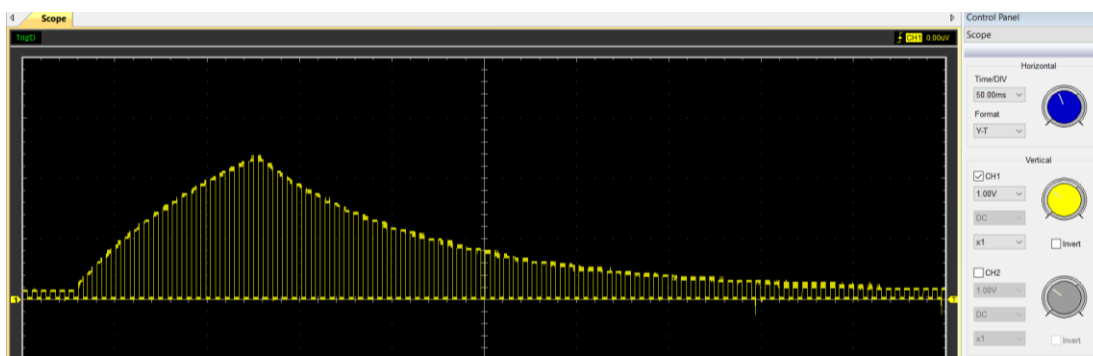


Nota. La señal aguda mostrada en la Figura 45 trabaja a una frecuencia de 1 a 20 Hz de lo cual permite la relajación muscular/anestésico y mejora la circulación sanguínea, enviamos de 35 a 80 pulsos por segundo.

Para el mejoramiento del tono o firmeza musculares se plantea un modo normal en donde se tiene una señal de trabajo de 20 a 50 Hz como se muestra en la Figura 46.

Figura 46

Onda y pulsos para una electroestimulación en modo normal

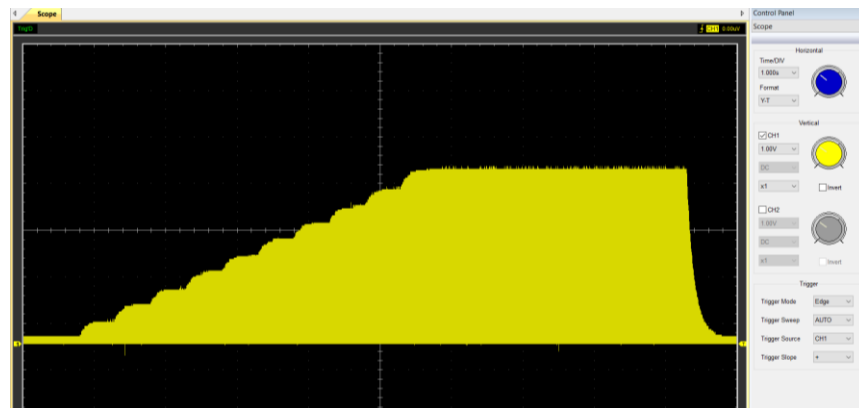


Nota. Las señales mostradas en la Figura 46 están enfocadas en regresar a los nervios y músculos de la mano a su estado normal cuando no se veía afectado por el túnel Carpiano.

Una vez obtenido una mejoría en el estado de los nervios y músculos de la mano es necesario iniciar dos etapas más que son la regenerativa que se enfoca en incrementar el volumen muscular, donde tendremos una señal en forma de rampa con pulsos continuos de larga duración dentro como se muestra en la Figura 47 y la de fortalecimiento donde ya tendremos una fuerza máxima, fuerza explosiva, elástica y reactiva que nos indica que el Músculo aparte de regenerarse se ha potenciado en sus actividades, esto generando una señal idéntica a la del modo regenerativo pero de duración más corto como se muestra en la Figura 48.

Figura 47

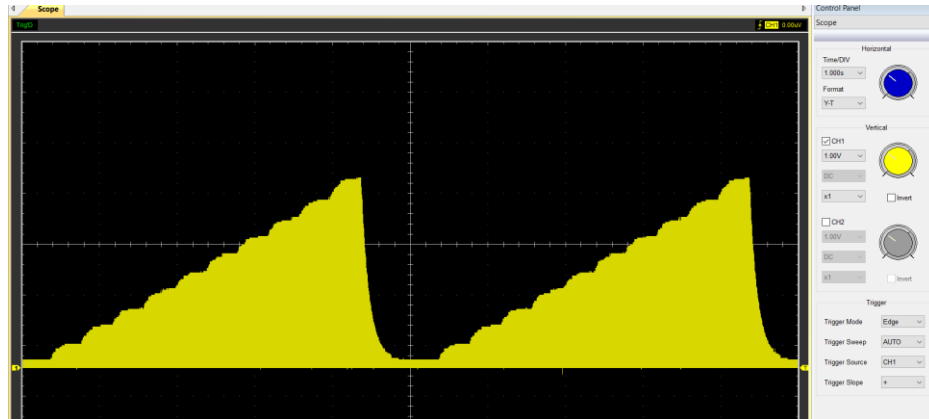
Onda y pulsos para una electroestimulación en modo regenerativo



Nota. Tenemos la presencia de una onda que va incrementando en forma de rampa como se visualiza en la Figura 47, donde tenemos un periodo continuo que estimula de mejor formas los nervios y los músculos y se apaga inmediatamente, la frecuencia de trabajo va de 50 a 70 Hz.

Figura 48

Onda y pulsos para una electroestimulación en modo fortalecimiento



Nota. Para una etapa de fortalecimiento vemos la presencia de la rampa mostrada en la Figura 48, pero omitiendo el ciclo continuo, en esta etapa tenemos frecuencias de trabajo de 70 a 160 Hz.

Pruebas de funcionamiento del sistema de control

Se debe comprobar que el sistema sea controlado mediante la interfaz gráfica HMI de la pantalla Nextion sin asistencia adicional y que cumpla con las funciones programadas para lo cual es necesario ir comprobando cada sistema diseñado.

Como fase inicial partimos de las lecturas del sensor EMG, debido al diseño del HMI tenemos como botón inicial este apartado, como se mencionó anteriormente el dispositivo no debe realizar mediciones sin interacción humana, se colocará los electrodos en los puntos especificado como se muestra en la Figura 49.

Figura 49

Posición correcta de los músculos interferentes en el túnel carpiano

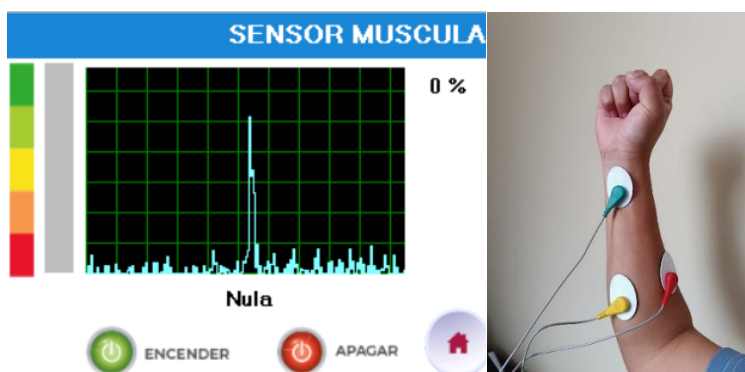


Nota. Es importante saber la correcta ubicación de los electrodos para lo cual la Figura 49 nos indica la colocación correcta para el sensor, para este caso tomaremos los músculos Flexor, Extensor radial y Extensor común, cuyos colores nos indicaran su ubicación.

Realizaremos diferentes ejercicios de fuerza para realizar un diagnóstico del estado de los músculos como se muestra en la siguiente Figura 50.

Figura 50

Medición del tono muscular frente a acciones leves de fuerza

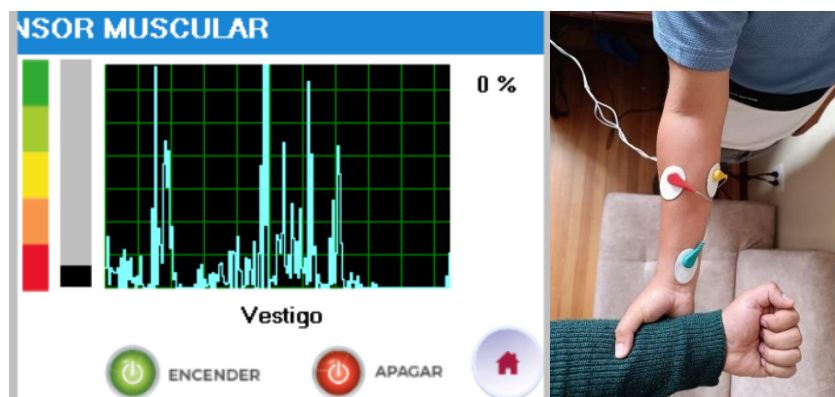


Nota. Para la primera lectura mostrada en la Figura 50, se realizará pequeños golpes de fuerza, solo con un ejercicio leve de abrir y cerrar la mano, en la cual podremos identificar el comportamiento de nuestros músculos al momento de enviar pulsos que se verán reflejados en la pantalla.

Comprobaremos de mejor manera el funcionamiento del sensor al aplicar la escala clínica de tono muscular, utilizaremos el ejercicio colocando una resistencia opuesta al movimiento como se indica en la Figura 51 en donde se determinará la capacidad de resistencia y la fuerza motriz en la mano del paciente, también denominadas pruebas de péndulo.

Figura 51

Medición del tono muscular aplicando la prueba del péndulo



Nota. Al aplicar la prueba del péndulo según la Figura 51, el paciente necesitará más fuerza para realizar la oposición al movimiento, estos grados de fuerza los podremos ver reflejados en la pantalla para diagnosticar que tan afectado se encuentra el paciente con el túnel Carpiano.

Se comprobará que el sistema mecánico cumpla con las funciones de extensión y compresión mediante el control de la pantalla, empezando con el modo manual en donde

tendremos nuestra pantalla completamente limpia de todo valor como se muestra en la Figura 52.

Figura 52

Pantalla limpia para el accionamiento de los dispositivos



Nota. Se debe identificar que el tiempo y los ciclos se encuentren en un valor de cero y que el ciclo automático este seguido de la palabra OFF para identificar que el equipo no se encuentra en funcionamiento como se muestra en la Figura 52.

El funcionamiento correcto de la maquina lo podemos realizar aplicando el modo automático en donde colocaremos nuestro tiempo de ejecución y se tendrá que contar los ciclos que este produce, identificaremos que este encendido el modo automático al identificar la palabra de ON en la parte derecha del botón, de igual forma si queremos parar el ciclo tenemos la asistencia de un botón como se muestra en la Figura 53.

Figura 53

Ciclo automático para pruebas de funcionamiento del sistema mecánico



El modo de trabajo del dispositivo se visualizó en la Figura 53, como paso inicial colocar a la mano en un estado normal, se producirá la extensión progresiva hasta alcanzar el punto máximo, regresaremos al estado normal y finalmente se producirá la compresión y termina el ciclo para este repetirse mediante el tiempo especificado.

Pruebas de funcionamiento total

Al tener todos los sistemas de control en su totalidad se debe comprobar el funcionamiento en conjunto y la interacción entre sistemas como se plantea en la Tabla donde veremos representado que el sensor muscular solo podrá actuar si los demás sistemas se encuentran apagados, por lo que sería el único sistema que actúa de manera independiente de los otros tres, podemos identificar que los otros sistemas funcionan correctamente si estos están actuando de manera independiente o si están funcionando en conjunto por lo que podríamos tener hasta las 3 rehabilitaciones actuando al mismo tiempo.

Tabla 19*Matriz de interacción entre sistemas*

Funcionalidad- sistema	Sensor		Electroestimula dor		Termoterapia		Exoesqueleto	
	EMG							
	On	Off	On	Off	On	Off	On	Off
Sensor EMG	X			X		X		X
Electroestimulador		X			X	X	X	X
Termoterapia		X	X	X			X	X
Exoesqueleto		X	X	X	X	X		

Nota. La Tabla 19 planteada representa el estado en el que se encuentran los dispositivos ya sean encendidos en cualquier modo de trabajo que se ha mencionado anteriormente o si se encuentran apagados y los sistemas deberán actuar de manera eficiente sin importar el estado del otro.

Pruebas de satisfacción aplicado a pacientes con patologías diversas

En este apartado se analizará el proceso evolutivo de la terapia usando el exoesqueleto de rehabilitación (terapia motriz, electroterapia, termoterapia, diagnóstico del tono muscular), estas pruebas se realizarán bajo la supervisión del fisioterapeuta Diego Condo en las instalaciones Fisio Medic Regeneris Sport, donde se recopila datos de los pacientes con diferentes patologías (síndrome del túnel carpiano, hemiplejía, hipocalcemia).

Paciente con diagnóstico de Síndrome del Túnel Carpiano Leve; principalmente, en cada sesión de rehabilitación se guardan datos importantes según se muestran en la Tabla 20 centrados en el diagnóstico del tono muscular.

Tabla 20*Parámetros Registro de paciente Javier Quimbita*

Registro Paciente	
Nombre	Javier Quimbita
Cedula	0502211253
Fisioterapeuta	Diego Condo
Patología	Síndrome del Túnel Carpiano leve
Edad	47
Fecha	26/01/2024
Tono muscular	4

Nota. Del registro de la Tabla 20, se determina el tipo de patología que presenta el paciente, por lo que, el especialista centrara el tratamiento enfocado en la terapia motriz, dosificación de los niveles de electroterapia, administración de termoterapia, tiempos de terapia.

Con el primer diagnóstico realizado por el especialista se dosifican los diferentes tipos de terapia en el exoesqueleto de rehabilitación como un total de 2 horas de terapia diaria intercalando electroterapia, termoterapia y terapia motriz de acuerdo a lo que se registra en la Tabla 21.

Tabla 21

Dosificación terapéutica para el paciente Javier Quimbita

Dosificación terapéutica Paciente Javier Quimbita		Repeticiones
Nivel electroterapia	Normal	
Electroterapia activa (min)	10	3
Pausa Electroterapia (min)	6	
Termoterapia activa (min)	1	6
Pausa Termoterapia (min)	1	
Terapia motriz (min)	15	3
Pausa Terapia motriz (min)	5	
Tono muscular	4	

Nota. Del registro de la Tabla 21, se determina el tipo de patología, que presenta el paciente, por lo que, el especialista centrará el tratamiento enfocado en la terapia motriz, dosificación de los niveles de electroterapia, administración de termoterapia, tiempos de terapia.

De acuerdo con las especificaciones del especialista, a medida que el tratamiento avanza se debe realizar algunas variaciones para mejorar el estímulo muscular, la dosificación terapéutica para el paciente se determinó en una serie de 8 sesiones, de acuerdo a lo que se describe en la Tabla 22.

Tabla 22

Sesiones terapéuticas del paciente Javier Quimbita

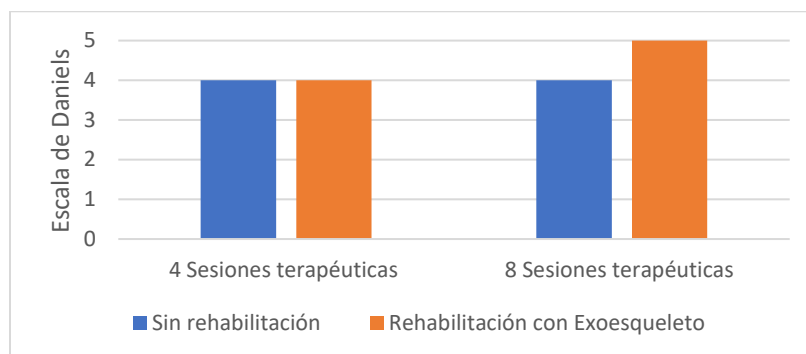
Sesiones Terapéuticas	1	2	3	4	5	6	7	8
Electroterapia (min)	33	33	48	48	40	40	48	48
Termoterapia (min)	12	12	12	12	12	12	12	12
Terapia motriz (min)	45	45	60	60	40	40	60	60
Diagnóstico (min)	5	5	5	5	5	5	5	5
Total (min)	95	95	125	125	97	97	125	125

Nota. En la Tabla 22 se propone la dosificación por ocho días varia pasando dos días, debido a que el Músculo debe acostumbrarse a los diferentes estímulos que el exoesqueleto de rehabilitación brinda para aliviar el dolor, mejorar la circulación sanguínea, fortalecer los músculos.

De acuerdo a las sesiones de tratamiento aplicadas, se obtienen avances progresivos del paciente ilustrados en la Figura 54, favoreciendo el fortalecimiento muscular, el alivio del dolor, eliminando la sensación de hormigueo.

Figura 54

Avances terapéuticos del paciente Javier Quimbita



Nota. En la Figura 54 se presenta los avances obtenidos de las ocho sesiones de terapia en donde gracias a la aplicación de los diferentes estímulos, se logra obtener una mejoría significativa debido a que se fortaleció la fibra muscular.

El dolor muscular que presentaba al inicio de la terapia fue aliviado por los diferentes procesos terapéuticos, estos análisis de mejoría se realizan con el sensor electromiográfico y la experiencia del especialista para la evaluación en la escala de Daniels.

Debido a la diversidad de funciones que posee el exoesqueleto de rehabilitación permite realizar procesos terapéuticos en donde se ven afectados directa e indirecta al síndrome del túnel carpiano en este caso se presenta un paciente hemipléjico en donde se realiza un registro del paciente detallada en la Tabla 23.

Tabla 23

Registro de paciente Misael Quimbita

Registro Paciente	
Nombre	Misael Quimbita
Cedula	0503822892

Registro Paciente	
Fisioterapeuta	Diego Condo
Patología	Hemiplejia
Edad	29
Fecha	26/01/2024
Tono muscular	0

Nota. Del registro de la Tabla 23, se analiza como el producto de un derrame cerebral el paciente fue diagnosticado con hemiplejia a los 15 años de acuerdo al registro del paciente Tabla, debido a esta patología el paciente presenta dificultades para mover la mano y el brazo derecho

Según la escala de Daniels presenta una evaluación muscular de grado “0” lo que quiere decir que el Músculo está totalmente inerte a la palpación, además de ello la mano está totalmente contraída, al punto de que necesita aplicar fuerza por parte del fisioterapeuta en los dedos para extenderlos, se genera la dosificación de terapia detallada en la Tabla 24.

Tabla 24

Dosificación para el paciente Misael Quimbita

Dosificación terapéutica Paciente Misael Quimbita		Repeticiones
Nivel electroterapia	Normal	
Electroterapia activa (min)	5	3
Pausa Electroterapia (min)	5	
Termoterapia activa (min)	1	5
Pausa Termoterapia (min)	1	

Dosificación terapéutica Paciente Misael Quimbita	Repeticiones
Terapia motriz (min)	10
Pausa Terapia motriz (min)	5
Tono muscular	0

Nota. De acuerdo a la Tabla 24, la terapia se da de acuerdo con las especificaciones del especialista, la rehabilitación de pacientes con hemiplejía está enfocada a la terapia motriz para reeducar el Músculo, para lo cual es necesario aumentar los tiempos de terapia motriz.

A medida que las sesiones terapéuticas avanzan, la terapia motriz incrementa debido a que el paciente tiene la mano totalmente contraída como se muestra en la Tabla 25.

Tabla 25

Sesiones terapéuticas para el paciente Misael Quimbita

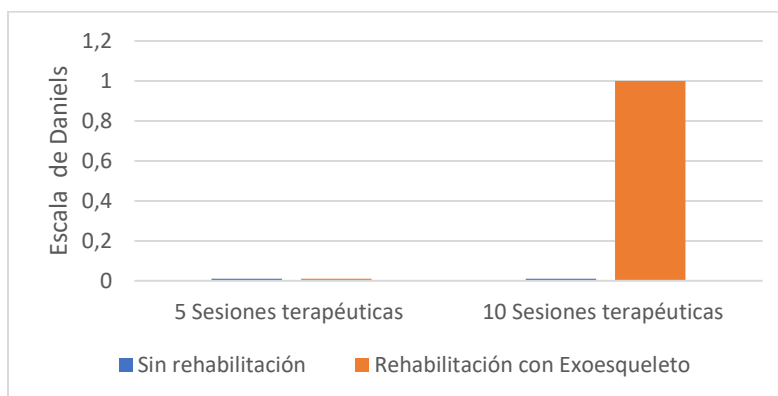
Sesiones terapéuticas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Electroterapia (min)	30	30	30	30	30	40	30	30	30	30
Termoterapia (min)	10	10	10	10	10	12	10	10	10	10
Terapia motriz (min)	45	45	60	60	75	40	90	90	60	60
Diagnóstico (min)	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Total (min)	90	90	105	105	120	97	135	135	105	105

Nota. Para este tipo de pacientes la electroterapia y la termoterapia es usada para activar el Músculo en pequeños intervalos de 5 minutos, esto hace que el Músculo descomprima para generar de manera eficaz la terapia motriz como se presenta en la Tabla 25.

De acuerdo con el número de las sesiones de tratamiento terapéutico aplicado con el exoesqueleto de rehabilitación, el paciente presenta avances terapéuticos notables como se ilustra estadísticamente en la Figura 55.

Figura 55

Avances terapéuticos del paciente Misael Quimbita



Nota. En la Figura 55, se presenta que en las 10 sesiones de terapia se evidencia el estado de la mano la cual llego completamente cerrada, ahora tiene una amplitud favorable y de acuerdo con la escala de Daniels el paciente esta con una evaluación de grado 1 debido a que el paciente intenta realizar un mínimo movimiento.

Es importante recalcar que el proceso de recuperación se debe a la constancia y a la metodología terapéutica del fisioterapeuta. De este modo el paciente mejora cada día sus capacidades motrices y flexibilidad como de ilustra en la Figura 56.

Figura 56

Evidencias físicas del paciente Misael Quimbita



Nota. En la Figura 56 se evidencia el avance del paciente, la mejoría del paciente es notable, la dosis terapéutica aplicada por la fisioterapeuta apoyada con el exoesqueleto favorece la rehabilitación del paciente, debido a que en la primera sesión la mano estaba totalmente contraída, a las 10 sesiones se puede ver notablemente lo que alcanza a extender los dedos casi un 70 % de amplitud.

La paciente presente hipocalcemia la cual se caracteriza por tener niveles bajos de calcio en la sangre, debido a esta patología los pacientes presentan entumecimientos en las manos, espasmos musculares, pérdida de flexibilidad muscular.

El exoesqueleto de rehabilitación ayuda a la terapia para mejorar estas condiciones. Se lleva un registro del paciente detallado en la Tabla 26 para realizar un diagnóstico. El médico que controla la hipocalcemia de la paciente recomienda realizar rehabilitación bajo la supervisión de un terapeuta.

Tabla 26*Registro de paciente Natalia Moreira*

Registro Paciente	
Nombre	Natalia Moreira
Cedula	1755033709
Fisioterapeuta	Diego Condo
Patología	Hipocalcemia
Edad	21
Fecha	26/01/2024
Tono muscular	3

Nota. De acuerdo al registro del paciente Tabla 26, se debe tomar en cuenta las contraindicaciones para aplicar la electroestimulación debido a que la paciente precede cáncer de tiroides, para lo cual es necesario la valoración médica para realizar electroestimulación.

Con el registro del paciente el especialista identifica el proceso adecuado para el tratamiento de la paciente, para ayudar a la circulación sanguínea, se presenta la dosificación en la Tabla 27.

Tabla 27*Dosificación terapéutica para el paciente Natalia Moreira*

Dosificación terapéutica Paciente Natalia Moreira		Repeticiones
Nivel electroterapia	Normal	
Electroterapia activa (min)	5	3

Dosificación terapéutica Paciente Natalia Moreira	Repeticiones
Pausa Electroterapia (min)	5
Termoterapia activa (min)	1
Pausa Termoterapia (min)	1
Terapia motriz (min)	10
Pausa Terapia motriz (min)	5
Tono muscular	3

Nota. Del registro de la Tabla 27, se determina el tratamiento y la dosificación adecuada designando los tiempos y repeticiones, con combinaciones de terapia para mejorar los resultados.

Con las especificaciones del médico que lleva el control de la hipocalcemia del paciente se realiza ocho sesiones de estimación con el exoesqueleto de rehabilitación para recuperar movilidad, aumentar fuerza muscular, bajo la supervisión del fisioterapeuta para la dosificación terapéutica Tabla 28.

Tabla 28

Sesiones terapéuticas para el paciente Natalia Moreira

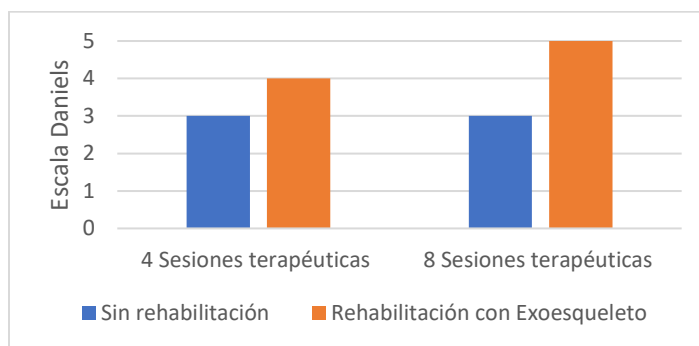
Sesiones terapéuticas	1	2	3	4	5	6	7	8
Electroterapia (min)	30	30	30	30	20	20	20	20
Termoterapia (min)	10	10	10	10	10	10	10	10
Terapia motriz (min)	45	45	60	60	60	60	75	75
Diagnóstico (min)	5	5	5	5	5	5	5	5
Total (min)	90	90	105	105	95	95	110	110

Nota. En la Tabla 28 se propone la dosificación en ocho sesiones, incrementando paulatinamente la actividad motriz, se dosifica bajo tiempo de electroestimulación debido a los antecedentes patológicos del paciente.

La evolución de la paciente se ilustra en la Figura 57, donde se presenta el desarrolló de manera progresiva y rápida, debido a la ejecución del exoesqueleto de rehabilitación en conjunto a la medicación otorgada por el medico que controla la hipocalcemia.

Figura 57

Avances terapéuticos del paciente Natalia Moreira



Nota. En la Figura 57 se ilustra los avances de la paciente la cual inicio con una valoración de grado 3, debido a que solo podía realizar movimiento solo contra la resistencia de la gravedad, en 4 sesiones terapéuticas su valoración subió a grado 4 lo que nos indicaba que la medicación y la terapia estaban haciendo efecto, para el final de sus 8 sesiones termino con un grado 5, realiza movimientos contra una resistencia máxima.

Las evidencias físicas son ilustradas en la Figura 58, donde se realiza la terapia con la dosificación terapéutica descrita por el fisioterapeuta y la adecuada medicación administrada por el medico que controla la hipocalcemia.

Figura 58

Evidencias físicas del paciente Natalia Moreira



Nota. En la Figura 58 se ilustra las evidencias físicas del paciente en donde los resultados de la fisioterapia fueron exitosos, debido a que la paciente inicio con un grado 3 en la escala de Daniels y culmino a las 8 sesiones con una valoración de 5 que representa una buena recuperación.

Validación de la hipótesis

Hipótesis planteada para el desarrollo:

¿El diseño y construcción de un exoesqueleto usando sistemas electro-mecánicos y/o estimulación eléctrica, permitirá la rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón:

Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada?

- Variable Independiente: Exoesqueleto usando sistemas electro-mecánicos y/o estimulación eléctrica.
- Variable Dependiente: Rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón:
Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada.

Para la validación de la hipótesis se utilizará el método de T-Student debido a que es usado para comparar grupos de muestras relativamente pequeñas ($n < 30$) (Reyes, 2024), la cual es una prueba estadística comúnmente utilizada para comparar las medias de dos grupos y decir

si las diferencias entre estos dos grupos son significativas, se evaluará hipótesis nulas y alternativas.

- Hipótesis nula (H_0): No permitirá la rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón: Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada
- Hipótesis válida (H_1): Permitirá la rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón: Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada

Para la validación de la hipótesis se toma en cuenta al paciente más crítico, en esta ocasión se evaluará el avance terapéutico del paciente con hemiplejia, sometido al tratamiento tradicional aplicando electroterapia frente al tratamiento usando el exoesqueleto de rehabilitación como se ilustra en la Figura 59.

Figura 59

Tratamiento tradicional con electroestimulación, tratamiento con exoesqueleto.



Nota. En la Figura 59 se ilustra el tratamiento tradicional con electroestimulación y el tratamiento con exoesqueleto, en donde el tratamiento tradicional posee características de mejoría a mayor tiempo, mientras que el tratamiento con exoesqueleto de rehabilitación se obtiene mayores resultados en corto tiempo.

De acuerdo con los datos obtenidos de la terapia tradicional aplicando electroterapia versus el tratamiento usando el exoesqueleto de rehabilitación se obtiene los siguientes datos presentados en la Tabla 29.

Tabla 29

Sesiones terapéuticas del paciente Javier Quimbita

N° Sesiones	Tratamiento tradicional + electro estimulador	Tratamiento con Exoesqueleto
1	90	85
2	85	85
3	85	100
4	90	100
5	90	115
6	85	115
7	85	130
8	90	130
9	90	100
10	90	100
11	85	
12	85	
13	90	
14	90	
15	90	

Nota. En la Tabla 29 se plasma la comparativa de los resultados obtenidos del paciente realizando 15 sesiones con tratamiento tradicional aplicando electroterapia para demostrar

avances del tratamiento aceptables. El tratamiento con exoesqueleto demuestra resultados satisfactorios en apenas 10 sesiones de tratamiento. Los tiempos de tratamiento con el exoesqueleto son mayores debido a que existen diferentes aplicaciones en conjunto.

La hipótesis nula supone la igualdad de los promedios de la muestra 1 y muestras 2, por otro lado, en la hipótesis alterna serán promedios distintos.

$$\begin{aligned} H_0: u_1 &= u_2 \\ H_1: u_1 &\neq u_2 \end{aligned} \quad (4.1)$$

Se realiza los respectivos cálculos de estadístico de pruebas, varianza común, grados de libertad para realizar el análisis estadístico de las pruebas de tratamiento tradicional con electroestimulación y tratamiento con exoesqueleto de rehabilitación.

Donde:

$t = \text{estadístico de pruebas}$

$\bar{x}_1 = \bar{x}_2 = \text{medias muestrales}$

$s_c = \text{varianza común}$

$GL = \text{grados de libertad}$

Estadístico de pruebas

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{s_c}{n_1} + \frac{s_c}{n_2}}} \quad (4.2)$$

$$t = 4,29$$

Varianza común

$$s_c = \frac{((n_1 - 1)s_1 + (n_2 - 1)s_2)}{n_1 + n_2 - 2} \quad (4.3)$$

$$s_c = 105.65$$

Grados de libertad

$$GL = n_1 + n_2 - 2$$

$$GL = 23$$

Valor crítico de t

$$\left(1 - \frac{0.05}{2}\right), (n_1 + n_2 - 2) = 2.07$$

En la Tabla 30, se presenta los resultados obtenidos en el T Student, los cuales permitirán realizar un análisis de rechazo o aceptación de la hipótesis.

Tabla 30

Parámetros para el análisis T Student

Parámetros	Tratamiento tradicional	Tratamiento con
	+ electro estimulador	Exoesqueleto
Media	88	106
Varianza	6,42857143	260
Observaciones	15	10
Varianza agrupada	105,652174	
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	23	
Estadístico t	-4,28952212	
P(T<=t) una cola	0,00013682	
Valor crítico de t (una cola)	1,71387153	
P(T<=t) dos colas	0,00027363	

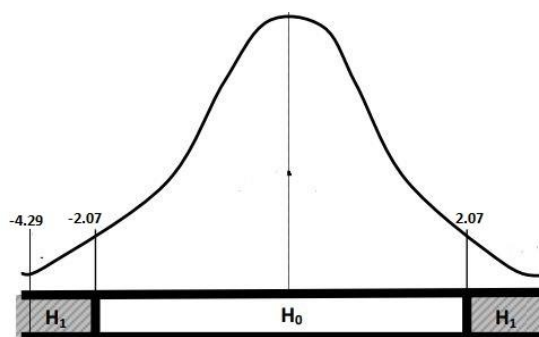
Parámetros	Tratamiento tradicional + electro estimulador	Tratamiento con Exoesqueleto
Valor crítico de t (dos colas)	2,06865761	

Nota. Los resultados obtenidos en la Tabla 30 se realizan por software los cuales nos presentan valores más exactos, no obstante, son aproximados a los calculados.

Se ilustra en la Figura 60 un análisis gráfico mediante los datos obtenidos del T student para validar la hipótesis

Figura 60

Análisis T Student para comprobación de hipótesis



Nota. Se rechaza la hipótesis nula si $t > t_{(1-\frac{0.05}{2}),(n_1+n_2-2)}$, mediante los datos obtenidos $4.29 > 2.07$, como se ilustra en la Figura 54.

Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula H_0 y se valida la hipótesis alternativa H_1 . El exoesqueleto usando sistemas electromecánicos y/o estimulación eléctrica, permitirá la rehabilitación de la mano afectada con síndrome del ratón: Caso práctico Síndrome del túnel carpiano mano afectada.

Capítulo V

Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

El diseño y construcción del exoesqueleto para terapias de rehabilitación afectada con el síndrome del túnel carpiano se realizó con éxito, la aplicación de los sistemas mecánicos, electrónicos, de control y la programación, hacen que el equipo satisfaga las necesidades de los diferentes tipos de rehabilitación y se pueda utilizar en una variedad de pacientes, los cuales tengan afección directa o indirectamente del síndrome del ratón.

En el mercado actual se tiene una variedad de equipos para realizar terapias de reparación del tono muscular o afecciones en las extremidades superiores como electroestimulación, termoterapia, rehabilitación tradicional, sin embargo los equipos utilizados o el método aplicado se dan por separado, con la implementación del exoesqueleto se permite unificar en un solo equipo los tres tipos de rehabilitación más usados, aplicar de manera efectiva y controlada la combinación entre ellos, obteniendo resultados más eficaces.

Los tiempos de rehabilitación establecido van desde el tiempo mínimo de 40 minutos por sesión hasta un lapso de 2 horas continuas de trabajo por lo que para un comportamiento óptimo y alargar el tiempo de funcionamiento, se ha optado por la implementación de una conexión directa a la red eléctrica mediante un cargador DC lo cual nos permite que todos los dispositivos actúen a un rendimiento óptimo.

La implementación de softwares como Matlab, Proteus, SolidWorks y Nextion editor, facilitan y economizan el proceso de diseño del exoesqueleto, ya que sus amplias herramientas y por la trayectoria a lo largo de la carrera universitaria, hemos obtenido los conocimientos para el manejo de herramientas, por lo que optimizan y potencian el diseño matemático, mecánico, electrónico y de control.

En la fase de construcción y mediante matrices de selección de componentes se pudo ubicar los elementos que mejor se adapten a nuestras necesidades, las tecnologías actuales como la impresión 3D nos permiten no tener limitantes a la hora de producir un diseño ergonómico y agradable al consumidor, teniendo como resultado un exoesqueleto compacto, desmontable y con una variedad de accesorios que nos permiten tener un producto final que se podría comercializar a futuro.

Mediante la investigación realizada, utilizar la correcta tipografía y colores adecuados en el diseño de la interfaz gráfica, hacen que el producto se familiarice con el usuario por lo que se usaron una gama de colores que sean visibles en lugares donde haya alta iluminación como baja iluminación, a su vez se generaron el diseño de los botones con colores a los que el usuario ya está adaptado como el verde para botones de encendido o rojo para apagado.

A la hora de diseñar un exoesqueleto que sea enfocado tanto como al paciente como al médico especialista, es de importancia que su diseño y manejo sea de fácil acceso, por lo que la implementación de un sistema de control mediante una pantalla HMI adaptable para la ubicación de cualquiera de las dos extremidades superiores, fue clave para a la hora del accionamiento de sus sistemas y la visualización del comportamiento de estos.

Las pruebas sin la interacción del paciente y evaluadas con el fisioterapeuta nos llevan a un enfoque de ergonomía, funcionalidad del diseño, de esta manera se evalúa si el exoesqueleto de rehabilitación proporciona seguridad para su uso, las pruebas son satisfactorias, de acuerdo a los parámetros del fisioterapeuta, debido a que el sistema de terapia motriz aplica robótica suave, para cuidar la extensión y contracción de la mano, además la termoterapia aplicada no excede de los 45.5 °C, esto es favorable debido a que es tolerable con la piel, el sistema de electroestimulación cumple con los factores de rehabilitación, el cual está diseñado para mejorar el fortalecimiento muscular, la circulación sanguínea cumpliendo

con los parámetros de frecuencia. Estas pruebas ayudan para que la rehabilitación sea optima con los estándares que protejan la integridad del paciente.

El análisis de las pruebas de satisfacción nos indica que el proceso terapéutico aplicando el exoesqueleto de rehabilitación cumple con los objetivos de terapia, debido a que el dispositivo está enfocado a pacientes con síndrome del túnel carpiano, no obstante, su funcionalidad permite que tenga diversas aplicaciones a pacientes con distintas patologías orientadas a la extremidad superior derecha, obteniendo resultados satisfactorios en rehabilitación, reduciendo sesiones de tratamiento con mejores efectos evolutivos.

Recomendaciones

Una vez obtenido el exoesqueleto es recomendable plantearse los elementos que se deberá dar mayor cuidado o mantenimiento, para este caso el sensor EMGS0240 y el módulo de potenciómetro digital son los más propensos a presentar averías, por lo cual se debe evitar exponerlos a niveles de sobrevoltaje que se puede dar en cortes eléctricos o por la manipulación de los componentes sin las medidas de seguridad adecuadas.

El dispositivo puede ser alimentado de forma continua al conectar a una fuente de voltaje o con la implementación de baterías para tener un dispositivo inalámbrico, pero se recomienda utilizar la fuente para obtener tiempos de trabajo extendidos, de esta manera los componentes funcionen de manera óptima, ya que, al implementar baterías, estas se irán descargando y el dispositivo ira perdiendo funcionalidad.

Se recomienda que la placa de control no este alimentada por una fuente de más de 5V, con el fin de cuidar los elementos electrónicos como integrados, transistores, y los más importantes el dispositivo Arduino, ya que al sobrepasar los valores de voltaje aceptados por estos componentes pueden afectar su funcionamiento o en un caso extremo quemarse, lo cual dejara fuera de servicio al exoesqueleto.

Previo al uso del exoesqueleto de rehabilitación es recomendable realizar un diagnóstico para registrar datos relevantes del paciente, debido a que la terapia conjunta puede afectar a pacientes con algún dispositivo electrónico (marcapasos), pacientes en estado de gestación, pacientes que tienen cáncer, entre otros.

Antes de aplicar los diferentes tipos de terapias (sistema de terapia motriz, sistema de termoterapia, sistema de electroestimulación), es recomendable realizar el diagnóstico por un especialista para evitar el mal uso de los sistemas, debido a que el músculo debe prepararse para ser sometido a rehabilitación. El sistema de diagnóstico debe ser supervisado por el

especialista para el criterio de dosificación terapéutica, se recomienda el uso de la prueba de Daniels para el diagnóstico.

En necesario tener en cuenta las contraindicaciones del uso de los diferentes sistemas (terapia motriz, termoterapia, electroterapia), debido a que se debe cuidar la integridad del paciente, esto lleva a calificar si los pacientes son candidatos adecuados para el uso del exoesqueleto de rehabilitación.

Es recomendable la comunicación entre el fisioterapeuta y el paciente acerca de los efectos fisiológicos que está provocando el dispositivo, debido a que en ciertos pacientes estos tipos de procesos suele ser nuevos, en donde se requiere un mayor control de asistencia para el uso.

Bibliografía

- Albornoz, M. (2016). Nuevos modelos asistenciales en electroterapia clínica. En M. Albornoz, M. Maya, y V. Toledo, *Electroterapia práctica* (pp. 1-9). Elsevier España, S.L.U. https://www.academia.edu/41686699/ELECTROTERAPIA_PR%C3%81CTICA
- Alegría Rivera, D. (2011). La electroestimulación neuromuscular y su aplicación en el desarrollo de la fuerza en el deporte [Tesis de Licenciatura, Universidad del valle]. *Repositorio Institucional*. Instituto de educación y pedagogía. <https://bibliotecadigital.univalle.edu.co/bitstream/handle/10893/3874/0450258.pdf;jsessionid=DAEE1A1C7321A404085F8BE8EB4C12A2?sequence=4>
- Allen, D., y Widener, G. (2018). Alteraciones del tono muscular. En M. Cameron, *Agentes físicos en rehabilitación* (pp. 73-85). ELSEVIER. <https://doi.org/978-0-323-44567-2>
- Arteaga, M. A. (2019). *Diseño de un actuador neumático para rehabilitación de mano humana*. UNIVERSIDAD DEL ROSARIO ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GRAVITO. https://doi.org/10.48713/10336_21007
- Basas García , A. (2001). *Metodología de la electroestimulación en el deporte* (Vol. Volumen 23). (J. Avedaño Coy, Ed.) Asociación española de fisioterapeutas. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(01\)72971-9](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(01)72971-9)
- Boschetti, G. (2004). *¿Que es la electroestimulación?:Teoria practica y metodologia del entrenamiento*. Paidotribo. <https://redbibliotecas.quito.gob.ec/cgi-bin/koha/opac-detail.pl?biblionumber=44821>
- Cameron, M., Shapiro, S., y Ocelnik, M. (2018). Corrientes eléctricas para la contracción muscular. En M. Cameron, *Agentes físicos en rehabilitación* (pp. 238-257). ELSEVIER.

Fernández, C., Cantarero, I., García, J., y Arroyo, M. (2012). En M. Albornoz, y J. Meroño, *Procedimientos generales de fisioterapia* (pp. 53-65). ELSEVIER.

Fernández, M. (2003). *Modulación analógica y digital de pulsos*.
https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/34606947/martin-fernandezCOURSE03i-libre.pdf?1409669836=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DMODULACION_ANALOGICA_Y_DIGITAL_DE_PULSOS.pdf&Expires=1706034083&Signature=SPgjSBTx8~3w3JyHtoA~zfs0qohILOv~StIC

Galindo, A., Angulo, A., y Avendaño, R. (2012). Sistema Esquelético. En A. Galindo, A. Angulo, y R. Avendaño, *Biología humana y salud* (pp. 59-75). Dirección General de Escuelas Preparatorias. https://vebuka.com/print/170410002225-c3be3120569a7a1ab0eb741b099cc567/Biologia_humana_y_salud

Galloway, K., Sanan, S., Maxwell, H., y Walsh, C. (2015). EMG Controlled Soft Robotic Glove for Assistance During Activities of Daily Living. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281175>

Gerez, L., y Minas, L. (2015). An Underactuated, Tendon-Driven, Wearable Exo-Glove With a Four-Output Differential Mechanism. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139895>

Hislop, H., Avers, D., y Brown, M. (2003). *Daniels & Worthingham Técnicas de balance muscular*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/C2013-0-13956-6>

Jara, P., y Verdugo, R. (2016). Síndrome del túnel carpiano. En G. Cea, y D. Valenzuela, *Enfermedades Neuromusculares Adquiridas. Manual Diagnóstico y Terapéutico*. Serie Azul.

- Kahn, L., y Zygmán, M. (2006). Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-12>
- Leone, L. (1992). Electrocardiografía. En A. Muniagurria, y J. Libman, *Semiología clínica. Los síndromes* (pp. 90-118). EL ATENEAO, UNR. <https://doi.org/ISBN 950-02-0324-3>
- Lum, P., Burgar, C., y Shor, P. (2002). Robot-Assisted Movement Training Compared With Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.33101>
- Martínez, J., y Campagna, M. (2013). Design of Wrist Gimbal: a Forearm and Wrist Exoskeleton for Stroke Rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics*. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650459>
- Maset, M., Alarcón, J., y Villarón, C. (2013). Tracciones y elongaciones terapéuticas. En C. Fernández, y M. Ortiz, *Cinesiterapia Bases fisiológicas y aplicación práctica* (pp. 143-150). ELSEVIER.
- Maya, M., y Torres, B. (2016). Clasificación de las corrientes eléctricas utilizadas en fisioterapia. En M. Albornoz, M. Maya, y V. Toledo, *Electroterapia Práctica* (pp. 15-21). ELSEVIER. https://www.academia.edu/41686699/ELECTROTERAPIA_PR%C3%81CTICA
- McRae, R. (2012). Muñeca y Carpo. En T. White, S. Mackenzie, y A. Gray, *McRae Traumatología tratamiento de las fracturas en urgencia* (pp. 227-250). ELSEVIER.
- Muñoz, V. D. (2021). *EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD DE UN EXOESQUELETO DE ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO*. UNIVERSIDAD DEL ROSARIO.

<https://repositorio.escuelaing.edu.co/bitstream/handle/001/1523/Arias%20Mu%C3%B1oz%2C%20Valeria%20Del%20Pilar-2021.pdf?sequence=2&isAllowed=y>

Ortiz, L. P. (2018). *EXOESQUELETO VESTIBLE PARA MANO (HUMANA) ENFOCADO A FACILITAR TAREAS DE SUJECCIÓN*. UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA.

Oteo, Á. (2010). Neuropatías por atrapamiento Síndrome del túnel carpiano y radiculopatías. En R. Gálvez, *Manual práctico de dolor neuropático* (pp. 246-260). ELSEVIER.

Phinyomark, A., Limsakul, C., y Phukpattaranont, P. (2009). A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition. *JOURNAL OF COMPUTING*, 1. <https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/0912/0912.3973.pdf>

Pombo Fernández, M. (2004). *La electroestimulación entrenamiento y periodización*. Paidotribo.

Reyes, L. (25 de 02 de 2024). *Distribución de T Student*. https://www.scientific-european-federation-osteopaths.org/wp-content/uploads/2019/01/Distribucion_tStudent.pdf

Rodríguez, M. (2004). *Electroterapia en fisioterapia*. Panamericana.

Shapiro, S., y Ocelnik, M. (2018). Contraindicaciones y precauciones para las corrientes eléctricas. En M. Cameron, *Agentes físicos en rehabilitación* (pp. 229-234). ELSEVIER.

Shapiro, S., y Ocelnik, M. (2018). Contraindicaciones y precauciones para las corrientes eléctricas. En M. Cameron, *Agentes físicos en rehabilitación* (pp. 219-231). ELSEVIER.

Shapiro, S., y Ocelnik, M. (2018). Corrientes eléctricas para controlar el dolor. En M. Cameron, *Agentes físicos en rehabilitación* (pp. 258-270). ELSEVIER.

SoftRobotics, T. (24 de Junio de 2023). *Actuadores de flexión PneuNets*. <https://softroboticstoolkit.com/book/pneunets-bending-actuator>

Urbina, M. (15 de Febrero de 2020). AG *ELECTRONICA*.
<https://www.agelectronica.com/catalogos/nextion.pdf>

Vega, C. (15 de Mayo de 2017). *Universidad de Cantabria*. Dpto. de Ingeniería de Comunicaciones : https://personales.unican.es/perezvr/pdf/CH7ST_Web.pdf

Vincent, C., Li, Y., y Blandford, A. (2013). Integration of human factors and ergonomics during medical device design and development: It's all about communication. *Applied Ergonomics*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.05.009>

Weinger, M., Wiklund, M., y Gardner, D. (2010). *Handbook of Human Factors in Medical Device Design*. CRC Press.
https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=jAemLm2zu_oC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Handbook+of+Human+Factors+in+Medical+Device+Design+descargar&ots=NS0jY58f53&sig=JcvKjKkTXYuEDX5XXV3ZNJbEHSE#v=onepage&q=Handbook%20of%20Human%20Factors%20in%20Medical%20Device%20

Wolff, A., Restrepo, L., Lopera, F., Castrillón, A., y Molina, A. (2002). *Lesiones Traumáticas de la mano*. Asociación de Colombiana de Facultades de Medicina (ASCOFAME).

Yun, S.-S., Kang, B., y Cho, K.-J. (2017). Exo-Glove PM: An Easily Customizable Modularized Pneumatic Assistive Glove. *IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION*, 5, Febrero.
<https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2678545>

ANEXOS