



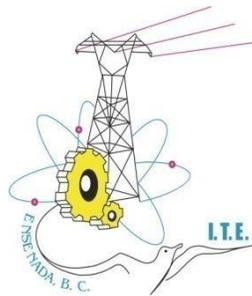
EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

**TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ENSENADA**

**MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA
MECATRÓNICA**



**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE
ASISTENCIA PARA LA REHABILITACIÓN MOTRIZ DE
EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES CON
SECUELA DE ACCIDENTE CEREBROVASCULAR
(MOVELEG)**

**TRABAJO DE TESIS PRESENTADO POR:
GUSTAVO ADOLFO CASTILLÓN RAMÍREZ**

**PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DIRECTORA DE TESIS:
DRA. CRISTINA RAMÍREZ FERNÁNDEZ**

**CODIRECTOR DE TESIS:
DR. EDDIE HELBERT CLEMENTE TORRES**

ENSENADA B.C., MARZO 2021



EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Instituto Tecnológico de Ensenada
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Ciudad de Ensenada, Baja California **22/marzo/2021**
No. Oficio. D.E.P.I./08/2021
Asunto: Autorización de impresión de Trabajo de Tesis

C. GUSTAVO ADOLFO CASTILLÓN RAMÍREZ
ESTUDIANTE DE LA MAESTRÍA EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECATRÓNICA
PRESENTE

Con base en el dictamen de aprobación emitido por el Comité Tutorial de la Tesis con título: **DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE ASISTENCIA PARA LA REHABILITACIÓN MOTRIZ DE EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES CON SECUELA DE ACCIDENTE CEREBROVASCULAR (MOVELEG)**, entregado por Usted para su análisis, le informamos atentamente que se **AUTORIZA** la impresión de dicho trabajo de tesis; en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias.

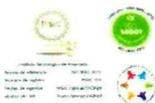
ATENTAMENTE

*Excelencia en Educación Tecnológica-
Por la Tecnología de Hoy y del Futuro*

EUSEBIO BUGARIN CARLOS
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
E INVESTIGACIÓN



c.p. Archivo.
EBC/kfcc



Bld. Tecnológico #150, Ex Ejido Chapultepec, C.P. 22780,
Ensenada, Baja California, Tels. (646) 177 5680 y 177 5682
correo electrónico: depi_ensenada@tecnm.mx
tecnm.mx/ensenada.tecnm.mx





MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECATRÓNICA DICTAMEN DEL COMITÉ TUTORIAL

Ensenada, B.C. a 12 de marzo de 2021

DATOS DEL ESTUDIANTE			
Nombre:	Gustavo Adolfo Castellón Ramírez	No. de Control:	M12340682

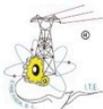
DATOS DEL PROYECTO DE TESIS	
Título:	Diseño y Desarrollo de un Dispositivo de Asistencia para la Rehabilitación Motriz de Extremidades Inferiores de Pacientes con Secuela de Accidente Cerebrovascular (MOVELEG)
Línea de Investigación:	Sistemas Cognitivos

COMITÉ DE TESIS		
Miembro	Nombre	Firma
DIRECTORA DE TESIS (Directora del comité)	Dra. Cristina Ramírez Fernández	
CODIRECTOR DE TESIS	Dr. Eddie Helbert Clemente Torres	
MIEMBRO DEL COMITÉ	Dr. Juan Antonio Rojas Quintero	
MIEMBRO DEL COMITÉ	Dr. Alberto Leopoldo Moran y Solares	
Dictamen:	Se aprueba el trabajo de tesis, en virtud de que realizó las correcciones correspondientes conforme a las observaciones planteadas por este Comité Tutorial.	

Dr. Salvador Durazo Acevedo
Coordinador Académico

Dr. Ismael Hernández Capuchin
Presidente del Consejo de Posgrado

STA_10_dictamen_tesis_comite_tutorial_V1.1





CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

Ensenada, Baja California, a 12 de marzo de 2021

Bajo protesta de decir verdad, quien suscribe **Gustavo Adolfo Castellón Ramírez**, con número de control **M12340682**, alumno de la **Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica** y con la dirección de **Dra. Cristina Ramírez Fernández**, declaro que soy autor(a) del trabajo original de Tesis

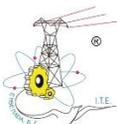
**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE ASISTENCIA PARA
LA REHABILITACIÓN MOTRIZ DE EXTREMIDADES INFERIORES DE
PACIENTES CON SECUELA DE ACCIDENTE CEREBROVASCULAR
(MOVELEG)**

Y otorgo mi conformidad, sin límite de temporabilidad, para ceder los derechos de reproducir y distribuir copias en su totalidad o en partes al Tecnológico Nacional de México campus Instituto Tecnológico de Ensenada (TecNM-ITE), mencionando la fuente. Lo anterior incluye que la tesis pueda ser publicada y difundida por el TecNM-ITE en los medios que considere convenientes. Asimismo, manifiesto que el TecNM-ITE queda liberado de cualquier conflicto surgido a raíz de la publicación. De igual manera, es de mi conocimiento que la publicación de la tesis no es con finalidad lucrativa, sino académica.

ATENTAMENTE

GUSTAVO ADOLFO CASTILLÓN RAMÍREZ
ALUMNO DE LA MAETRÍA EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

STA_11_carta_cesion_derechos_V1.1



Blvd. Tecnológico #150, Ex Ejido Chapultepec, C.P. 22780,
Ensenada, Baja California, Tels. (646) 177 5680 y 177 5682
correo electrónico: depi_ensenada@tecnm.mx
tecnm.mx/ensenada.tecnm.mx



RESUMEN

El enfoque del presente trabajo de investigación radica en la elaboración de un dispositivo tecnológico que asista en el proceso de rehabilitación de extremidades inferiores.

Este dispositivo fue diseñado con una metodología centrada en el usuario, ya que en el proceso de diseño participaron especialistas clínicos en el área de rehabilitación. El diseño se enfoca para personas de la tercera edad que tuvieran una discapacidad en sus extremidades inferiores a causa de un ACV (Accidente cerebrovascular) y se diseñó de forma que fuera configurable antes del inicio de una sesión de terapia y adaptable durante la sesión.

El producto de este trabajo se llama MoveLeg, este es un dispositivo tecnológico, el cual asiste en la rehabilitación de extremidades inferiores simulando una terapia tipo espejo, la cual permite al usuario recibir un estímulo físico de movimiento pasivo reflejando el movimiento natural de su extremidad inferior sana sobre la extremidad con discapacidad motora; consiste en dos partes de un mismo dispositivo nombradas como: dispositivo imitador y dispositivo guía.

Como validación de este dispositivo, se finalizó con una evaluación de funcionalidad, realizando pruebas a los sistemas mecánicos, eléctricos y software. Además, se realizó una validación integral con un adulto mayor sano.

Palabras clave: Dispositivo de asistencia, terapia espejo, rehabilitación motriz, extremidades inferiores.

ABSTRACT

The focus of this research work lies in the elaboration of a technological device that assists in the process of rehabilitation of the lower extremities.

This device was designed with a user-centered methodology, since clinical specialists in the rehabilitation area participated in the design process. The design is aimed at seniors who have a disability in their lower extremities due to a CVA (cerebrovascular accident) and was designed in a way that is configurable before the start of a therapy session and adaptable during the session.

The product of this work is called MoveLeg, this is a technological device, which assists in the rehabilitation of lower extremities simulating a mirror-type therapy, which allows the user to receive a physical stimulus of passive movement reflecting the natural movement of his/her healthy lower limb on the limb with motor disability; It consists of two parts of the same device named as: mimic device and guide device.

As a validation of this device, a functionality evaluation was completed, testing the mechanical, electrical and software systems. In addition, a comprehensive validation was carried out with a healthy older adult.

Key words: Assistive device, mirror therapy, motor rehabilitation, lower extremities.

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis, Dra. Cristina Ramírez Fernández quien nunca se rindió conmigo y jamás dejó de creer en mí y brindarme su apoyo y Dr. Eddie Helbert Clemente Torres, por su apoyo, guía y comprensión durante la maestría. También a los miembros de mi comité de tesis, Dr. Juan Antonio Rojas Quintero quien me apoyó en todas mis dudas y comprendía mis ideas de diseño, y al Dr. Alberto Leopoldo Morán y Solares por su apoyo.

A mi esposa Karina, quien siempre estuvo a mi lado y dándome todo su apoyo incondicional, brindándome ánimos y diciéndome que hacía bien y que hacía mal. Fue mi inspiración e hizo que este camino por mi vida fuera placentero y lleno de emociones. También a mi hija Zelda, quien fue y siempre será mi motivación y el faro de luz que siempre me hará querer seguir adelante y superarlo todo con tal de verla sonreír.

A mis padres, María Faviola Ramírez Dórame y Adolfo Castellón Quintero, quienes siempre me han apoyado en todas mis decisiones y cursar este programa de tesis no fue lo contrario. Nunca dejaron de recordarme la meta y que me esforzara lo máximo, dado que ellos nunca se han rendido con nada y es algo que yo también intentaré. Y no menos importante, a mi hermana Diana Alejandra Castellón Ramírez, me brindo su apoyo y comprensión en la decisión de estudiar una maestría y durante todo el transcurso.

A todos los fisioterapeutas, doctores en rehabilitación y especialistas clínicos en general, que me brindaron un poco de su tiempo para poder realizar este trabajo de investigación. De igual manera, agradezco a las instituciones de salud pública y privada de la ciudad de Ensenada: Rehabilita Ensenada, CAMs, CRI e IMSS, por permitirme ingresar a sus centros de terapia y compartir parte del tiempo valioso de sus empleados.

A el Dr. Dr. Ismael Hernández Capuchin, quien, aunque no fuera parte de mi comité de tesis, me apoyó en todo momento durante mi recorrido en esta maestría, desde el primer día de cursos para ingresar a la maestría, hasta el último día en que no sabía cómo terminaría de escribir mi tesis, me brindó su apoyo.

DEDICATORIA

A mis padres, Sra. María Faviola Ramírez Dórame y Sr. Adolfo Castellón Quintero.

A mi esposa, Silvia Karina Reyes Lio y a mi hija Zelda Castellón Reyes.

A mi hermana, Diana Alejandra Castellón Ramírez.

ÍNDICE GENERAL

Contenido

	Página
ÍNDICE GENERAL	viii
LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABLAS	xvii
LISTA DE ACRÓNIMOS	xviii
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Motivación y justificación	1
1.2 Planteamiento del problema.....	1
1.3 Preguntas de investigación	2
1.4 Hipótesis de la investigación	3
1.5 Objetivos de la investigación.....	3
1.5.1 Objetivo general	3
1.5.2 Objetivos específicos	3
1.6 Metodología de la investigación	4
1.7 Contribuciones principales	6
1.8 Alcances y limitaciones.....	7
1.9 Contenido del documento.....	7
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	9
2.1 Accidente cerebrovascular.....	9
2.2 Secuelas y complicaciones del ACV.....	10
2.3 Rehabilitación	12
2.4 Rehabilitación después de un ACV.....	13
2.5 Tecnologías de asistencia y tecnologías de rehabilitación	14
2.6 Dispositivos de asistencia con movimiento pasivo continuo	15
2.7 Resumen del capítulo	16
CAPÍTULOS 3. TRABAJO RELACIONADO	17
3.1 Dispositivos encontrados en la literatura.....	17

ÍNDICE GENERAL (Continuación)

	Página
3.2 Dispositivos comerciales	22
3.3 Resumen del capítulo	25
CAPÍTULO 4. DISEÑO DE MOVELEG	26
4.1 Diseño participativo	26
4.1.1 Primera sesión de diseño participativo	26
4.1.1.1 Resultados obtenidos de la primera sesión de diseño participativo.....	27
4.1.2 Segunda sesión de diseño participativo	28
4.1.2.1 Resultados obtenidos de la segunda sesión de diseño participativo	31
4.1.3 Tercera sesión de diseño participativo.....	34
4.1.3.1 Resultados obtenidos de la tercera sesión de diseño participativo	34
4.2 Diseño del dispositivo	36
4.2.1 Diseño mecánico	37
4.2.1.1 Sistemas de movimiento lineal	37
4.2.1.2 Selección de material	42
4.2.1.3 Diseño de engranajes rectos	43
4.2.2 Diseño electrónico	45
4.2.2.1 Selección de motores	45
4.2.2.2 Sistemas embebidos	52
4.2.2.3 Fuentes de alimentación.....	56
4.2.2.4 Sensores	58
4.2.2.5 Sensores límite y botón de sensación.....	60
4.2.3 Diseño de software	62
4.2.3.1 Interfaz gráfica.....	62
4.2.3.2 Base de datos	63
4.2.4 Diseño de una sesión de terapia usando MoveLeg.....	64
4.2.5 Integración	68
4.3 Discusión	69
4.4 Resumen del capítulo	69

ÍNDICE GENERAL (Continuación)

	Página
CAPÍTULO 5. DESARROLLO DE MOVELEG.....	71
5.1 Desarrollo mecánico.....	71
5.1.1 Estructura base	72
5.1.2 Ensamble mecánico inferior.....	73
5.1.2.1 Elementos de transmisión cadera-rodilla	74
5.1.2.2 Placa móvil.....	74
5.1.3 Ensamble mecánico superior.....	75
5.1.4 Integración del mecanismo	78
5.2 Impresión de piezas.....	79
5.3 Desarrollo electrónico	82
5.3.1 Electrónica de potencia.....	83
5.3.1.1 Controlador y motor a pasos	84
5.3.2 Sistemas embebidos.....	85
5.3.2.1 Instalación de sistemas embebidos	86
5.3.3 Contactos límite, topes mecánicos, botón de paro de emergencia y botón de sensación.....	88
5.3.3.1 Contactos límite y topes mecánicos.....	88
5.3.3.2 Botón de paro de emergencia	89
5.3.3.3 Botón de sensación	90
5.4 Desarrollo de software.....	90
5.4.1 Programación de microcontroladores.....	91
5.4.2 Interfaz gráfica de usuario.....	92
5.4.3 Base de datos	96
5.5 Funcionamiento de MoveLeg	97
5.5.1 Uso de MoveLeg	97
5.6 Costo del dispositivo	99
5.7 Discusión	100
5.8 Resumen del capítulo	101
CAPÍTULO 6. EVALUACIÓN FUNCIONAL DEL DISPOSITIVO.....	103

ÍNDICE GENERAL (Continuación)

	Página
6.1 Mecánica.....	103
6.1.1 Prueba funcional del sistema de movimiento lineal	103
6.1.2 Pruebas funcionales al sistema de engranajes rectos y servomotor.	106
6.1.3 Pruebas de resistencia en articulaciones	108
6.2 Electrónica	110
6.3 Software.....	111
6.4 Validación integral con un adulto mayor sano	114
6.4 Discusión	120
6.5 Resumen del capítulo	121
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y PROBLEMAS ABIERTOS.....	122
7.1 Conclusiones	122
7.2 Problemas abiertos	123
LITERATURA CITADA.....	125
ANEXOS	130
A Guía de uso de interfaz de usuario de MoveLeg.	130
B Manual de uso y manejo de MoveLeg.....	145

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1. Clasificación de las discapacidades por funcionamiento según la OMS, 2001. 10	
Figura 2.2. Características de la discapacidad motriz (figura generada de Santana, 2013). 11	
Figura 2.3. Rango de movimiento de: (a) cadera, (b) rodilla y (c) tobillo (figura tomada de Hernández, 2008).....	12
Figura 2.4. Clasificación internacional del marco de función, discapacidad y salud para el efecto del accidente cerebrovascular en un individuo (figura tomada de Langhorne, 2011).	13
Figura 2.5. Patrón de recuperación después de un accidente cerebrovascular con el momento de las estrategias de intervención (figura tomada de Langhorne, 2011).	14
Figura 2.6. Clasificación de las TR (figura tomada de NIH, 2019-b).	15
Figura 3.1. TEM: Therapeutic Exercise Machine (figura tomada de Sakaki et al. 1999). ..	17
Figura 3.2. Multi-ISO (figura tomada de Moughamir, et al. 2001).....	18
Figura 3.3. Sistema para rehabilitación de extremidades inferiores (figura tomada de Homma, 2004).	18
Figura 3.4. MotionMaker sistema de 3GDL (figura tomada de Metrailler, et al. 2006).	19
Figura 3.5. Prototipo NeXOS (figura tomada de Bradley et al. 2009).	19
Figura 3.6. Physiotherabot: dispositivo para rehabilitación de cadera y rodilla derecha (figura tomada de Akdogan, 2011).	20
Figura 3.7. Robot-KAFO (figura tomada de Shihomi, 2017).	20
Figura 3.8. Robot desarrollado por Nicholson-Smith (2020).....	21
Figura 3.9. NOTTABIKE (figura tomada de Dawson-Elli y Adamczyk, 2020).	21
Figura 3.10. Máquina CPM de rehabilitación de rodilla -Kinetec Spectra (figura tomada de Kinetec, 2019).	22
Figura 3.11. Máquina CPM de rehabilitación de tobillo-Kinetec Breva (figura tomada de Kinetec, 2017).	22
Figura 3.12. Ejercitador CPM para miembros inferiores ORTOMED 4060 (figura tomada de InnovaMédica, 2018).....	23
Figura 3.13. CPMotion de BTL Industries (figura tomada de BTL, 2016).	23

LISTA DE FIGURAS (Continuación)

	Página
Figura 3.14. Dispositivos CPM de Medical Premium (figura tomada de Medical Premium, 2016, 2017).....	24
Figura 4.1. Recopilación de especialistas clínicos entrevistados por centro en la primera iteración de diseño participativo.	27
Figura 4.2. Recopilación de especialistas clínicos entrevistados por centro en la segunda iteración de diseño participativo.	29
Figura 4.3. Diseño de una interfaz gráfica simulada en una pantalla que muestra el progreso de la terapia en tiempo real.....	30
Figura 4.4. Diseño de una página de configuración de perfil de un paciente de una base de datos simulada.	30
Figura 4.5. Primera versión de dispositivo MoveLeg en vista isométrica modelado en SolidWorks.	32
Figura 4.6. Diseño del dispositivo MoveLeg: (izquierda) dispositivo guía y (derecha) dispositivo imitador.....	36
Figura 4.7. Kit de husillo de 16mm con chumaceras.....	38
Figura 4.8. Ejemplo de estructura de tuerca de bolas sencilla.....	39
Figura 4.9. Ejemplo de dispositivo imitador en posición de máxima flexión (izquierda) y posición máxima de estiramiento (derecha).	40
Figura 4.10. Corte transversal de un perfil de aluminio de 20x20mm.	42
Figura 4.11. Ejemplo de cople plástico PLA introducido en tubo de acero de ¾”.....	43
Figura 4.12. Diseño en SolidWorks de corona y piñón del dispositivo imitador.....	44
Figura 4.13. Diseño en SolidWorks del piñón del dispositivo guía.	45
Figura 4.14. Servomotor Tower Pro MG995.	47
Figura 4.15. Diagrama de conexión del servomotor MG995 a un Arduino UNO.	48
Figura 4.16. Motor paso a paso nema 23.	49
Figura 4.17. Ejemplo de cómo se ve la bobina A y B en motor de cuatro cables.	50
Figura 4.18. Controlador TB6600.....	51
Figura 4.19. Diagrama de conexión de un motor a pasos Nema 23, un controlador TB6600 y Arduino UNO.	51

LISTA DE FIGURAS (Continuación)

	Página
Figura 4.20. Conexión de 5 microcontroladores mediante los puertos seriales.	53
Figura 4.21. Sistema embebido Raspberry PI 3B+ (Raspberry Pi, 2011).....	53
Figura 4.22. Arduino MEGA (arduino, 2014).....	55
Figura 4.23. Arduino UNO (arduino, 2014).....	56
Figura 4.24. Diagrama que muestra el diseño de alimentación eléctrica de MoveLeg.	58
Figura 4.25. Módulo sensor HC-SR04.....	58
Figura 4.26. Potenciómetro de giro.....	59
Figura 4.27. Diagrama de conexión de sensores del dispositivo guía a un Arduino UNO..	60
Figura 4.28. Interruptor límite tipo rodamiento.....	60
Figura 4.29. Diagrama de conexión de interruptores límite y botón de sensación a un Arduino MEGA.	61
Figura 4.30. Estructura de las opciones de la interfaz gráfica de MoveLeg.	63
Figura 4.31. Modelo entidad relación de la base de datos de MoveLeg.	64
Figura 4.32. Diagrama de flujo de una sesión de terapia.	66
Figura 4.33. Diagrama de capas de la interacción de los componentes de diseño de MoveLeg.	68
Figura 5.1. Proceso de armado de la estructura base de los dispositivos.....	72
Figura 5.2. Vista en 3D de la base armada de MoveLeg (dispositivo imitador).....	72
Figura 5.3. Vista 3D del ensamblaje mecánico inferior del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).....	73
Figura 5.4. Base y elementos de transmisión ensamblados del dispositivo imitador.....	74
Figura 5.5. Vista explotada del modelo 3D de la transmisión de cadera-rodilla.....	74
Figura 5.6. Vista 3D del ensamblaje mecánico de la placa móvil del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).	75
Figura 5.7. Vista 3D del ensamblaje mecánico superior (dispositivo imitador).....	75
Figura 5.8. Vista 3D explotada del ensamblaje de tubos.	76
Figura 5.9. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo.	76
Figura 5.10. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo del dispositivo imitador (izquierda) y armado físico (derecha).	77

LISTA DE FIGURAS (Continuación)

	Página
Figura 5.11. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo del dispositivo guía (izquierda) y armado físico (derecha).....	77
Figura 5.12. Vista 3D explotada de articulación.	78
Figura 5.13. Resultado de ensamble mecánico del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).....	79
Figura 5.14. Impresora 3D armada (izquierda) y Anet et4 (derecha).....	79
Figura 5.15. Pieza en proceso de impresión 3D.	80
Figura 5.16. Secuencia de impresión realizando cambio de relleno en una pieza plástica que se rompía por presión.	80
Figura 5.17. Relleno de pieza al 15% (izquierda), relleno de pieza al 80% (derecha).....	81
Figura 5.18. Resultado de pieza impresa después de modificaciones.	81
Figura 5.19. Espesor de pared de 1mm (izquierda), espesor de pared de 2mm (derecha)...	82
Figura 5.20. Área de componentes eléctricos en dispositivo guía e imitador.	83
Figura 5.21. Apartado de la electrónica de potencia del dispositivo imitador.	84
Figura 5.22. Montaje de pruebas del controlador tb6600 y un motor a pasos.	85
Figura 5.23. Diagrama de bloques de la implementación de los microcontroladores.	85
Figura 5.24. Área de microcontroladores del dispositivo imitador.	87
Figura 5.25. Área eléctrica del dispositivo guía.	87
Figura 5.26. Contacto límite en el dispositivo imitador (izquierda), tope mecánico en el dispositivo guía (derecha).	89
Figura 5.27. Ubicación del botón de paro de emergencia en el dispositivo imitador.....	89
Figura 5.28. Botón de sensación del dispositivo imitador.	90
Figura 5.29. Interfaz de inicio MoveLeg.....	92
Figura 5.30. Interfaz para agregar paciente.	93
Figura 5.31. Interfaz de generar sesión.	94
Figura 5.32. Interfaz de terapia.....	95
Figura 5.33. Interfaz para consulta de datos.....	96
Figura 5.34. Arquitectura del sistema MoveLeg.	97
Figura 6.1. Prueba del sistema de movimiento lineal del dispositivo imitador con sujeto.	106

LISTA DE FIGURAS (Continuación)

	Página
Figura 6.2. Sistema de engranajes rectos y servomotor integrados en dispositivo imitador.	108
Figura 6.3. Diseño de SolidWorks de (a) articulación superior con baleros, (b) articulación superior de orificio y (c) articulación inferior.	108
Figura 6.4. Primer diseño de articulación superior con baleros.	109
Figura 6.5. Articulación superior con baleros integrada con la articulación inferior.	110
Figura 6.6. Medición de consumo de corriente de motor a pasos en simulación de sesión.	110
Figura 6.7. Sujeción de pie y tobillo de la pierna sana.	111
Figura 6.8. Sujeción de muslo de la pierna sana.....	112
Figura 6.9. Medición de la capacidad de flexión y extensión de la rodilla, velocidad y desplazamiento de la pierna sana.....	113
Figura 6.10. Participante contestando el cuestionario de salida.	114
Figura 6.11. Datos de registro de la participante.	115
Figura 6.12. Primer paso de la generación de una sesión de terapia.	116
Figura 6.13. Segundo paso de la generación de una sesión de terapia.	117
Figura 6.14. Ejemplo de ventana de inicio de la sesión.	117
Figura 6.15. Ejemplo de ventana de sesión al final (información de prueba 14).	118
Figura 6.16. Ejemplo de consulta de datos de las sesiones de terapia realizadas.....	118
Figura 6.17. Ejemplo de consulta de información detallada de las sesiones de terapia realizadas.	119

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 4.1. ED ordenados por categorías obtenidos en las tres sesiones de diseño participativo.....	35
Tabla 4.2. Características de sistemas de movimiento lineal.....	38
Tabla 4.3. Características y parámetros técnicos de plásticos PLA y ABS.....	43
Tabla 4.4. Parámetros utilizados en el diseño de piñón y corona.....	44
Tabla 4.5. Características de actuadores de giro.....	46
Tabla 4.6. Especificaciones técnicas del servomotor Tower Pro MG995.....	47
Tabla 4.7. Especificaciones técnicas del Motor paso a paso 23HS33-4008D.....	49
Tabla 4.8. Secuencia de inversión de corriente para un motor a pasos a de dos bobinas.....	50
Tabla 4.9. Función de los sistemas embebidos utilizados en el dispositivo MoveLeg.....	52
Tabla 4.10. Especificaciones técnicas de la tarjeta Raspberry PI 3B+.....	54
Tabla 4.11. Especificaciones técnicas del Arduino MEGA.....	55
Tabla 4.12. Especificaciones técnicas del Arduino UNO.....	56
Tabla 4.13. Especificaciones técnicas de la fuente de voltaje Mean Well SE-350-24.....	57
Tabla 4.14. Especificaciones técnicas del módulo reductor lm2596.....	57
Tabla 4.15. Especificaciones técnicas del módulo sensor HC-SRO4.....	59
Tabla 5.1. Librerías utilizadas para la programación de los sistemas Arduino.....	91
Tabla 5.2. Costos de componentes del dispositivo MoveLeg.....	100
Tabla 6.1. Datos de entrada para la prueba de velocidad del sistema de movimiento lineal integrado al dispositivo imitador.....	104
Tabla 6.2. Resultados de la prueba de velocidad y consumo de corriente de sistema de movimiento lineal integrado en dispositivo imitador.....	105
Tabla 6.3. Datos de entrada para la prueba de velocidad en el sistema de engranajes y servomotor.....	107
Tabla 6.4. Prueba de velocidad en sistema de engranajes y servomotor.....	107
Tabla 6.5. Parámetros de rutina de ejercicios utilizados en la prueba.....	112

LISTA DE ACRÓNIMOS

3D: Tercera Dimensión.
ABS: Acrilonitrilo Butadieno Estireno.
ACV: Accidente cerebrovascular.
CAM: Centro de Atención Múltiple.
CPM: *Continuous Passive Motion*.
CPU: Unidad Central de Procesamiento.
CRI: Centro de Rehabilitación Integral.
DA: Dispositivo de Asistencia.
ED: Elementos de Diseño.
EI: Extremidades Inferiores.
IMSS: Instituto Mexicano del Seguro Social.
INEGI: Instituto Nacional de Estadística y Geografía.
OMS: Organización Mundial de la Salud.
PLA: *Polylactic Acid*.
PWM: *Pulse Width Modulation*.
RAM: *Random Acces Memory*.
REIs: Rehabilitación de Extremidades Inferiores.
SD: *Secure Digital*.
SoC: *System on a Chip*.
SQL: *Structured Query Language*.
TDCS: *Transcranial Direct Current Stimulation*.
TMS: *Transcranial Magnetic Stimulation*.
TR: Tecnología de Rehabilitación.
USB: *Universal Serial Bus*.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Motivación y justificación

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2015) la rehabilitación y los dispositivos asistenciales pueden hacer que las personas con discapacidad sean independientes. También, 1 de cada 7 personas en el mundo presentan una discapacidad (SEDESOL, 2016). Además, según el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI, 2014), en el 2014, las personas que tienen algún tipo de discapacidad en México eran 7.2 millones, lo que representaba el 6% de la población. De estas personas el 64.1% sufren de alguna discapacidad para caminar, subir o bajar usando sus piernas; las cuales representan en su mayoría adultos mayores de 60 años. En esta población de 60 o más años, los accidentes cerebrovasculares (ACV) son la tercera causa a nivel mundial de discapacidad (Johnson, 2016). Una de las secuelas del ACV es la discapacidad motriz de extremidades por parálisis o debilidad de un solo lado del cuerpo. En este trabajo, con la finalidad de apoyar la rehabilitación de extremidades inferiores en pacientes que han sufrido un ACV, y en consecuencia una parálisis o debilidad en alguna extremidad inferior; se diseñó y desarrolló un dispositivo con base a las necesidades de los especialistas y pacientes que atienden. Lo anterior, debido a un estudio del contexto en centros de rehabilitación de la ciudad de Baja, California. Además, de la carencia de herramientas tecnológicas para las sesiones de terapia.

1.2 Planteamiento del problema

Las personas que sufren de un ACV y terminan con una discapacidad en extremidades inferiores requieren terapia física justo después de sufrir esta afectación. Estas terapias son

cruciales para que el paciente pueda retener el máximo porcentaje de movilidad en sus extremidades, dado que sufren un deterioro en sus terminales nerviosas. Sin embargo, algunas de estas terapias son abandonadas por que los pacientes creen que son aburridas y poco motivadoras.

De acuerdo a un estudio de contexto, en los centros de rehabilitación de la ciudad de Ensenada solo se cuenta con instrumentos mecánicos que ayudan a que las terapias sean más sencillas. Sin embargo, tales instrumentos vuelven a las terapias repetitivas y aburridas. Además, las condiciones de los pacientes hacen que se requiera de apoyo de un familiar para transportarlos a los centros de salud para realizar sesiones de terapia, lo que ocasiona que los pacientes consideren que moverse al lugar de la terapia sea un esfuerzo que no se puedan permitir. Inclusive, la condición económica de los pacientes influye en que abandonen las sesiones de terapia, dado que los centros de salud que brindan estos servicios gratuitos, no se dan abasto con los instrumentos o personal para atenderlos. Así, en este trabajo se propone el diseño y construcción de un dispositivo dedicado al apoyo para rehabilitación de extremidades inferiores de personas que han sufrido un ACV. Para lograr lo anterior, es necesario contestar las siguientes preguntas de investigación.

1.3 Preguntas de investigación

Por lo anterior, las preguntas de investigación que guían esta tesis son:

- ¿Cómo es la terapia de rehabilitación motriz de extremidades inferiores de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular?
- ¿Cuáles son las herramientas utilizadas por los terapeutas para la rehabilitación motriz de extremidades inferiores de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular?
- ¿Cómo debe ser el diseño de un dispositivo de asistencia para rehabilitación motriz de extremidades inferiores de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular?
- ¿Qué elementos de control, programación, electrónica y mecánica se deben considerar para el desarrollo del dispositivo de asistencia?

1.4 Hipótesis de la investigación

Es posible desarrollar un dispositivo de asistencia en términos de funcionalidad utilizando una metodología centrada en el usuario, con el objetivo de apoyar la terapia de rehabilitación motriz de extremidades inferiores en personas que han sobrevivido a un accidente cerebrovascular.

1.5 Objetivos de la investigación

1.5.1 Objetivo general

Diseñar, desarrollar y evaluar un dispositivo de asistencia para la rehabilitación de extremidades inferiores en pacientes con discapacidad por secuela de accidente cerebrovascular.

1.5.2 Objetivos específicos

- Entender la terapia de rehabilitación motriz de extremidades inferiores de pacientes que sufrieron un ACV.
- Analizar los dispositivos de asistencia existentes para rehabilitación de extremidades inferiores utilizados para asistir la rehabilitación.
- Identificar elementos de diseño para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación motriz de extremidades inferiores de pacientes que sufrieron un ACV de acuerdo con literatura y las recomendaciones de especialistas.
- Definir el diseño del dispositivo con base a la revisión de literatura y la recomendación de especialistas.
- Desarrollar el dispositivo de asistencia para rehabilitación motriz de extremidades inferiores (tomando en cuenta aspectos mecánicos, de control, eléctricos y de programación).
- Determinar la validez funcional del dispositivo.

1.6 Metodología de la investigación

La metodología utilizada para el desarrollo de este trabajo se divide en tres etapas: entendimiento, desarrollo y evaluación (ver Figura 1.1). A continuación, se describen las actividades llevadas a cabo en cada una de las etapas de esta metodología.

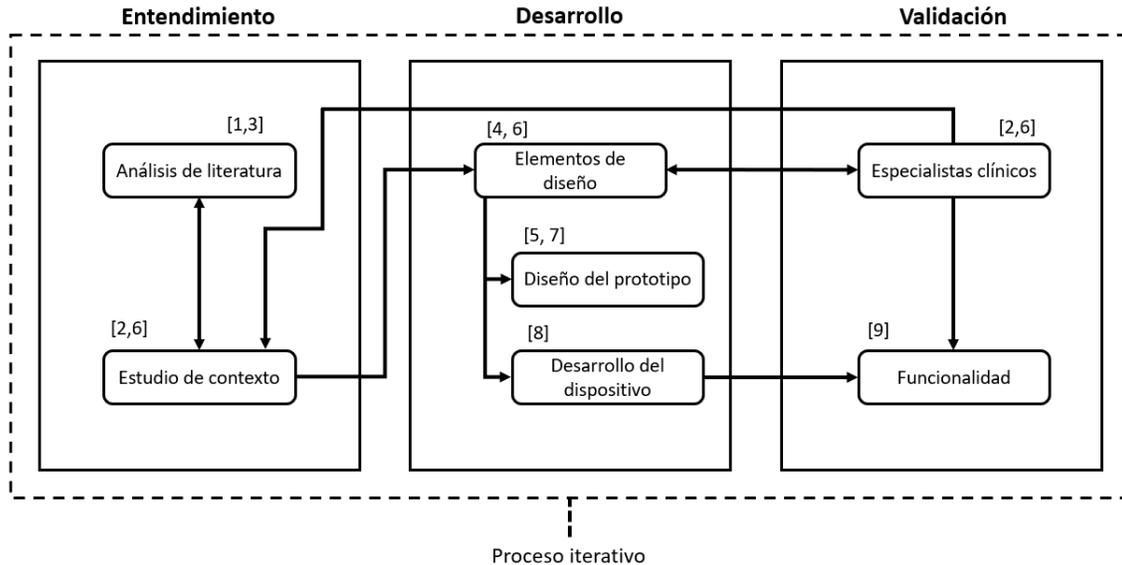


Figura 1.1. Metodología del trabajo de investigación.

1. Análisis de literatura (1ra iteración). Se realizó un análisis bibliográfico con la finalidad de encontrar trabajos relacionados con los tipos de dispositivos de asistencia (DA), generar preguntas específicas y fundamentadas a especialistas clínicos sobre DA, patologías, rutinas de ejercicio. Como resultado de este análisis bibliográfico, se analizaron DA que apoyen a la rehabilitación de extremidades inferiores (REIs) y contenido de cuestionarios para entrevistar a especialistas clínicos. La revisión de literatura fue constante durante todo el proceso de investigación.
2. Estudio de contexto (1ra iteración). Se realizó un estudio de contexto en diferentes centros de rehabilitación de la localidad, con el fin de entender el proceso de rehabilitación de los pacientes que se trataban en estos centros. Lo obtenido de este estudio de contexto, fue un entendimiento más profundo sobre el proceso que realizan los pacientes que entran a rehabilitación en estos centros. También se identificó a la población y patología (pacientes

que han sufrido un ACV) con mayor necesidad y que obtendría más beneficio de un DA que apoye a su proceso de REIs y elementos de diseño (ED) a considerar en un DA desde el punto de vista de un especialista clínico.

3. Análisis de literatura (2da iteración). Con base en los resultados del primer estudio de contexto, se realizó un estudio bibliográfico con la finalidad de analizar trabajos relacionados con ED para DA, metodologías para el desarrollo de DA y se profundizó más sobre el ACV y sus afectaciones en las personas que lo sufrieron. El resultado de este análisis bibliográfico fue encontrar la clasificación de DA utilizados para extremidades inferiores (EI), además se identificaron procesos de diseño mecatrónico de DA y características del ACV.
4. Elementos de diseño (ED) (1ra iteración). Como resultado del primer estudio contextual y análisis de literatura, se identificaron ED necesarios para el diseño y desarrollo de un DA. Como resultado se inició el diseño de un DA para REIs que apoyara a pacientes que hayan sufrido un ACV.
5. Diseño del prototipo (1ra iteración). Tomando en consideración los ED encontrados hasta ese momento, se diseñó una versión inicial de un DA haciendo uso de una metodología de diseño y desarrollo mecatrónico. El diseño mecatrónico de un DA que apoye a la REIs basado en esta metodología, involucró más análisis bibliográfico, se consideró un DA con estrategia de terapia tipo espejo y con adaptación a la extremidad afectada del paciente.
6. Estudio de contexto (2da iteración). Se presentó el primer prototipo ante los centros de rehabilitación visitados con anterioridad con la finalidad de obtener su punto de vista clínico. Como resultado de este estudio de contexto, se identificaron ED adicionales específicos para el DA a desarrollar y se propuso una forma de clasificar los ED con respecto a la seguridad, ergonomía y adaptabilidad.
7. Diseño del prototipo (2da iteración). Con base a los resultados de la segunda iteración del estudio de contexto, se iteró el proceso de diseño del prototipo de DA para obtener un

dispositivo en dos partes. La primera parte es el dispositivo imitador y la segunda parte es el dispositivo guía, profundizando más en las partes de diseño mecánico, eléctrico y de programación del dispositivo. Lo obtenido de esta iteración fue un diseño listo para realizar el desarrollo del prototipo de DA de este trabajo de investigación.

8. Desarrollo del dispositivo. Partiendo del prototipo propuesto, los ED y conocimientos adquiridos de análisis de literatura se desarrolló un DA basado en terapia espejo que apoyara el proceso de REIs. La terapia tipo espejo consta de reproducir el movimiento de la extremidad sana a la extremidad afectada con un porcentaje de disminución mediante (velocidad y desplazamiento) el dispositivo. El dispositivo imitador es el encargado de movilizar la extremidad afectada, y el dispositivo guía es el encargado de sensar los movimientos de la extremidad sana.
9. Validación de funcionalidad. Se preparó un escenario de uso del DA con sujetos de prueba de diferentes edades, con diferentes medidas antropométricas y diferentes porcentajes de disminución de velocidad y desplazamiento para la extremidad afectada. Para ello a los participantes se les pidió hacer una cantidad predeterminada de sesiones de terapia con la finalidad de obtener información del dispositivo y así poder determinar parámetros de caracterización. Esta evaluación del prototipo mostró nuevos parámetros a considerar para el diseño tanto mecánico, eléctrico y de interfaz gráfica. Además, se demostró que el prototipo funciona adecuadamente, y se identificaron posibles mejoras para desempeñar mejor su función.

1.7 Contribuciones principales

Se diseñó y desarrolló mediante una metodología centrada en el usuario, un dispositivo de asistencia para la rehabilitación de extremidades inferiores para pacientes de la tercera edad con discapacidad que han sufrido un ACV.

El diseño del dispositivo se realizó con base en aspectos de seguridad, ergonomía y funcionalidad tomando en cuenta sesiones de diseño de las cuales se recopiló información de sugerencias e ideas de especialistas clínicos.

Además, el desarrollo y diseño del dispositivo introdujo la implementación de un dispositivo compuesto de dos partes, una parte pensada para la extremidad inferior sana y otra para la extremidad inferior afectada, con la intención de aplicar una terapia de tipo espejo. Esto con la intención de captar el movimiento natural del paciente de una extremidad inferior sana para replicarlo de manera reducida en la extremidad inferior afectada.

1.8 Alcances y limitaciones

El presente trabajo de investigación expresa el diseño y desarrollo de un dispositivo de asistencia en la rehabilitación de extremidades inferiores para pacientes de la tercera edad con discapacidad que han sufrido un ACV. El dispositivo elaborado centrado en el usuario y sus necesidades, recopilando información de la literatura y recomendaciones de especialistas clínicos del área de rehabilitación de la ciudad de Ensenada, Baja California a partir de sesiones de diseño participativo. También se muestran pruebas de funcionalidad del dispositivo.

Respecto a las limitaciones de esta investigación, el dispositivo no fue probado en términos de usabilidad con especialistas clínicos y adultos mayores con discapacidad dada la situación de salud mundial. Por lo anterior, no se logró probar la funcionalidad del dispositivo en condiciones reales, solamente con usuarios sanos. Sin embargo, éstas y otras directrices se proponen como trabajo futuro en la sección 7.2 del capítulo 7.

1.9 Contenido del documento

El resto del documento está dividido en 6 capítulos los cuales se describen brevemente a continuación:

En el capítulo 2, se habla sobre el ACV, las consecuencias y cómo éste afecta en las actividades del paciente. Además, se describe la rehabilitación después de sufrir un ACV. Por último, se menciona la clasificación de tecnologías de asistencia y los dispositivos de movimiento continuo. En el capítulo 3, se describen brevemente tecnologías de asistencia encontradas en la literatura y también se muestran dispositivos de asistencia comerciales que apoyan a la rehabilitación de extremidades inferiores. En el capítulo 4 se explica el proceso de diseño centrado en el usuario del dispositivo de asistencia para rehabilitación de extremidades inferiores

(MoveLeg). Aquí se muestran los resultados del estudio de contexto y sesiones de diseño participativo con especialistas clínicos. También se muestra el diseño mecánico y eléctrico del dispositivo, la selección de material y componentes, incluyendo el modelado en 3D del dispositivo en SolidWorks y diagramas de conexión eléctricos. Por último, se muestra el diseño de software que incluye el diseño de una interfaz de usuario y una base de datos. En el capítulo 5 se describe del desarrollo de MoveLeg, donde se muestra el desarrollo mecánico como: armado de base, sistemas de movimiento lineal y de giro e integración de todos los componentes. También, se muestra el proceso de impresión de piezas plásticas para el dispositivo en impresoras 3D. Adicionalmente, se muestra la integración del área eléctrica y sus componentes. Además, se explica el proceso de desarrollo de la interfaz gráfica de usuario del dispositivo y la base de datos. Por último, se presenta la integración del sistema y el uso de MoveLeg. El capítulo 6 muestra los resultados de la validación funcional del dispositivo, en donde se realizaron pruebas a los sistemas de movimiento lineal y de giro, pruebas eléctricas de consumo de corriente y resistencia de piezas y una validación integral.

Por último, en el capítulo 7 se muestran las conclusiones de este trabajo de investigación y problemas abiertos como posible trabajo futuro.

CAPÍTULO 2

MARCO TEORICO

2.1 Accidente cerebrovascular

Un accidente cerebrovascular (ACV) es un fenómeno clínico agudo que se debe a obstrucciones en la sangre que impiden que esta fluya al cerebro y/o corazón, el síntoma más común de un ACV es la pérdida unilateral de fuerza muscular en brazo, pierna o cara (OMS, 2016). Los ACV son la tercera causa a nivel mundial de discapacidad (Johnson, 2016).

La Organización mundial de la salud (OMS, 2009), define discapacidad como un término que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal, las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales (OMS, 2009). Con esto se puede decir que una discapacidad es cualquier característica física o mental de las personas que limitan la interacción del ser humano con el medio en el que habita.

La OMS en su artículo Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, clasifica las discapacidades por funciones corporales como se muestra en la Figura 2.1 (OMS, 2001).



Figura 2.1. Clasificación de las discapacidades por funcionamiento según la OMS, 2001.

2.2 Secuelas y complicaciones del ACV

Las secuelas físicas más frecuentes de un ACV son déficits motores totales o parciales, alteraciones sensitivas, alteraciones del lenguaje, fatiga, osteoporosis, espasticidad (Santana, 2013).

La discapacidad física o motriz, se refiere a la disminución de movilidad total o parcial de uno o más miembros del cuerpo, en la Figura 2.2 se muestra un diagrama que muestra el origen y características de la discapacidad motriz (Santana, 2013).

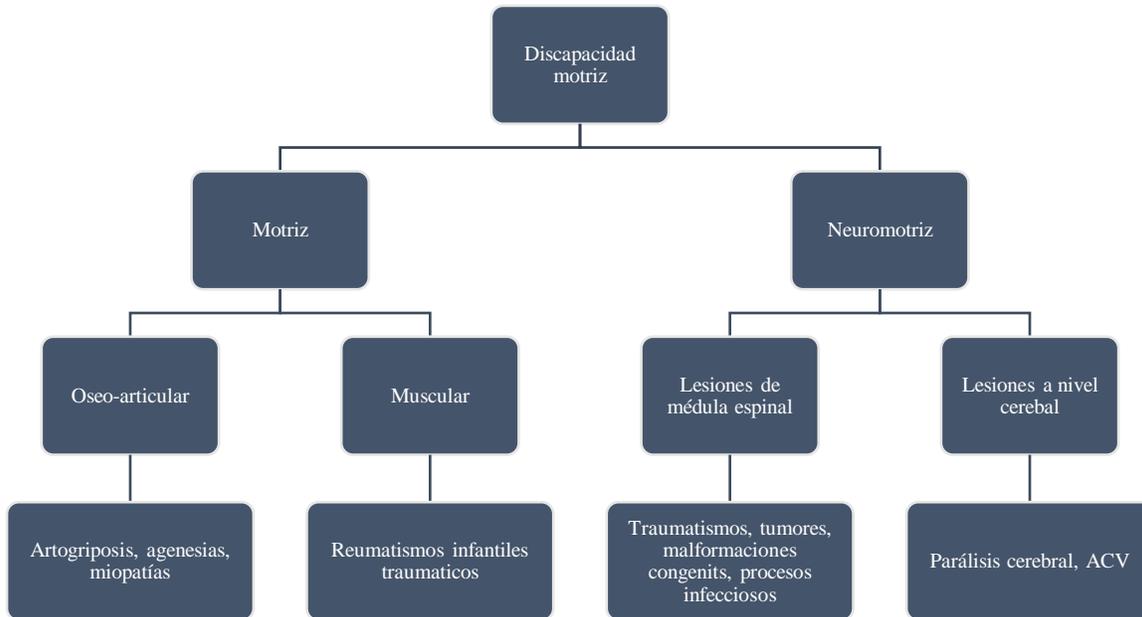


Figura 2.2. Características de la discapacidad motriz (figura generada de Santana, 2013).

En donde, las alteraciones en déficit motores después de un ACV pueden ser falta de coordinación, pérdida selectiva de movimientos, pérdida de control motor, y debilidad (Jiménez, 2020).

En particular, la hemiplejía, dentro de los déficits motores es uno de los problemas más frecuentes en el ACV. La hemiplejía es la pérdida de fuerza muscular en el rostro, brazo y/o pierna del lado contrario a la lesión cerebral. Para disminuir esta afectación “los miembros afectados deben recibir estimulación pasiva con el fin de sostener la movilidad articular, recuperar el control motriz, prevenir contracciones de los miembros paralizados, para que no haya más deterioro del sistema neuromuscular y estimular la circulación. También son importantes los ejercicios de flexibilidad, coordinación fuerza y equilibrio” (Jiménez, 2020).

Hablando específicamente de la discapacidad motriz de extremidades inferiores, enseguida se definen las articulaciones de las piernas o extremidades inferiores y sus rangos de movimiento. Las articulaciones son zonas de unión entre huesos o cartílagos que permiten el movimiento. Mientras que las articulaciones de la pierna son tres: cadera, rodilla y tobillo. La cadera permite realizar movimientos de extensión, flexión, abducción y aducción, y rotación; el rango promedio de movimiento es de 15° de extensión (hacia atrás) y entre 130° y 140° de flexión (ver Figura 2.3-a) (Hernández, 2008). Por su parte, la rodilla permite movimientos de extensión y flexión,

dependiendo de la flexibilidad de las personas puede ser flexionada hasta 155° , y se puede tener una hiperextensión de -10° (ver Figura 2.3-b). Por último, el tobillo tiene un ángulo máximo de dorsiflexión de 30° , y en la flexión plantar un ángulo máximo de 50° (ver Figura 2.3-c) (Hernández, 2008).

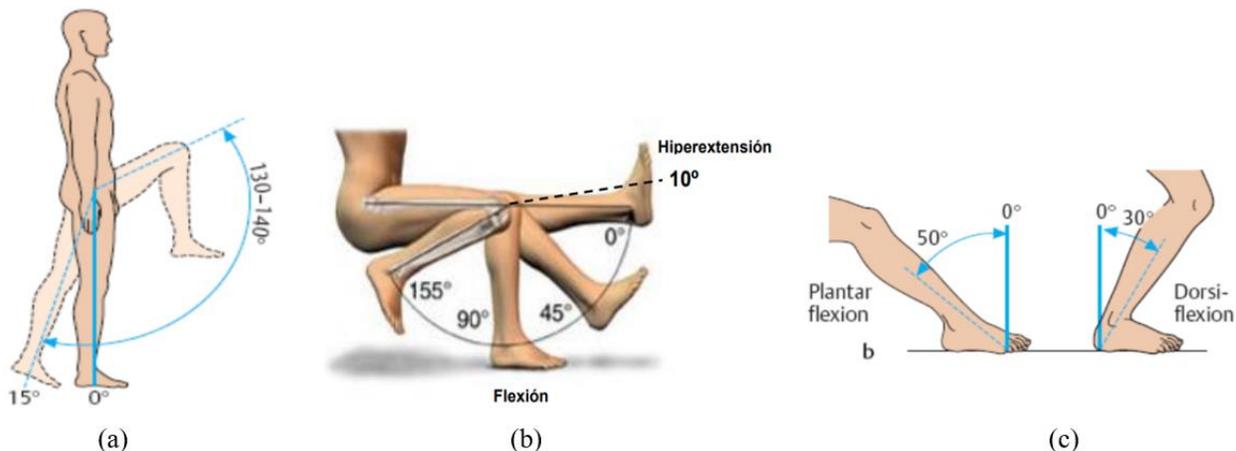


Figura 2.3. Rango de movimiento de: (a) cadera, (b) rodilla y (c) tobillo (figura tomada de Hernández, 2008).

2.3 Rehabilitación

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define rehabilitación como: “un conjunto de intervenciones encaminadas a optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en personas con afecciones de salud en la interacción con su entorno”. Según la OMS, a nivel mundial se estima que 2400 millones de personas tienen alguna afección de salud que puede beneficiarse con rehabilitación. Donde, las afecciones por las que se puede requerir de alguna rehabilitación son: lesión, intervención quirúrgica, enfermedad o por disminución de capacidades debido a la edad.

En particular las terapias de rehabilitación motriz, se pueden enfocar en tres áreas: fisioterapia, terapia ocupacional y tratamiento del dolor.

En los ACV los objetivos principales de la rehabilitación son: prevenir complicaciones, minimizar el déficit y conseguir la máxima funcionalidad en cada caso (Calleja, 2009).

2.4 Rehabilitación después de un ACV

La rehabilitación del ACV generalmente implica un proceso cíclico que implica:

1. Evaluación, para analizar y cuantificar las necesidades del paciente.
2. Establecer metas, para definir metas realistas y alcanzables para mejorar.
3. Intervención, para ayudar en el logro de metas.
4. Reevaluación, para evaluar el progreso con respecto a las metas acordadas.

El impedimento que es más reconocido causado por un accidente cerebrovascular es el impedimento motor, que restringe la función del movimiento muscular o la movilidad (Langhorne, 2011).

La Figura 2.4 muestra una clasificación de efecto del ACV en términos de patología (enfermedad o diagnóstico), deterioro (síntomas y signos), limitaciones de actividad (discapacidad) y restricción de participación (discapacidad) (Langhorne, 2011).

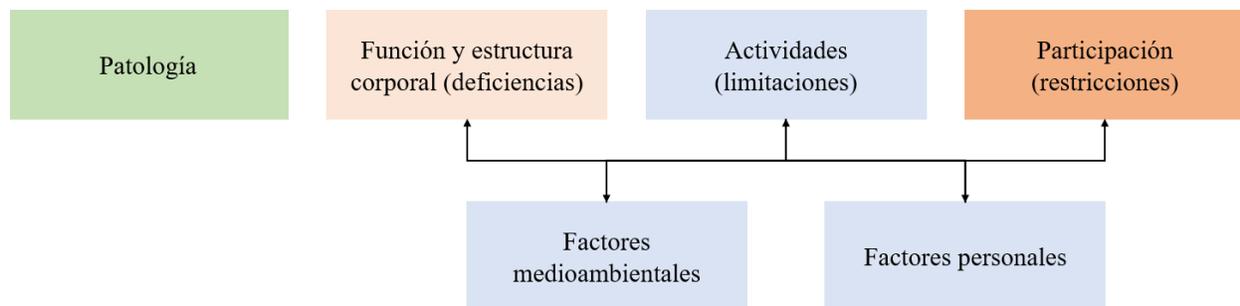


Figura 2.4. Clasificación internacional del marco de función, discapacidad y salud para el efecto del accidente cerebrovascular en un individuo (figura tomada de Langhorne, 2011).

La recuperación de un ACV es de naturaleza heterogénea, esto es, está sujeta a diferentes elementos y situaciones (Langhorne, 2011). El efecto a largo plazo del ACV está determinado por el sitio y el tamaño de la lesión inicial del ACV y por el grado de recuperación posterior. Cómo se puede observar en la Figura 2.5, el código de colores utilizado, es el patrón de recuperación.

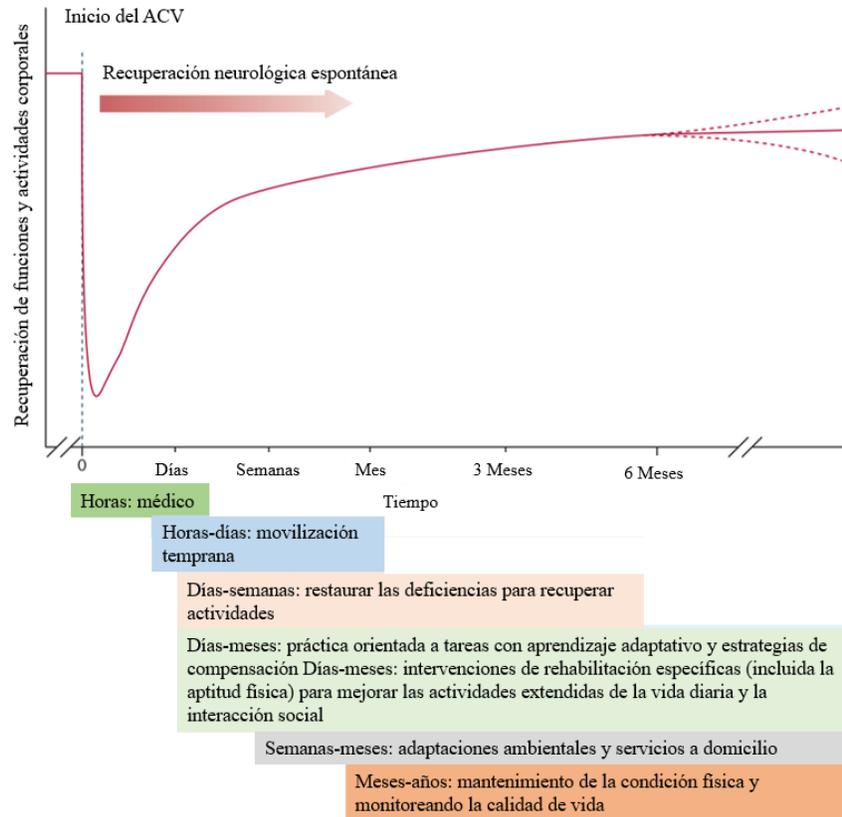


Figura 2.5. Patrón de recuperación después de un accidente cerebrovascular con el momento de las estrategias de intervención (figura tomada de Langhorne, 2011).

2.5 Tecnologías de asistencia y tecnologías de rehabilitación

Las tecnologías de asistencia se refieren a todos los servicios y sistemas que permiten llevar a las personas una vida sana, productiva, digna y llevar a cabo las actividades del día a día (OMS, 2018).

Por otro lado, las tecnologías en rehabilitación (TR) son aquellas que permiten a las personas que han sufrido alguna lesión o enfermedad a recuperar las funciones perdidas debido a estas afecciones. Para el desarrollo de las TR se requiere de investigación de principios científicos y de ingeniería, para conocer el cómo se desenvuelven las personas con discapacidad en la sociedad, encontrar las barreras con las que se enfrentan los pacientes en su vida diaria, y diseñar soluciones para que se puedan desempeñar con éxito en su medio ambiente (NIH, 2019-a).

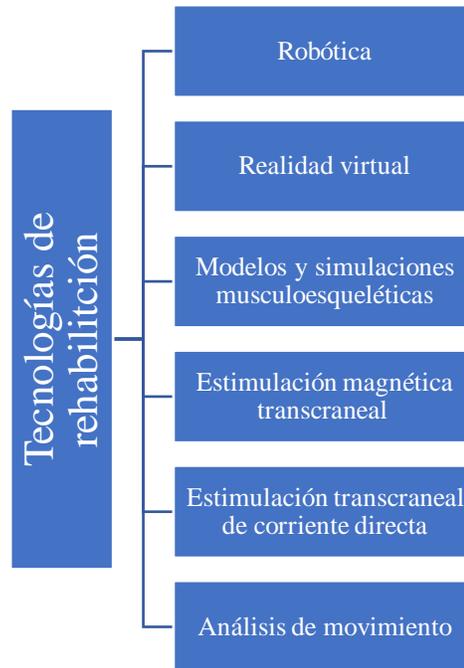


Figura 2.6. Clasificación de las TR (figura tomada de NIH, 2019-b).

2.6 Dispositivos de asistencia con movimiento pasivo continuo

Los dispositivos de asistencia mecatrónicos enfocados a rehabilitación apoyan a la recuperación de pacientes con secuelas de enfermedades o lesiones en algún lugar del cuerpo, donde para mayor comodidad y seguridad los dispositivos son adaptados anatómicamente al cuerpo del paciente (Burgar, 2000). Además, se ha comprobado que los dispositivos mecatrónicos son una herramienta que beneficia la recuperación del movimiento corporal (Hillman, 2004).

Los dispositivos con movimiento pasivo continuo (CPM, por sus siglas en inglés) facilitan la rehabilitación de pacientes en miembros superiores e inferiores, ya que realizan los movimientos terapéuticos de forma uniforme en desplazamiento y velocidad (O'Driscoll, 2000).

De acuerdo a Takahasi (2008) una de las tecnologías prometedoras para mejorar los procesos de rehabilitación motriz, es el uso de dispositivos de asistencia con CPM, ya que estos permiten realizar movimientos uniformes, con una velocidad constante.

2.7 Resumen del capítulo

En este capítulo se dieron a conocer las características del ACV, cual es la patología en la que se delimitó en este trabajo de investigación. También, se habló sobre las secuelas que sufren los pacientes después de sufrir un ACV y los elementos involucrados en el proceso de rehabilitación.

Por último, se menciona una clasificación de tecnologías de rehabilitación y los dispositivos de movimiento continuo.

En el siguiente capítulo se describen los trabajos relacionados encontrados en la literatura y también dispositivos comerciales.

CAPÍTULO 3

TRABAJO RELACIONADO

En este capítulo, se presentan dispositivos de asistencia relacionados al propuesto en este trabajo de tesis.

3.1 Dispositivos encontrados en la literatura

En Sakaki et. al, (1999), se propone un dispositivo diseñado para personas espásticas, denominada TEM, Este dispositivo se enfoca al movimiento cadera y rodilla en el plano sagital, mientras el paciente se encuentra acostado en una cama. En la validación del dispositivo, después de realizar pruebas con 6 pacientes espásticos, se concluyó que su dispositivo podría tener efectos benéficos en la espasticidad (ver Figura 3.1).



Figura 3.1. TEM: Therapeutic Exercise Machine (figura tomada de Sakaki, et al. 1999).

Por su parte, Moughamir, et al. (2001), se presenta Multi-ISO una tecnología de rehabilitación para miembros inferiores, específicamente para realizar movimientos de flexión y

extensión de la rodilla. En el desarrollo del dispositivo, se consideraron las necesidades y el estado físico del usuario. Por último, en la evaluación se consideró la comodidad, sensaciones, fatiga, y condición cardíaca (ver Figura 3.2).

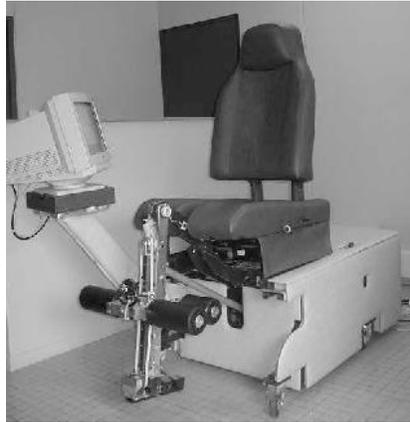


Figura 3.2. Multi-ISO (figura tomada de Moughamir, et al. 2001).

Además, en Homma (2004) se presenta un sistema de rehabilitación para miembros inferiores con dos grados de libertad. Los movimientos articulares que se pueden realizar con el dispositivo son flexión y extensión de rodilla, mientras que para la cadera son la flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa (ver Figura 3.3).

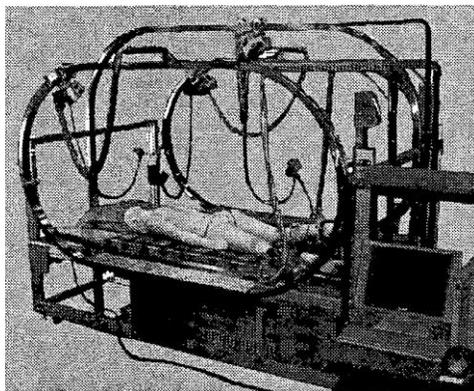


Figura 3.3. Sistema para rehabilitación de extremidades inferiores (figura tomada de Homma, 2004).

En Metrailler, et. al. (2006), se propone un prototipo llamado "MotionMaker" con el objetivo de rehabilitar miembros inferiores. Este sistema cuenta con 3 grados de libertad y puede

mover la cadera, rodilla y tobillo del paciente, además, permite realizar el movimiento con una o las dos piernas a la vez (ver Figura 3.4).



Figura 3.4. MotionMaker sistema de 3GDL (figura tomada de Metrailler, et al. 2006).

En Bradley (2009), se introduce un dispositivo de rehabilitación que utiliza pistones neumáticos. El dispositivo llamado “NeXOS”, permite la flexión y extensión de la cadera y rodilla (ver Figura 3.5).

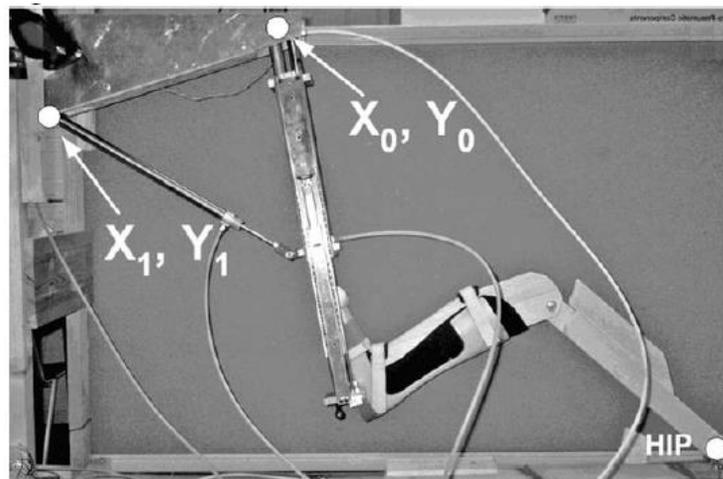


Figura 3.5. Prototipo NeXOS (figura tomada de Bradley, et al. 2009).

Por su parte, en Akdogan (2011) se desarrolló un dispositivo con controles inteligentes cuyos movimientos son de flexión-extensión y abducción-aducción para cadera y flexión-extensión para rodilla. El modelo matemático de este sistema es de un péndulo invertido simple (ver Figura 3.6).

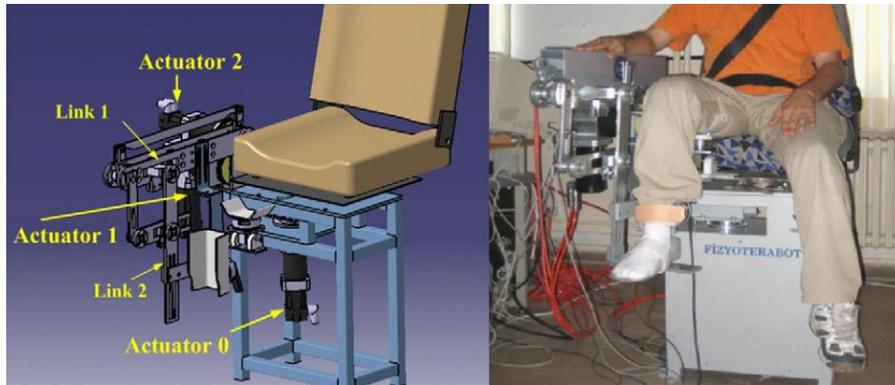


Figura 3.6. Physiotherobot: dispositivo para rehabilitación de cadera y rodilla derecha (figura tomada de Akdogan, 2011).

En Zhang y Li (2010) se propone un mecanismo pasivo para rehabilitación de cuatro grados de libertad. Por su parte en Guzman, et al. (2013) se diseña un mecanismo con cinco grados de libertad, con el que realizan movimientos combinados que permiten movimientos circulares en las extremidades inferiores.

Además, en Kawasaki (2017), se presentó el desarrollo de un dispositivo capaz de acoplarse a una ortesis convencional de rodilla, tobillo y pie. El objetivo del dispositivo es ayudar a los movimientos de flexión y extensión de la articulación de la rodilla (ver Figura 3.7). En este mismo año, en Marghi (2017), propone un sistema de terapia de espejo robótico controlado por interfaz cerebro computadora para la recuperación de las extremidades inferiores después de un accidente cerebrovascular, utilizando un robot de dos grados de libertad.



Figura 3.7. Robot-KAFO (figura tomada de Shihomi, 2017).

En Yang (2019), se presentó un diseño y análisis cinemático de un robot de rehabilitación para cintura y extremidades inferiores, basado en la biomecánica humana y en el uso de 4 motores.

Por su parte, en Nicholson-Smith, et. al. (2020), se presenta un robot de rehabilitación a distancia para extremidades inferiores y superiores (ver Figura 3.8). El dispositivo opera en forma asistida, donde guía al paciente durante la terapia; o resistiva, oponiéndose al movimiento que debe realizar el usuario, provocando una actuación adicional de los músculos.

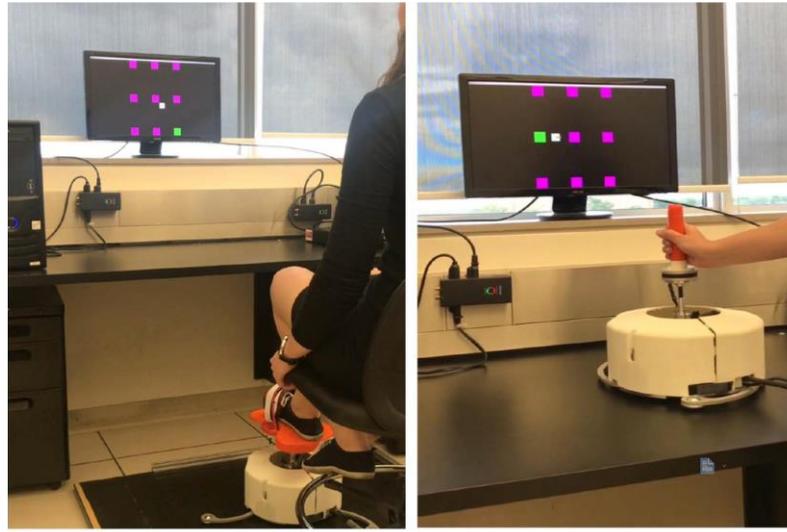


Figura 3.8. Robot desarrollado por Nicholson-Smith (2020).

Por último, en Dawson-Elli y Adamczyk (2020), se presenta NOTTABIKE, que es un dispositivo de rehabilitación de un grado de libertad, cuenta como una plataforma con una bicicleta reciclada (ver Figura 3.9).



Figura 3.9. NOTTABIKE (figura tomada de Dawson-Elli y Adamczyk, 2020).

3.2 Dispositivos comerciales

Kinetec Spectra es un dispositivo programable, que permite el ajuste digital del tiempo de calentamiento, la fuerza, tiempo de sesión, rango de movimiento (ROM), pausas (ver Figura 3.10). Además, tiene un ROM de -10° a 120° de flexión, con velocidades de $45^{\circ}/\text{minuto}$ a $155^{\circ}/\text{minuto}$, y es ajustable para pediatría o adultos (Kinetec, 2019).



Figura 3.10. Máquina CPM de rehabilitación de rodilla -Kinetec Spectra (figura tomada de Kinetec, 2019).

Kinetec Breva es un dispositivo programable para tobillo. Tiene un ROM de flexión plantar a 40° hasta dorsiflexión a 30° , velocidad: desde 50° a 150° por minuto, con posibilidad de bloquear el ajuste de los parámetros (ver Figura 3.11). El paciente puede parar y retroceder el movimiento en cualquier momento (Kinetec, 2017).



Figura 3.11. Máquina CPM de rehabilitación de tobillo-Kinetec Breva (figura tomada de Kinetec, 2017).

El ejercitador Ortoped 4060, fue presentado en 2013, su rango de movimiento es de -10° a 120° , con velocidad de $30^{\circ}/\text{minuto}$ a $130^{\circ}/\text{minuto}$ y tiempos de demora en extensión y flexión (ver Figura 3.12). El dispositivo puede ajustar velocidad, tiempo y demora de extensión y flexión, ajustable para uso pediátrico y para adultos (InnovaMédica, 2018).



Figura 3.12. Ejercitador CPM para miembros inferiores ORTOMED 4060 (figura tomada de InnovaMédica, 2018).

CPMotion en su modelo más avanzado cuenta con movimiento para las tres articulaciones de la pierna, con extensión y flexión de rodilla (ver Figura 3.13). El dispositivo soporta un ROM de -10 a 123 , y de -25 a 40 en tobillo, permite ajuste del ángulo límite del paciente en tiempo real, y aunque no especifican velocidades de movimiento si se menciona que esta puede ajustarse (BTL, 2016).



Figura 3.13. CPMotion de BTL Industries (figura tomada de BTL, 2016).

La compañía Medical Premium (2016) ofrece dispositivos de rehabilitación sólo para renta. El primer dispositivo es un movilizador pasivo de rodilla con pedal para 2 piernas (ver Figura 3.14 -a), y el otro movilizador pasivo rodilla (ver Figura 3.14 -b). El dispositivo de rodilla con pedal

fue desarrollado para terapia activa y pasiva, donde el ROM de la rodilla es de -15° a 120° , y regula la resistencia al movimiento (MedicalPremium, 2017). El dispositivo de rodilla cuenta con un ROM de -5° a 115° , velocidad de 30° a 160° por minuto, con 6 niveles de fuerza (Medical Premium, 2016).



Figura 3.14. Dispositivos CPM de Medical Premium (figura tomada de Medical Premium, 2016, 2017).

En la Tabla 3.1 se muestran las características más relevantes de los dispositivos comerciales de movimiento pasivo para extremidades inferiores.

Tabla 3.1. Características relevantes de dispositivos comerciales de movimiento pasivo para extremidades inferiores.

Equipos	Kinetec Spectra	Kinetec Breva	Ortomed 4060	BTL-Cpmotion k elite	Medical Premium Knee CPM
Área de extremidad	Rodilla	Tobillo	Rodilla y cadera	Rodilla y tobillo	Rodilla
ROM	-10 a 120°	0 a 100°	-10 a 120°	-10° a 123°	-5° a 110°
Movimiento (pasivo o activo)	Pasivo	Pasivo	Pasivo	Pasivo	Pasivo
Tipo de terapia (unilateral o bilateral)	Unilateral	Unilateral	Unilateral	Unilateral	Unilateral
Velocidad	45° a 155° por minuto	150° a 440° por minuto	30° a 130° por minuto	Ajustable	30° a 160° por minuto
Ajuste de parámetros en tiempo real	No	No	No	Sí	No
Interfaz de usuario	Control remoto digital	Control remoto digital	Control remoto digital	Control remoto con pantalla táctil	Control remoto digital

En la anterior tabla se muestran elementos relevantes que fueron considerados para el diseño del dispositivo presentado en este trabajo de investigación en el capítulo 4.

3.3 Resumen del capítulo

En el presente capítulo se describen brevemente tecnologías de asistencia y sistemas de rehabilitación extraídos de la literatura enfocados a la movilidad de miembros inferiores. Estos dispositivos dedicados a rodilla y tobillo y además se denota el hecho de que algunos dispositivos involucran las dos extremidades inferiores como es el caso de NOTTABIKE. Por último, se describen brevemente las características de dispositivos de asistencia comerciales enfocados a la rehabilitación de extremidades inferiores.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE MOVELEG

En este capítulo se expone el proceso de diseño de las diferentes áreas que componen el dispositivo de asistencia para rehabilitación motriz de extremidades inferiores, al que se llamó MoveLeg. Primero, se describen las sesiones de diseño realizadas con especialistas en el aspecto médico. Se discuten los resultados que se obtuvieron en cada sesión, de las entrevistas realizadas a especialistas y cómo este análisis se tradujo en un avance en el diseño del DA MoveLeg. Finalmente se muestra el diseño mecánico, eléctrico y de software del dispositivo.

4.1 Diseño participativo

Con el fin de diseñar MoveLeg como un DA que cubriera las necesidades de los usuarios y características necesarias para su funcionamiento se optó por realizar un diseño centrado en el usuario (Rogers, et al. 2019).

4.1.1 Primera sesión de diseño participativo

Como parte inicial del diseño participativo se preparó una entrevista en diferentes centros que contaban con un área de rehabilitación con personal médico especializado en el área de rehabilitación física. Se realizó una sesión de diseño por centro debido a la disponibilidad del personal, la entrevista fue en sitio y de manera individual. En cada sesión se utilizó un cuestionario semiestructurado de 89 preguntas sobre las características de los pacientes que atienden, las herramientas y tecnologías que utilizan en sesiones de terapia. El promedio de duración de cada entrevista fue de aproximadamente 30 min. De cada entrevista se grabó el audio con la finalidad de recopilar la información obtenida.

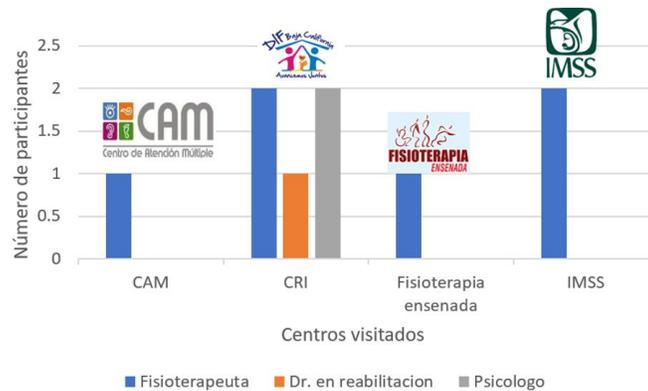


Figura 4.1. Recopilación de especialistas clínicos entrevistados por centro en la primera iteración de diseño participativo.

Los centros que se visitaron fueron CAM (Centro de Atención Múltiple), CRI (Centro de Rehabilitación Integral), Fisioterapia Ensenada y el área de rehabilitación del IMSS (Instituto Mexicano del Seguro Social), entre el personal calificado que se entrevistó se encontraron un doctor en rehabilitación, fisioterapeutas y psicólogos (ver Figura 4.1). La edad de los especialistas se encontraba entre los 26 a 60 años edad, el doctor en rehabilitación menciono tener 35 años de experiencia y el promedio de los fisioterapeutas era de 10 años aproximadamente. La mayoría de los especialistas mencionaron tratar en su mayoría a pacientes de la tercera edad.

4.1.1.1 Resultados obtenidos de la primera sesión de diseño participativo

En los centros que fueron visitados para esta primera entrevista, se identificó la escasez de dispositivos de asistencia debido a que estos centros impartían sesiones de terapia haciendo una amplia variedad de ejercicios sin instrumentos y otros pocos utilizando herramientas como lo son escaleras con pasamanos, bicicletas estacionarias, colchonetas, barras paralelas, etc. Debido a esto, los especialistas clínicos estaban de acuerdo en el diseño y desarrollo de un DA que apoye a la REIs. También se encontró que la mayoría de los pacientes que asistían a estos centros eran adultos mayores.

Como resultado de la entrevista realizada como primera sesión de diseño participativo, se identificaron los primeros elementos de diseño que se incorporarían a la primera versión de diseño. Los elementos de diseño se enlistan a continuación:

- Enfocar el dispositivo a una patología en concreto.
- Resguardar la seguridad del paciente.
- Tomar en consideración la comodidad del paciente.
- Integrar niveles de movimiento que se puedan ajustar a la condición del paciente.
- Un dispositivo configurable.
- Fácil de aprender para el paciente y el fisioterapeuta.
- El dispositivo debe hacer estimulante la terapia para el paciente.

Con base a estos elementos de diseño y el punto de vista de los especialistas, se logró acotar el trabajo de investigación presentado aquí y guiar hacia una dirección específica el diseño del dispositivo MoveLeg, enfocándolo como un DA que se encargaría de movilizar el miembro afectado del paciente con movimientos de flexión y estiramiento. El DA iría enfocado a pacientes mayores de edad que hayan sufrido un ACV y requirieran apoyo para rehabilitar una extremidad inferior. Algunos elementos de diseño más específicos identificados en esta primera iteración de diseño participativo al enfoque que tomó el diseño de MoveLeg se enlistan a continuación:

- Mover de manera pasiva la extremidad inferior.
- Sujetar las extremidades de manera cómoda dando enfoque a la seguridad y comodidad.
- El dispositivo debe ser robusto y durable para soportar uso continuo.
- El dispositivo debe contar con elementos mecánicos y electrónicos configurables para un uso más personalizado con la diversidad de pacientes.

4.1.2 Segunda sesión de diseño participativo

Se preparó una segunda sesión de diseño participativo en los centros visitados con anterioridad. Para ello se generó de igual forma una entrevista, en la cual se utilizó un cuestionario semiestructurado de 10 preguntas más relacionadas al centro de salud, los pacientes que tratan con una patología en concreto (ACV) y los instrumentos que utilizan y, además, 4 preguntas enfocadas al prototipo que se les mostró. Los centros que se visitaron en esta segunda sesión fueron CRI (Centro de Rehabilitación Integral), Fisioterapia Ensenada y el área de rehabilitación del IMSS (Instituto Mexicano del Seguro Social) pero en esta ocasión más enfocada a fisioterapeutas y doctores en rehabilitación (ver Figura 4.2) con la finalidad de poder identificar más ED que favorecieran el diseño del DA MoveLeg.

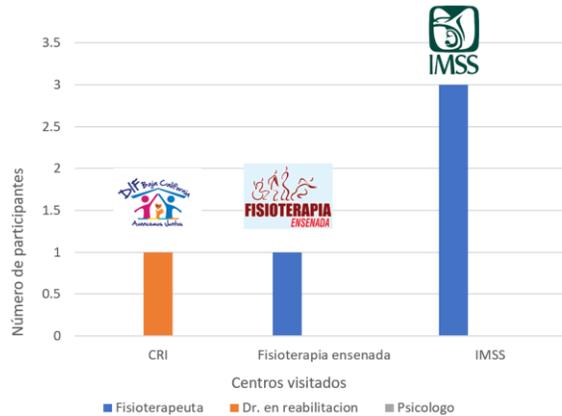


Figura 4.2. Recopilación de especialistas clínicos entrevistados por centro en la segunda iteración de diseño participativo.

En esta segunda sesión se les presentó a los especialistas clínicos los ED identificados de la sesión anterior preguntando su opinión sobre su inclusión en el diseño y desarrollo del dispositivo, inclusive dar paso a identificar más ED que no se hayan tomado en cuenta. La edad promedio de los fisioterapeutas entrevistados se encontraba entre los 26 y 32 años de edad y una experiencia promedio de 10 años. En la entrevista se mencionó que estaría relacionada a pacientes que ellos traten o hallan tratado y que hayan sufrido un ACV.

También, se les mostró a los especialistas una idea sobre la inclusión de una interfaz gráfica y una base de datos.

Además, se les explicó a los especialistas que tomando en consideración los ED “un dispositivo configurable” y “el dispositivo debe hacer estimulante la terapia para el paciente” identificados en la primera iteración de diseño participativo, se pensó en una interfaz de usuario que sirviera tanto para el paciente como para el fisioterapeuta, mostrando datos importantes de la terapia en tiempo real (ver Figura 4.3).

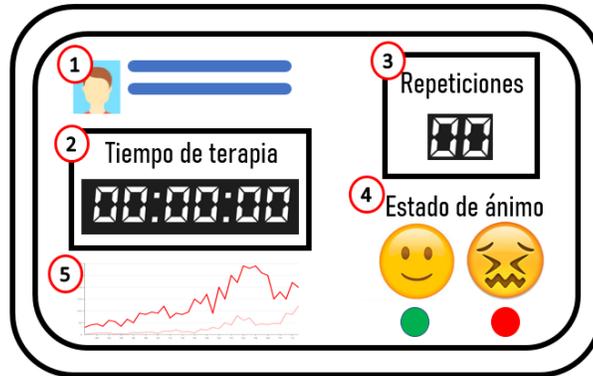


Figura 4.3. Diseño de una interfaz gráfica simulada en una pantalla que muestra el progreso de la terapia en tiempo real.

Se propuso utilizar una pantalla externa al dispositivo que mostraría una interfaz de usuario con los datos en tiempo real de la sesión de terapia como se muestra en la Figura 4.3. Los puntos clave considerados a mostrarse durante la sesión se enumeran del 1 al 5, y se describen a continuación:

1. Datos del paciente como su ID, nombre, etc.
2. El tiempo que ha transcurrido desde que inicio la terapia.
3. El número de repeticiones que ha realizado de manera exitosa.
4. El estado de ánimo del paciente durante la sesión de terapia.
5. Datos sobre la terapia como ángulos de flexión, velocidad y desplazamiento.

Nombre del paciente	Edad	Extremidad con discapacidad	Distancia de cadera-rodilla	Distancia de rodilla-tobillo	Ángulo de flexión de cadera	Ángulo de flexión de rodilla	Ángulo de flexión de tobillo
Juan	62 años	Derecha	47 cm	45 cm	35°	89°	60°

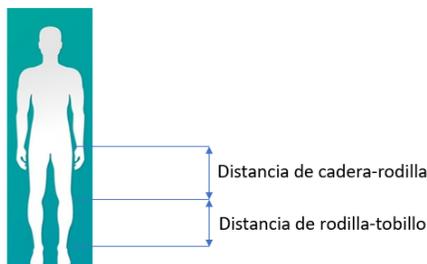


Figura 4.4. Diseño de una página de configuración de perfil de un paciente de una base de datos simulada.

También se planteó el uso de una base de datos donde se recolecten todos los datos del paciente y se guarden los datos de las sesiones que realizará en una base de datos (ver Figura 4.4).

En la Figura 4.4 se puede apreciar una página de configuración de perfil para registrar a un paciente que utilice el dispositivo MoveLeg, lo cual sería parte de una base de datos donde se guarden los datos de los usuarios como lo son el nombre, edad, extremidad afectada, medidas antropométricas y ángulos. También, se consideró el guardar registro de todas las sesiones realizadas por el paciente.

4.1.2.1 Resultados obtenidos de la segunda sesión de diseño participativo

Como resultado de la entrevista realizada en esta segunda sesión de diseño participativo, se pudieron identificar algunos ED por parte de recomendaciones de la experiencia de los especialistas clínicos. Además, características que consideraban que se debían incluir en el dispositivo a diseñar, por tal motivo los ED identificados eran más específicos al DA MoveLeg. Los ED se enlistan a continuación:

- Un DA de tamaño reducido para un fácil manejo.
- El DA debe considerar el rango de tamaño de las extremidades de la población de pacientes.
- Pacientes que hayan sufrido un ACV desarrollaron hipersensibilidad en sus extremidades, por lo cual las sujeciones de las extremidades deben ser cómodas para no causar dolor al paciente.
- Un dispositivo que sea capaz de replicar la marcha con movimientos simétricos y asimétricos.
- El dispositivo debe ser capaz de movilizar todas las articulaciones de la extremidad inferior con afectación del paciente.
- El dispositivo debe ser considerar los ángulos máximos y mínimos de movilidad de las articulaciones de una extremidad inferior sana.

Con base a los ED identificados en la primera y segunda sesión de diseño participativo junto a un estudio bibliográfico, se realizó la primera versión de diseño de MoveLeg haciendo uso del software SolidWorks (ver Figura 4.5).

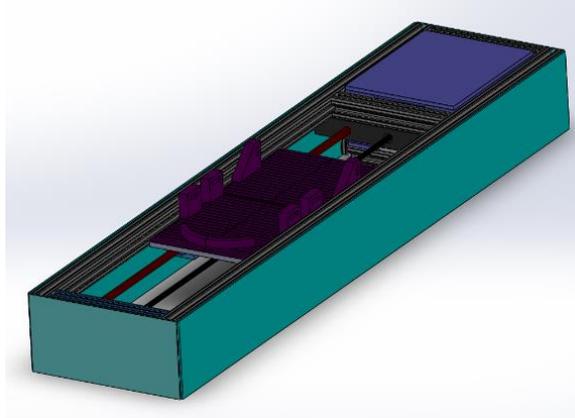


Figura 4.5. Primera versión de dispositivo MoveLeg en vista isométrica modelado en SolidWorks.

Esta versión inicial del dispositivo MoveLeg, se desarrolló pensando que en que el paciente lo utilizaría sentado en una silla y con los dispositivos a la altura del suelo (ver Figura 4.6). El pie del paciente se sujetaría a una plantilla con cintas que le sujetarían la extremidad y esta plantilla se deslizaría en línea recta hacia enfrente y atrás flexionando y estirando las articulaciones de la extremidad (ver Figura 4.7).



Figura 4.6. Representación de la implementación de dos dispositivos. (a) Dispositivo imitador y (b) dispositivo guía.

Partiendo de un ED “Un dispositivo que sea capaz de replicar la marcha con movimientos simétricos y asimétricos” se consideró el implementar dos dispositivos (ver Figura 4.6) que emularían una terapia tipo espejo, siendo estos el dispositivo (a) el imitador y (b) el guía.

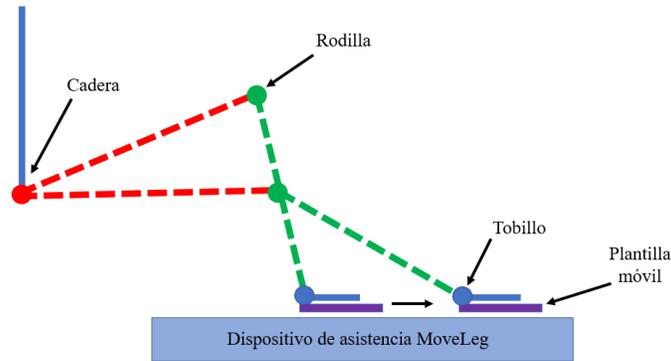


Figura 4.7. Representación de articulaciones y movimiento de la extremidad inferior en diseño inicial de MoveLeg.

La finalidad de implementar estos dos dispositivos fue la de tratar de replicar el movimiento natural de la persona a partir de la medición del movimiento como desplazamiento, velocidad y ángulos de flexión realizados por la extremidad inferior sana de la persona y replicando estos parámetros con un porcentaje disminuido en la extremidad inferior afectada del paciente. De esta manera, se emularía una terapia tipo espejo y tener la probabilidad de replicar un movimiento simétrico y asimétrico en caso de ser requerido por la terapia del paciente. Donde de la Figura 4.6, el dispositivo imitador (a) es el asignado a la extremidad inferior afectada y el dispositivo guía (b) es el encargado de la extremidad inferior sana del paciente. Un beneficio que se debería recalcar de un dispositivo doble y móvil es que se podrá ajustar a las dos extremidades inferiores pudiendo ser intercambiados los dispositivos de derecha a izquierda.

Hasta este punto del diseño la función del dispositivo (ver Figura 4.6-a) sería la de movilizar la extremidad inferior afectada del paciente con parámetros de velocidad, desplazamiento y ángulos de flexión obtenidos desde el dispositivo (ver Figura 4.6-b) pero disminuidos en porcentaje que determine el fisioterapeuta.

La función del dispositivo guía sería la de medir (senzar) parámetros del movimiento realizado por la extremidad inferior sana, que en este caso se consideraría como el movimiento natural que deberían desempeñar ambas extremidades.

4.1.3 Tercera sesión de diseño participativo

Pensando en involucrar de manera más activa en el diseño de MoveLeg a los especialistas clínicos, se preparó una tercera sesión de diseño participativo con la finalidad de mostrarles el diseño inicial de MoveLeg (ver Figura 4.5). Además, que nos pudieran ayudar brindándonos su punto de vista para que se ajuste más a las necesidades tanto del fisioterapeuta y el paciente y así poder asegurar que el dispositivo se pueda utilizar y sea funcional. Debido a la disponibilidad de los especialistas clínicos, sólo se pudo visitar un centro en esta ocasión, para ello, se preparó una entrevista en el centro de rehabilitación del IMSS a detalle sobre mejoras que se podrían implementar al diseño que se les mostraría. Se entrevistaron dos especialistas con diez años de experiencia en promedio.

4.1.3.1 Resultados obtenidos de la tercera sesión de diseño participativo

Los resultados obtenidos de esta tercera sesión de diseño se traducen en una lista de modificaciones del diseño que se les mostró a los y las fisioterapeutas y otra de ED necesarios que se identificaron para un mejor funcionamiento del DA MoveLeg, y que así se pudiera ajustar mejor a las necesidades del paciente. Las recomendaciones que dieron los y las fisioterapeutas se enlistan a continuación:

1. Cuando un paciente ha sufrido un ACV desde el primer día y hasta los siguientes 3 meses los pasará acostado en cama, por lo cual, el DA debe de poder ser ligero, de un tamaño relativamente reducido y debe poderse ajustar en espacio a la cama donde se encuentre el paciente.
2. Por seguridad, un DA debe contar con un botón de paro de emergencia al alcance del fisioterapeuta y el paciente.
3. Incluir un sistema que ponga resistencia al movimiento del paciente.
4. Agregar al DA una modalidad en la que sensores monitoreen la fuerza que aplica el paciente con su extremidad inferior afectada.
5. Agregar el uso de una escala médica para medir el progreso del paciente.

A partir de las recomendaciones mencionadas anteriormente, se identificaron ED que resultaban necesarios de incluir en el diseño de MoveLeg y se enlistan a continuación:

- Un DA de asistencia para rehabilitación de EIs de pacientes que han sufrido un ACV requiere ser ligero, de un tamaño que se ajuste a los pacientes que va dirigido y debe poderse utilizar en cama.
- La repetibilidad de un DA requiere tener un porcentaje de error bajo.
- Un DA que movilice extremidades del paciente requiere contar con un botón de paro de emergencia por seguridad.

Como se mostró, en cada una de las sesiones de diseño participativo se identificaron una gran variedad de ED que, mediante un análisis, mostraban similitudes. Por lo tanto, se organizaron por categorías como lo son seguridad, ergonomía, funcionalidad, diseño y adaptabilidad (ver Tabla 4.1).

Tabla 4.1. ED ordenados por categorías obtenidos en las tres sesiones de diseño participativo.

Seguridad	Sujetar las extremidades de manera cómoda.
	Incluir sensores límite en el dispositivo.
	Incluir límites mecánicos en el dispositivo.
	Necesario un botón de paro de emergencia.
Ergonomía	Considerar la comodidad del paciente.
	Considerar rango de medidas de los pacientes.
	Sujeciones de las extremidades deben ser cómodas.
Diseño	Dispositivo de tamaño reducido.
	Dispositivo robusto y durable para soportar uso continuo.
	Dispositivo enfocado a ser utilizado en cama recostado.
Funcionalidad	Enfocar el dispositivo a una patología.
	Un dispositivo que sea capaz de replicar la marcha.
	Dispositivo con opción de movimiento simétrico y asimétrico.
	Mover de manera pasiva la extremidad inferior.
Adaptabilidad	Integrar niveles de movimiento.
	Configurable en parámetros de uso.
	Configurable en parámetros de velocidad, flexión de ángulos y desplazamiento.

Como resultado de utilizar estos ED, las sugerencias de los fisioterapeutas y el análisis de la literatura se logró concretar un diseño de MoveLeg enfocado a cubrir las necesidades de los pacientes y su cometido como DA. En este diseño se continuó con la idea de dos dispositivos por un lado el guía y por el otro el imitador. Además, se descartó la idea del movimiento de patinete y se realizó un diseño parecido a movilizadores pasivos comerciales enfocados a extremidades inferiores.

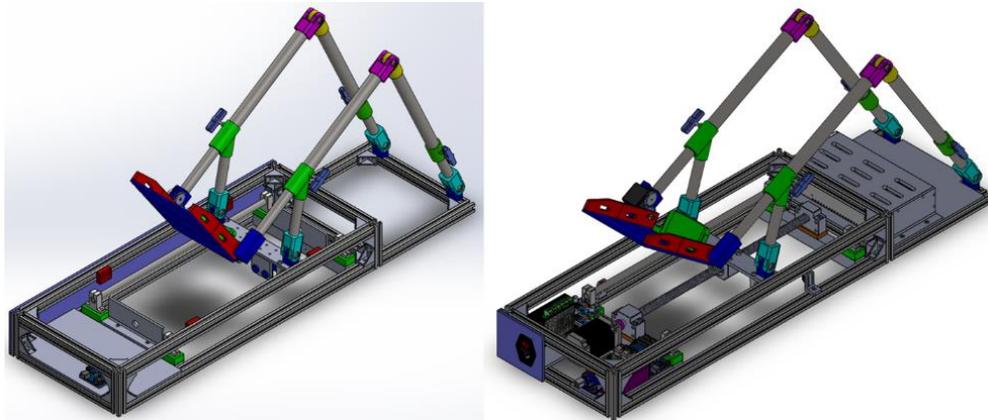


Figura 4.6. Diseño del dispositivo MoveLeg: (izquierda) dispositivo guía y (derecha) dispositivo imitador.

4.2 Diseño del dispositivo

Una vez seleccionado el dispositivo a desarrollar y acotado sus elementos, se procedió a realizar el diseño del dispositivo. El dispositivo tiene dos usuarios, uno es el fisioterapeuta el cual puede agregar pacientes y sus datos, generar sesiones de terapia y consultar información de las sesiones realizadas por los pacientes. El otro usuario es el paciente, el cual tiene una mayor interacción con el dispositivo, debido a que el paciente hará ejercicio con ambas extremidades inferiores durante la sesión de terapia.

Para el apartado de software el dispositivo requirió de un sistema operativo, dos plataformas de programación y una base de datos para guardar información relevante de las sesiones de terapia.

El diseño del dispositivo se realizó en 4 partes: 1) diseño mecánico, 2) diseño eléctrico, 3) diseño de software, y por último 4) la integración de todas las partes. En la integración se presenta la arquitectura del dispositivo propuesto.

4.2.1 Diseño mecánico

4.2.1.1 Sistemas de movimiento lineal

La tarea principal del dispositivo imitador es la de mover el pie del paciente en línea recta. Por lo cual, se puede denominar al dispositivo imitador como una máquina la cual produce un movimiento lineal y por lo tanto el dispositivo debe de contar con elementos mecánicos que produzcan un movimiento lineal.

Para ocasionar el movimiento de flexión y extensión rodilla, tobillo y cadera para la rehabilitación del paciente, se requiere de posicionar adecuadamente el pie del paciente sobre el mecanismo de movimiento lineal.

Para la selección del sistema de movimiento lineal se consideraron diversos aspectos tales como:

- Precisión.
- Accesibilidad.
- Precio.
- Durabilidad.
- Tamaño y peso.

Por lo anterior, en la Tabla 4.2 se muestran 3 tipos de sistema de movimiento lineal. Se realizó un análisis de los 3 sistemas referente a sus ventajas y desventajas. También, se consideró el precio y accesibilidad de los componentes ya que estos factores se volvieron clave al considerar elaborar un dispositivo de bajo costo.

Se propuso utilizar un kit de un husillo de 16mm de diámetro con tuerca de bolas, chumaceras acordes a las dimensiones del tornillo, carcasa de la tuerca entre otros componentes (ver Figura 4.9). Las dimensiones se ajustaron al diseño de dispositivo propuesto.

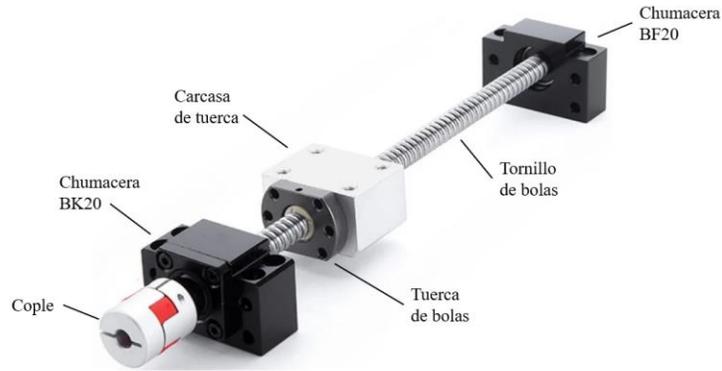


Figura 4.7. Kit de husillo de 16mm con chumaceras.

Tabla 4.2. Características de sistemas de movimiento lineal.

Mecanismo	Ventajas	Desventajas	Figura
Correa de transmisión	<ul style="list-style-type: none"> - Bajo costo - No necesita lubricación 	<ul style="list-style-type: none"> - Posibilidad de deslizamiento en la transmisión - Perdidas de potencia 	
Piñón y cremallera	<ul style="list-style-type: none"> - Transmite potencias elevadas - Transmisión suave y con precisión 	<ul style="list-style-type: none"> - Elevado costo - Necesidad de lubricación constante 	
Tornillo de potencia y tuerca con bolas	<ul style="list-style-type: none"> - Reducción de fricción - Precisión de posición 	<ul style="list-style-type: none"> - Difícil maquinado - Bajo rendimiento en etapas de reducción 	

La tuerca de bolas seleccionada es del tipo deflector con el cual las bolas en su interior realizan un movimiento dentro de la tuerca de cambio de posición y retorno que completan un movimiento infinito (ver Figura 4.10).

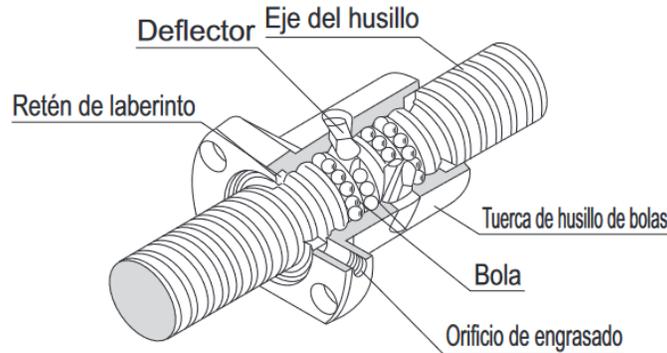


Figura 4.8. Ejemplo de estructura de tuerca de bolas sencilla.

Uno de los factores predominantes en el diseño del dispositivo es la velocidad a la que se tiene que desplazar la tuerca del husillo, ya que está es la que se encarga de mover la pierna de la persona.

Para realizar el cálculo de la velocidad, se elaboró una investigación sobre la velocidad a la que trabajaban equipos similares a MoveLeg. Se encontraron datos dispersos debido a que estos dispositivos solo manejan niveles del 1 al 5 en general (Kinetec, 2019).

Cabe mencionar que estos dispositivos, manejan velocidad angular a la que hacen estirar o flexionar la rodilla. El diseño propuesto se basó en una velocidad angular de 45 grados en un minuto como velocidad mínima (Kinetec, 2019).

Con base en estimaciones sobre la distancia lineal efectiva en la que se desplazará la tuerca de bolas en el recorrido del tornillo, se estimó una distancia de 40 centímetros entre el punto B al punto A, esto debido a la colocación de sensores límite y limitaciones mecánicas.

De igual manera se consideró un ángulo mínimo (o de flexión) de 75 grados y un ángulo máximo (o de estiramiento) de 115 grados (ver Figura 4.11).

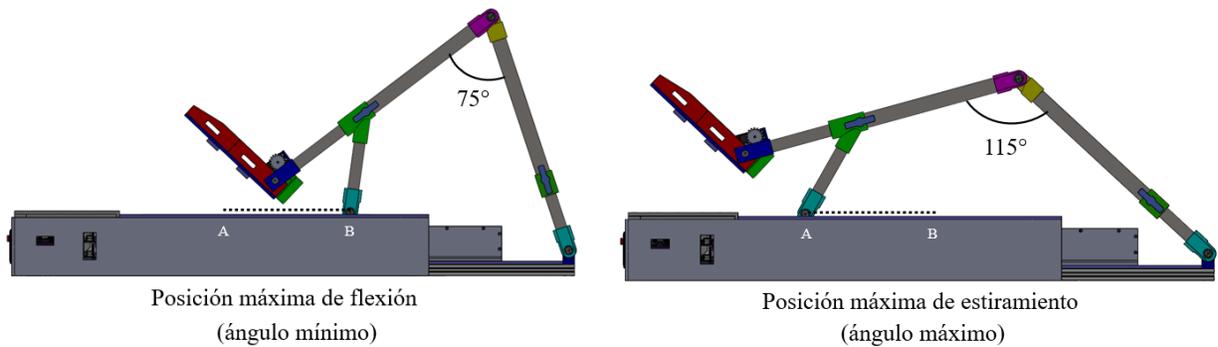


Figura 4.9. Ejemplo de dispositivo imitador en posición de máxima flexión (izquierda) y posición máxima de estiramiento (derecha).

El cálculo de la velocidad se basa en las especificaciones del tornillo de bolas y su velocidad de avance (V_a), el cual está dado por:

$$V_a = \frac{p * e * n}{60}$$

Para obtener el número n de Revoluciones Por Minuto (RPM) a las que debe girar el tornillo y lograr la velocidad lineal deseada, despejando, se obtiene que n esta dada por:

$$n = \frac{V_a * 60}{p * e}$$

Donde:

V_a : Velocidad de avance.

p : Paso de la rosca.

e : Número de entradas del tornillo.

n : Número de RPM a las que gira el tornillo.

Los datos del tornillo de bolas son los siguientes:

$$p = 5 \times 10^{-3} m$$

$$e = 1$$

Para obtener la velocidad de avance de la tuerca, se parte de la relación entre la velocidad lineal mínima (que en este trabajo es la velocidad de avance) con la velocidad angular mínima deseada, la cual es de 45° por minuto.

En primer lugar, se expresa en radianes el ángulo de flexión mínima, lo que nos resultaría: $45^\circ = 0.785 \text{ rad}$.

Luego se calcula la velocidad angular, la cual está dada por la siguiente ecuación:

$$\vec{\omega} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$$

Donde:

$$\Delta\theta = 0.7854 \text{ rad}$$

$$\Delta t = 60 \text{ s.}$$

Se rempazan los datos:

$$\vec{\omega} = \frac{0.7854 \text{ rad}}{60 \text{ s}} = 0.0131 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Lo cual, resulta una velocidad angular mínima de $0.0131 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

Ahora que se conoce la velocidad angular mínima, los datos a utilizar son los ángulos mínimo y máximo para obtener el desplazamiento angular $\Delta\theta$ y así calcular el tiempo Δt .

Se propone:

$$\text{Ángulo mínimo: } 75^\circ = 1.309 \text{ rad}$$

$$\text{Ángulo máximo: } 115^\circ = 2.007 \text{ rad}$$

Por lo tanto:

$$\Delta\theta = 2.007 \text{ rad} - 1.309 \text{ rad} = 0.698 \text{ rad}$$

Se rempazan los datos:

$$0.0131 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = \frac{0.698 \text{ rad}}{?}$$

Realizando un despeje se obtiene que Δt resulta:

$$\Delta t = \frac{0.698 \text{ rad}}{0.0131 \frac{\text{rad}}{\text{s}}} = 53.28 \text{ s}$$

Ahora se puede relacionar la distancia que tiene que recorrer la tuerca de bolas con el desplazamiento angular, dado que la distancia efectiva en la que se puede desplazar la tuerca son 40 cm y el desplazamiento angular es de 40° se deduce que Δt es el mismo tiempo t del desplazamiento lineal de la tuerca de bolas. Por lo tanto, se obtiene que la velocidad de avance V_a sería igual a:

$$V_a = \frac{40 \text{ cm}}{53.28 \text{ s}} = 0.75 \text{ cm/s} = 7.5 \times 10^{-3} \text{ m/s}$$

Obteniendo V_a , se puede rempazar:

$$n = \frac{7.5 \times 10^{-3} \frac{m}{s} * 60}{5 \times 10^{-3} m * 1} = 90 \text{ RPM}$$

De esta manera, se obtiene que el tornillo de bolas debe de girar a 90 RPM. Así la tuerca de bolas alcanzara una velocidad lineal de 0.75 cm/s.

4.2.1.2 Selección de material

De acuerdo a los ED identificados como es el caso de: *“El dispositivo debe ser robusto y durable para soportar uso continuo”*, se pensó en utilizar un material que fuera resistente, liviano y de bajo costo para la estructura base del dispositivo.

A partir de los parámetros anteriormente mencionados, se decidió utilizar aluminio, específicamente un perfil estructural de aluminio de 20mm por 20mm, con una aleación de aluminio 6063 la cual cuenta con alta resistencia a la corrosión (ver Figura 4.12). El perfil estructural de aluminio es ideal para la construcción del dispositivo debido a que es fácil de manipular, es ligero, resistente y ensamble sencillo.



Figura 4.10. Corte transversal de un perfil de aluminio de 20x20mm.

Para las piezas de dimensiones específicas y formas especiales, se propuso utilizar filamento de plástico e impresoras 3D, lo que implica un bajo coste y rápido prototipado.

Tomando en cuenta características de los filamentos que se pueden observar en la Tabla 4.3, se optó por la utilización de PLA (ácido poliláctico). Aunque pareciera no ser la opción obvia, la obtención de este material, la calidad de producto y el precio comercial sobresalía al ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), también sin contar el hecho de que el plástico PLA requiere menor temperatura para trabajar.

Tabla 4.3. Características y parámetros técnicos de plásticos PLA y ABS.

Material	PLA	ABS
Temperatura de impresión	180 – 230 °C	210 – 250 °C
Temperatura de cama caliente	20 – 60 °C	80 – 110 °C
Dureza	Decente	Superior a la media
Flexibilidad	Frágil	Ligeramente flexible
Precio	Bajo	Bajo

Para construir la estructura superior, se propone el uso de un sistema de bisagras, las cuales hicieran la función de articular el dispositivo. En este caso, es necesario utilizar un material liviano pero resistente, ya que es el soporte de la pierna del paciente. Otra característica deseable del sistema de bisagras es ser ajustable. Dado los factores anteriores, se propuso utilizar tubos de diferente diámetro que uno dentro del otro pudiera deslizarse libremente. Por lo anterior, se propuso utilizar un tubo de acero galvanizado de 3 cuartos de pulgada y otro de media pulgada. Este tipo de material es de bajo costo y fácil disposición.

Para permitir un deslizamiento uniforme entre ambos tubos, fue necesario diseñar un cople, el cual se ilustra en la Figura 4.13. Este cople se realizó de material PLA y manufacturado por una impresora 3D.

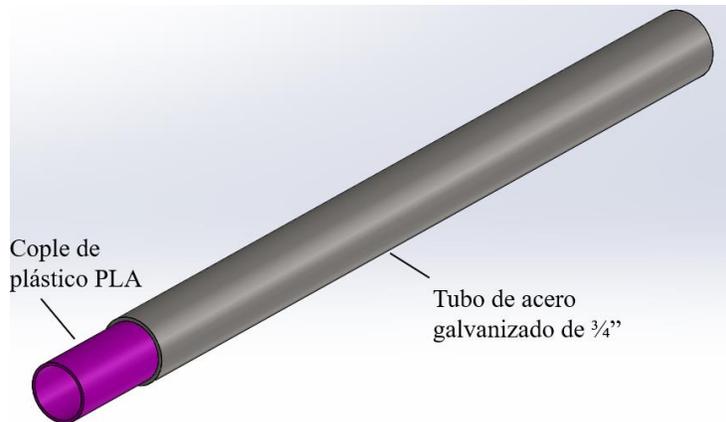


Figura 4.11. Ejemplo de cople plástico PLA introducido en tubo de acero de 3/4\".

4.2.1.3 Diseño de engranajes rectos

Para inducir un movimiento circular en el tobillo se propone el diseño de una transmisión mecánica a partir de engranajes rectos, estos transmiten el movimiento circular de un motor hacia la plantilla encargada de sostener el tobillo del paciente.

Se tomó la decisión de diseñar los engranes rectos, esto debido a que son eficientes en transmitir movimiento circular y no requieren de mucho espacio.

Tras un análisis sobre el diseño de engranajes rectos, se llegó a la idea de diseñar dos engranes rectos. Uno acoplado directamente al eje del motor (piñón), y otro (corona) sujeto a la plantilla y transmitir el movimiento circular. Lo anterior, en el caso del dispositivo imitador, el cual se encarga de inducir movimiento (ver Figura 4.14). Por otro lado, para el dispositivo guía, el piñón es acoplado a un sensor que permite medir el desplazamiento angular de la plantilla del tobillo. Las medidas necesarias para diseñar los dos engranajes se describen en la Tabla 4.4.

En el caso del dispositivo imitador se llegó a los parámetros necesarios de los engranajes a partir del diámetro total y un módulo estándar. El espesor de los engranajes se consideró al tener ya lista una medida exacta del espacio que quedaría entre la plantilla del tobillo y el motor.

Tabla 4.4. Parámetros utilizados en el diseño de piñón y corona.

Parámetros	Piñón	Corona
Diámetro total	30 mm	40 mm
Módulo	1.5	1.5
Diámetro primitivo	27 mm	37 mm
Paso circular	4.71238898 mm	4.71238898 mm
Diámetro interior	23.25 mm	33.25 mm
Número de dientes	18	24.66666667
Espesor del diente	2.35619449 mm	2.35619449 mm
Longitud del diente	15 mm	15 mm
Radio de entalle	0.392699082°	0.392699082°
Ancho del hueco del diente	2.474004215 mm	2.474004215 mm

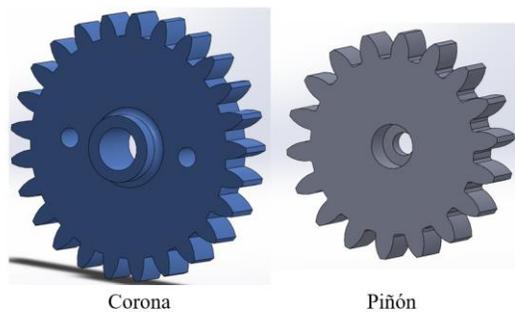


Figura 4.12. Diseño en SolidWorks de corona y piñón del dispositivo imitador.

El diseño para el piñón del dispositivo imitador cuenta con un barreno en el que el eje de un motor pudiera entrar a presión.

El caso del piñón para el dispositivo guía, se agregó un tramo sobresaliente de la pieza con la intención de que se ajuste a un sensor resistivo de tipo giratorio (ver Figura 4.15).

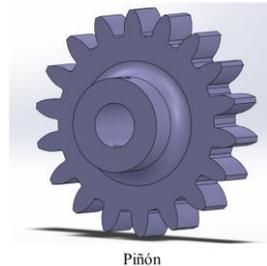


Figura 4.13. Diseño en SolidWorks del piñón del dispositivo guía.

El material elegido para fabricar los engranes, se decidió hacer uno nuevamente de una impresora 3D con plástico PLA. El porcentaje de relleno que se utilizó fue del 100 por ciento tratando así de asegurar que no se rompieran los dientes de los engranes al moverse. Se tomó en consideración realizar la impresión con un 99 por ciento del tamaño original, esto debido a la expansión que ocurre con las piezas de plástico impresas, de esta manera se evitó que los dientes no embonen correctamente y cuidar las tolerancias pequeñas del diseño.

4.2.2 Diseño electrónico

4.2.2.1 Selección de motores

Los actuadores de giro son los mecanismos encargados de suministrar el movimiento angular. En este caso, se encuentran con dos sistemas los cuales requieren la inclusión de un actuador de giro como lo son el sistema de movimiento lineal encargado de movilizar una placa móvil, y también el sistema de engranajes para movilizar el tobillo.

Los requerimientos que se determinaron para la selección de los actuadores de giro se enlistan a continuación:

- Precio.
- Control de velocidad baja.

- Control de posicionamiento.
- Precisión.
- Adquisición.
- Acoplamiento al dispositivo.

Tabla 4.5. Características de actuadores de giro.

Actuador	Ventajas	Desventajas	Figura
Motor de DC	<ul style="list-style-type: none"> - Tamaño reducido - Solo tiene dos cables de conexión - Sencillo control de velocidad - Costo reducido 	<ul style="list-style-type: none"> - Se maneja en altas velocidades - Bajo torque - Necesidad de una caja de engranajes para reducir velocidad y aumentar torque 	
Motor paso a paso	<ul style="list-style-type: none"> -Control preciso de posición -Precio moderado -Torque elevado (dependiendo del modelo) -Trabajo continuo -Amplio rango de velocidad -Excelente repetibilidad 	<ul style="list-style-type: none"> - Necesidad de controlador - Ruidoso - Propensos a resonancias 	
Servomotor	<ul style="list-style-type: none"> - Torque elevado - Control preciso de posición - Incorporación de sistema de retroalimentación 	<ul style="list-style-type: none"> - Costo elevado - Necesidad de controlador de servo - Necesidad de un codificador rotatorio para el control preciso de velocidad 	

En la Tabla 4.5 se muestran las ventajas y desventajas de 3 tipos de motor los cuales presentan características necesarias para el diseño del dispositivo.

En el caso del actuador de giro que se seleccionó para el sistema de posicionamiento lineal, fue el motor paso a paso debido a que era fácil de conseguir y cuentan con las especificaciones adecuadas para cubrir los requerimientos del diseño. Este actuador de giro cuenta con gran capacidad de torque, un control preciso de posición y repetibilidad lo cual es indispensable para un dispositivo que intenta apoyar la rehabilitación de un paciente.

Por otro lado, el actuador de giro seleccionado para el sistema de engranajes que movilizará el tobillo fue un servomotor de corriente continua de tamaño reducido. Con lo cual se podía adecuar perfectamente al sistema de engranajes, no implicaría un sobrepeso sobre la articulación móvil de tobillo del dispositivo. Además, la alimentación del servomotor no es elevada y este tipo de servomotores cuentan con un torque deseable para esta aplicación.

Enseguida se muestran cada uno de los motores seleccionados.

Primeramente, un servomotor es un tipo especial de motor que permite controlar la posición del eje. Está diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición. El servomotor que se seleccionó para este trabajo de investigación es un Servomotor MG995 (ver Figura 4.16). Un servomotor pequeño de uso comercial, por lo cual es fácil de conseguir, su consumo de voltaje es bajo y para su uso no se necesita de un hardware especial. Sus principales características se muestran en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6. Especificaciones técnicas del servomotor Tower Pro MG995.

Marca	Tecneu
Modelo	Tower Pro MG995
Voltaje de funcionamiento	5.7 ~ 7.2 V
Giro	180°
Corriente de funcionamiento	100 mA
Par de funcionamiento	15 kg/cm
Tamaño	40.7 x 19.7 x 42.9 mm
Peso	55 g



Figura 4.14. Servomotor Tower Pro MG995.

En la Figura 4.17 se muestra el diagrama de conexión del servomotor MG995 con una plataforma Arduino UNO. Este sistema es el encargado de mandar una señal PWM (*Pulse Width Modulation*) conocida como modulación de ancho de pulso. Dicha señal es necesaria para controlar la velocidad del servomotor. Además, se agregó una fuente de voltaje de 6V externa para no interferir con la fuente que alimenta directamente al sistema Arduino y así evitar una baja de voltaje. Para ello, se acoplan las tierras para que pueda ocurrir la comunicación entre el sistema Arduino y el servo (ver Figura 4.17).

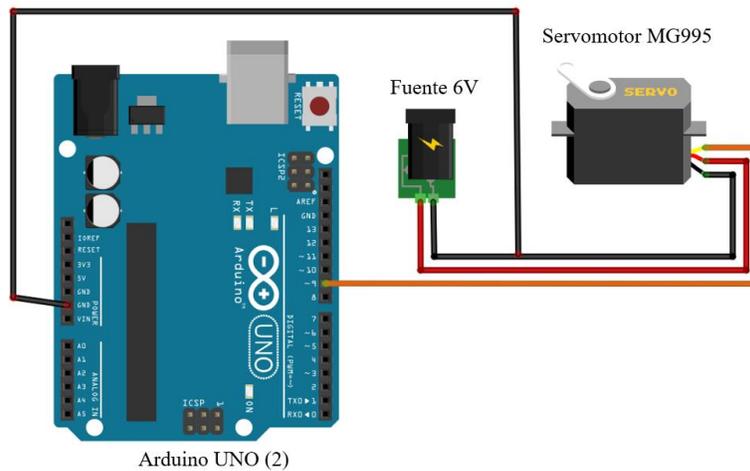


Figura 4.15. Diagrama de conexión del servomotor MG995 a un Arduino UNO.

En segundo lugar, los motores paso a paso son dispositivos electromecánicos que convierten una serie de pulsos eléctricos en desplazamiento angular, son capaces de avanzar una serie de grados (paso) dependiendo de la señal enviada por un controlador. Los motores paso a paso son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos motores es el hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Por lo que, el motor que se seleccionó fue un motor a pasos Nema 23 de 24V (ver Figura 4.18), sus características se muestran en la Tabla 4.7.



Figura 4.16. Motor paso a paso nema 23.

Tabla 4.7. Especificaciones técnicas del Motor paso a paso 23HS33-4008D.

Marca	STEPPERONLINE
Modelo	23HS33-4008D
Ángulo de paso	1.8°
Polarización	Bipolar paralela
Precisión del paso	5%
Torque	2.83 Nm
Corriente nominal	5.66 A
Voltaje de funcionamiento	24V
Peso	1.3 Kg
Dimensiones	84 mm x 56 mm x 56 mm

Los motores paso a paso bipolares cuentan por lo general con 2 bobinas, en el caso del motor seleccionado se cuenta con 4 devanados y la posibilidad de polarizarse de 3 maneras: unipolar, bipolar paralelo y bipolar serie. De las cuales se escogió la polarización bipolar paralelo en cual el motor muestra mejor rendimiento de torque. Un motor a pasos de dos bobinas A y B (4 terminales) necesita de una tarjeta de control compleja para su debido control (ver Figura 4.19).

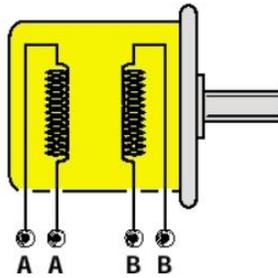


Figura 4.17. Ejemplo de cómo se ve la bobina A y B en motor de cuatro cables.

Estos motores requieren de una secuencia de inversión de corriente para poderlos activar, esto se muestra en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8. Secuencia de inversión de corriente para un motor a pasos a de dos bobinas.

Paso	A+	A-	B+	B-
1	V+	V-	V+	V-
2	V+	V-	V-	V+
3	V-	V+	V-	V+
4	V-	V+	V+	V-

Finalmente, el controlador de motor paso a paso es un dispositivo que se encarga de recibir una señal de pulsos necesaria para el movimiento de las bobinas, también controla la circulación de corriente para cada fase del motor y es el encargado de detectar el sentido de giro que tomará el motor.

Para este trabajo, se seleccionó el controlador TB6600 4.0A basado en el chip TB6600. Este es un módulo controlador de motor paso a paso de tipo bipolar, que permite varios modos micro pasos (ver Figura 4.20). El controlador es compatible con motores de 2 y 4 fases de 12V a 40V de tensión, la corriente de excitación máxima es de menos de 5 A. Las características de este controlador son (mcielectronics, 2018):

- Voltaje de suministro hasta +40 VCC, corriente de salida hasta 4.0 A (PICO).
- Corriente de salida seleccionable en 8 pasos a través del interruptor DIP.
- Reducción automática de la corriente de ralentí (en modo de reposo) para reducir el calentamiento del motor.

- Frecuencia de entrada de pulsos hasta 20 kHz.
- Entrada apta para señales de 5 V.
- Las entradas están ópticamente aisladas.
- 6 resoluciones de micro pasos seleccionables, hasta 6400 pasos / rev con motores estándar de 1.8 °.
- Adecuado para motores de 2 y 4 fases.
- Protección contra sobre corriente y sobrecalentamiento.



Figura 4.18. Controlador TB6600.

En la Figura 4.21 se muestra la conexión entre un sistema Arduino UNO, un controlador TB6600 y un motor a pasos Nema 23. Como parte del diseño, se agregó un Arduino UNO el cual es el encargado de mandar una señal al controlador TB6600 que activa las fases del motor a pasos y este pueda moverse a la velocidad que se le indique.

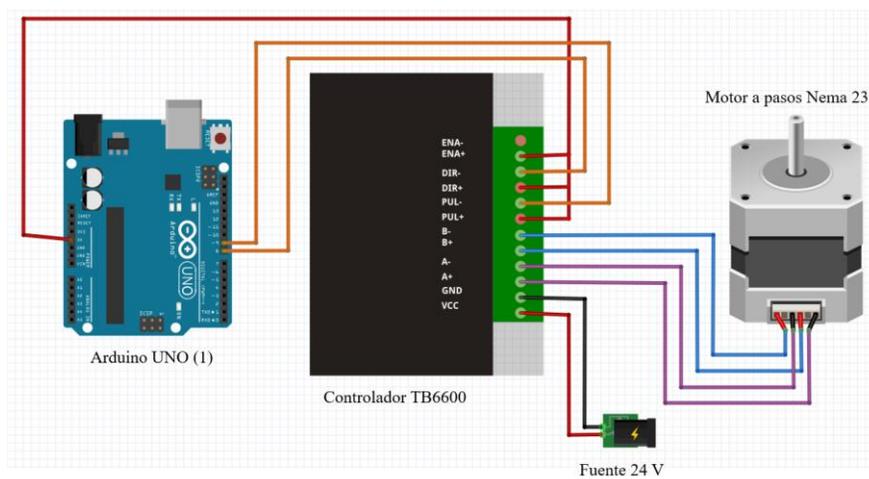


Figura 4.19. Diagrama de conexión de un motor a pasos Nema 23, un controlador TB6600 y Arduino UNO.

4.2.2.2 Sistemas embebidos

Para realizar el control de las diferentes partes del dispositivo, se planeó en utilizar un sistema embebido. Este se hará cargo de las tareas de recibir información de la computadora, controlar ambos motores y también de los sensores del dispositivo. De igual manera, MoveLeg al ser un dispositivo en 2 partes, requiere controlar ambas partes simultáneamente y que estén en comunicación en diferentes etapas del ejercicio de rehabilitación.

La comunicación con un CPU es una parte fundamental de la interacción del dispositivo con el usuario y para evitar el uso de cableado y otros dispositivos extra, se decidió implementar un sistema embebido Raspberry Pi 3B+ el cual permite conexión Wi Fi.

Se propuso utilizar un sistema embebido para cada una de las tareas principales del dispositivo. Para ello, se decidió por el uso de un sistema embebido que hiciera la función de maestro y pudiera coordinar el envío de información entre los demás sistemas. Las funciones de cada sistema se describen en la Tabla 4.9.

Tabla 4.9. Función de los sistemas embebidos utilizados en el dispositivo MoveLeg.

Microcontrolador	Función
Arduino UNO (1)	Control de motor a pasos
Arduino UNO (2)	Control de servomotor
Arduino UNO (3)	Control de sensores de dispositivo guía
Arduino MEGA	Mediador de información (recibir y enviar), control de dispositivo imitador
Raspberry Pi 3B+	Mediador de información entre CPU y Arduino MEGA

De los microcontroladores mencionados en la Tabla 4.9, el Arduino Mega cuenta con 4 puertos de comunicación serial TX0, RX0 hasta TX3, RX3 que fueron empleados para poder realizar la comunicación entre los 3 Arduino UNO y la tarjeta Raspberry PI 3B+, los cuales cuentan con un solo puerto de comunicación serial, la conexión de los 5 microcontroladores se puede ver en la Figura 4.22.

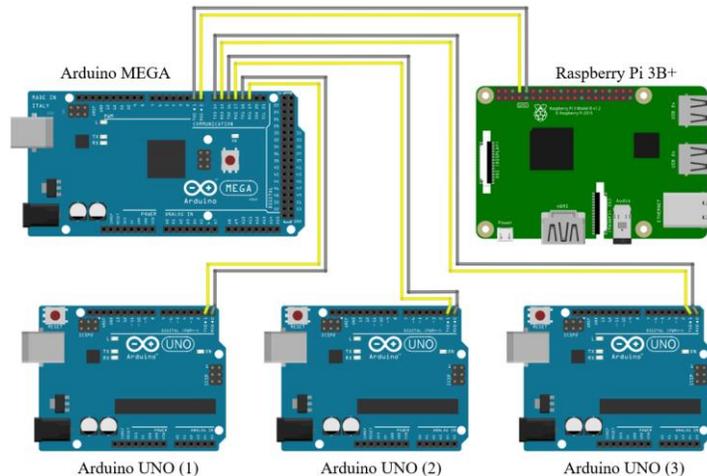


Figura 4.20. Conexión de 5 microcontroladores mediante los puertos seriales.

Además, el sistema embebido Raspberry Pi es la placa de un ordenador simple compuesto por un SoC (*system on a chip*), CPU, memoria RAM, puertos de entrada y salida de audio y vídeo, conectividad de red, ranura SD para almacenamiento, reloj, una toma para la alimentación, conexiones para periféricos de bajo nivel (Raspberry Pi, 2011) (ver Figura 4.23).



Figura 4.21. Sistema embebido Raspberry PI 3B+ (Raspberry Pi, 2011).

El uso de la Raspberry Pi tiene una gran importancia y funcionalidad dentro del dispositivo MoveLeg debido a dos factores. El primer factor, es que tiene la posibilidad de conectarse mediante WI FI y así hacer la conexión directa con una computadora. Además, no se implementaría el uso de cables y eso no entorpecería el uso del dispositivo, y no sería necesario el uso de otro dispositivo externo a la placa. El segundo factor, es poder iniciar un programa inmediatamente al encender el dispositivo y posteriormente poder habilitar una conexión rápida con una interfaz de usuario en la computadora.

Las especificaciones del modelo seleccionado se muestran en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10. Especificaciones técnicas de la tarjeta Raspberry PI 3B+.

CPU + GPU	Broadcom BCM2837B0, Cortex-A53 (ARMv8) 64-bit SoC @ 1.4GHz
RAM	1GB LPDDR2 SDRAM
Wi-Fi + Bluetooth	2.4GHz y 5GHz IEEE 802.11.b/g/n/ac, Bluetooth 4.2, BL
GPIO	40 pines
Alimentación	Micro USB socket 5V1, 2.5A
Dimensiones	85 x 56 x 17mm

El Arduino es una plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador re-programable y una serie de puertos E/S. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores (arduino, 2014).

La razón por la que se decidió utilizar Arduino fue por diversos aspectos como el lenguaje de programación de fácil comprensión basado en C++. También son placas de bajo costo y cuentan con una gran variedad de módulos que se adaptan a la tarjeta madre. La comunidad que utiliza Arduino es muy amplia y la cantidad de información y librerías creadas por la comunidad facilitan su uso en la tarea a realizar.

En el caso de Arduino MEGA, su uso en el dispositivo se volvió indispensable debido a su número de puertos seriales de comunicación (ver Figura 4.24). Cuenta con todas las ventajas de una tableta Arduino y una cantidad razonable de entradas y salidas para programar. La tarea del Arduino MEGA en el dispositivo es la de controlar el flujo de información entre los Arduino UNO y el Raspberry Pi 3B+, como pueden ser datos para configurar los motores y recibir datos de los sensores del dispositivo guía (arduino, 2014).



Figura 4.22. Arduino MEGA (arduino, 2014).

Las especificaciones del Arduino MEGA se muestran en la Tabla 4.11 (arduino, 2014).

Tabla 4.11. Especificaciones técnicas del Arduino MEGA.

Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de entrada	7-12V
Pines digitales de Entrada/Salida	54 (14 de ellos son PWM)
Entradas análogas	16
Velocidad del reloj	16Mhz.
Memoria flash	256k
Dimensiones	102 x 53 mm
Peso	37 g

Por último, los Arduino UNO (ver Figura 4.25). cuenta con las características que se listan en la Tabla 4.12. Este modelo de Arduino es comercial y se cuenta con las librerías optimizadas para controlar motores de DC, a pasos y servomotores. También, para el Arduino UNO (3) hay algunos sensores que cuentan con librerías específicas y son fáciles de configurar dependiendo de las necesidades de la tarea.



Figura 4.23. Arduino UNO (arduino, 2014).

Las especificaciones del Arduino UNO se muestran en la Tabla 4.12 (arduino, 2014).

Tabla 4.12. Especificaciones técnicas del Arduino UNO.

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de entrada	7-12V
Pines digitales de I/O	14 (6 salidas PWM).
Entradas análogas	6
Memoria Flash	32 k
Velocidad de reloj	16MHz
Dimensiones	68.6mm x 53.4mm
Peso	25 g

4.2.2.3 Fuentes de alimentación

Para el funcionamiento eléctrico del dispositivo y sus componentes se diseñó un diagrama de voltaje y se analizó el tipo de fuente de voltaje con el que debería contar el dispositivo. De manera principal, el suministro eléctrico es provisto de una conexión eléctrica común de 127 V. Para ello, se seleccionó una fuente de voltaje Mean Well SE-350-24 de 24V a 14.6 A, con la idea de que suministrara suficiente corriente al motor a pasos y demás componentes sin el percance de que ocurriera una baja de corriente. Teniendo en cuenta que los microcontroladores y el servomotor MG995 son de bajo consumo de voltaje, se decidió utilizar dos módulos reductores de voltaje lm2596 los cuales se conectarán a la fuente de 24V. Uno de los módulos es destinado a los

microcontroladores entregando un voltaje de salida 6V. El otro módulo es destinado a alimentar a un servomotor y los sensores tanto del dispositivo imitador y el dispositivo guía (ver Figura 4.26).

Por un lado, las especificaciones de la fuente de voltaje Mean Well SE-350-24 se muestran en la Tabla 4.13 (mouser, 2018).

Tabla 4.13. Especificaciones técnicas de la fuente de voltaje Mean Well SE-350-24.

Voltaje de salida	24VDC
Numero de salidas	1
Potencia de salida	350 W
Voltaje de entrada	90 VAC a 264 VAC, 254 VDC a 370 VDC
Corriente de salida	14.6 A
Dimensiones	215 x 115 x 50 mm
Peso	1 kg

Por otro lado, las especificaciones del módulo reductor lm2596 se muestran en la Tabla 4.14 (ti, 2020).

Tabla 4.14. Especificaciones técnicas del módulo reductor lm2596.

Salida de voltaje	1.5 a 35 V Ajustable
Entrada de voltaje	4.5 a 40 V
Corriente de salida	5A máxima
Dimensiones	43 x 20 x14 mm
Peso	13 g

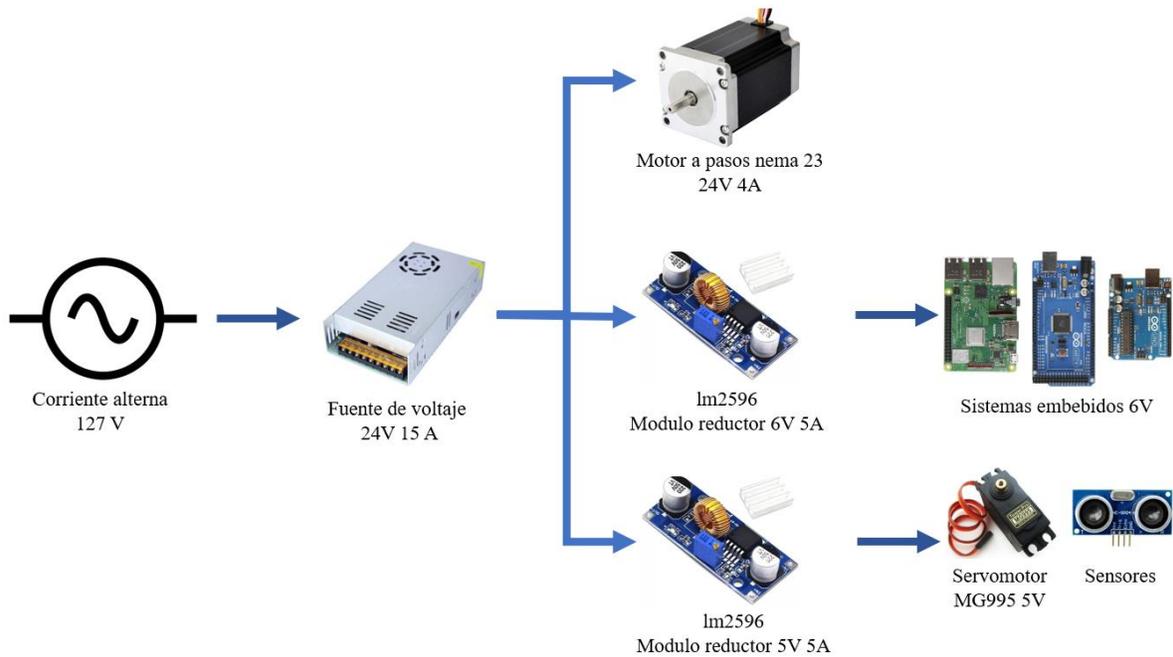


Figura 4.24. Diagrama que muestra el diseño de alimentación eléctrica de MoveLeg.

4.2.2.4 Sensores

Con el propósito de poder replicar el movimiento de la extremidad sana del paciente, se implementaron sensores en el dispositivo guía que es el encargado de recopilar información. Este dispositivo cuenta con un sistema embebido, que cumple con la tarea de administrar sensores que puedan captar el desplazamiento y velocidad de la placa móvil del dispositivo, incluyendo también el desplazamiento angular de la plantilla del tobillo.

Los sensores seleccionados para medir velocidad y desplazamiento son sensores ultrasónicos, módulo HC-SR04. Este es capaz de detectar objetos y calcular la distancia a la que se encuentran (ver Figura 4.27). El HC-SR04 es compatible con la mayoría de los sistemas embebidos del mercado, incluyendo el Arduino UNO.



Figura 4.25. Módulo sensor HC-SR04.

Las especificaciones del módulo HC-SR04 se muestran en la Tabla 4.15.

Tabla 4.15. Especificaciones técnicas del módulo sensor HC-SR04.

Alimentación	5 V
Rango de medición	2 a 400 cm
Resolución	0.3 cm
Corriente de alimentación	15 mA
Apertura del pulso ultrasónico	15°
Señal de disparo	10uS
Dimensiones	45x20x15 mm
Peso	10 g

El sensor empleado para la medición del desplazamiento angular del tobillo en el dispositivo guía, es un potenciómetro o resistencia variable acoplado a un sistema de engranajes muy parecido al que se encuentra en el dispositivo imitador acoplado a un servomotor. Un potenciómetro es un resistor eléctrico con un valor variable y generalmente ajustable manualmente (ver Figura 4.28). Los potenciómetros utilizan tres terminales y se suelen utilizar en circuitos de poca corriente, en nuestro caso se utilizará para medir una diferencia de potencial que se relaciona proporcionalmente en un desplazamiento angular. La variación de un potenciómetro giratorio es lineal y su mecanismo robusto lo hace ideal para este uso, se diseñó un sistema de engranajes para evitar el desgaste y la carga sobre el sensor. El valor resistivo del potenciómetro propuesto fue de 10 k Ω .



Figura 4.26. Potenciómetro de giro.

En la Figura 4.29 se muestra el diagrama de conexión del dispositivo guía, conformado por 4 sensores ultrasónicos HC-SR04 y un potenciómetro de giro conectados al Arduino UNO (3) instalados en el dispositivo guía. Los sensores son alimentados por una fuente de voltaje externa y no afectar el consumo limitado de corriente que puede entregar el Arduino UNO. La conexión directa del potenciómetro al Arduino es debido a que se debe medir directamente la diferencia de potencial y no es necesaria una fuente externa para ello.

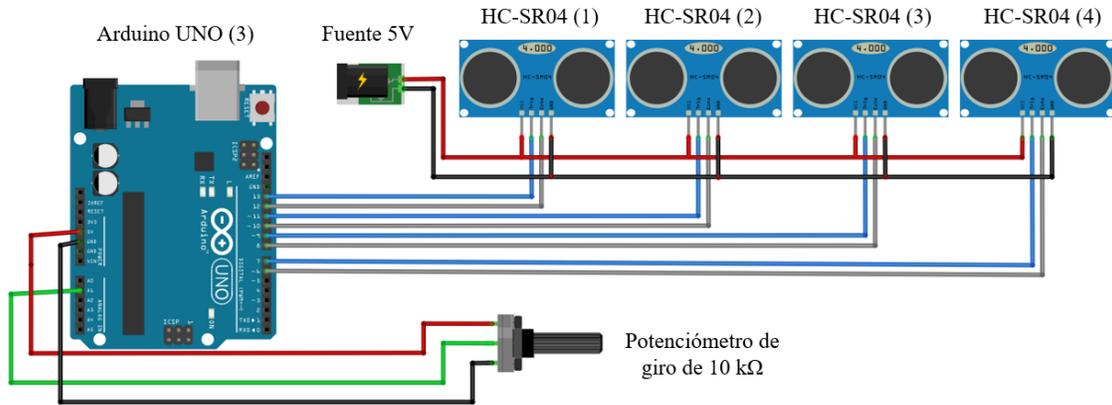


Figura 4.27. Diagrama de conexión de sensores del dispositivo guía a un Arduino UNO.

4.2.2.5 Sensores límite y botón de sensación

Se agregaron al diseño del dispositivo imitador interruptores límite de rodamiento como el que se puede apreciar en la Figura 4.30, posicionados en puntos específicos del recorrido de la placa móvil la cual moviliza el tobillo del paciente de manera lineal sobre el dispositivo. Los interruptores detectan cuando la placa móvil llegue a un punto de desplazamiento superior al permitido, esto tanto para un desplazamiento de flexión o estiramiento.



Figura 4.28. Interruptor límite tipo rodamiento.

Los interruptores a diferencia de otros elementos del dispositivo se conectaron directamente al Arduino MEGA del dispositivo imitador. Además, los interruptores límite se colocaron de manera paralela a unos topes mecánicos que se integraron al dispositivo guía. Esto con la finalidad de no exceder el desplazamiento efectivo de la placa móvil en el dispositivo imitador.

Por último, con la finalidad de poder brindar una mejor experiencia al paciente mientras utiliza el dispositivo en una terapia de rehabilitación, se agregó al diseño un botón el cual pueda presionar el paciente para indicar que el ejercicio le implica molestias.

En la Figura 4.31 se muestra el diagrama de conexión de los sensores límites posicionados en el dispositivo guía y el botón de sensación. Estos sensores se encuentran conectados directamente al Arduino MEGA con la intención de no interrumpir los procesos de los demás sistemas embebidos, siendo que el Arduino su función es la de manejar información se puede encargar de hacer otras tareas, puesto que los sensores límite y el botón no serán presionados de manera continua. Finalmente, se agregaron resistencias tanto en los interruptores límite como el botón para mantener un estado lógico conocido cuando estos no se encuentran presionados.

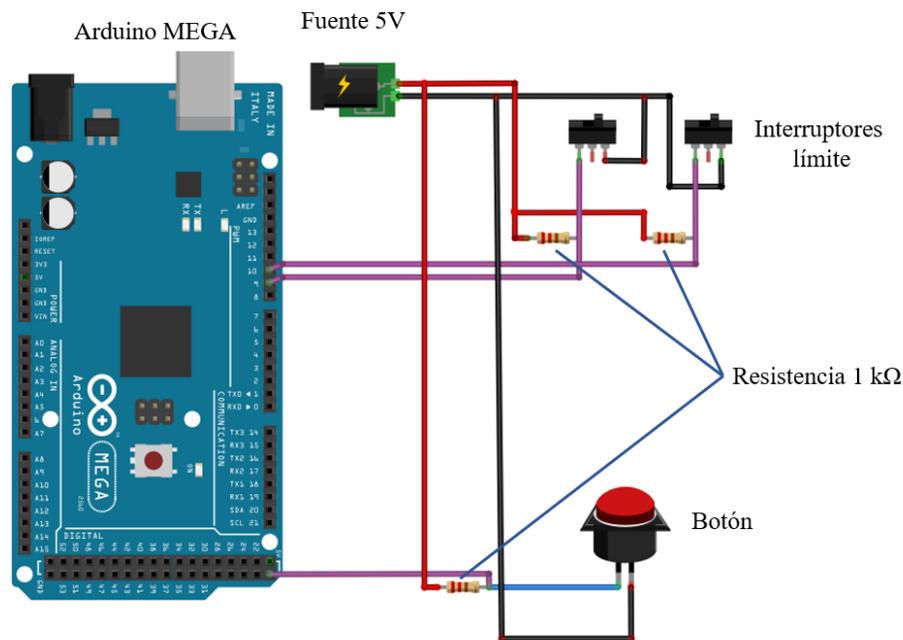


Figura 4.29. Diagrama de conexión de interruptores límite y botón de sensación a un Arduino MEGA.

4.2.3 Diseño de software

4.2.3.1 Interfaz gráfica

Se diseñó una interfaz gráfica como una aplicación de escritorio en la cual el usuario pueda interactuar directamente con el dispositivo. En el diseño de la interfaz se utilizan pestañas para cada una de las funciones. Para ello, se tiene un menú desplegable el cual muestra las siguientes opciones:

- Agregar paciente.
- Generar sesión.
- Consultar información.
- Terapia.
- Acerca de.

El diseño de la interfaz gráfica se puede observar en la Figura 4.32. En opción “Agregar paciente”, el fisioterapeuta será capaz de agregar pacientes y sus datos como el nombre, edad, patología y también datos relevantes como la patología incluyendo cual extremidad es la afectada, junto con los ángulos de flexión y medidas.

Enseguida, en la opción “Generar sesión”, el fisioterapeuta puede crear una nueva sesión indicando el nombre de un paciente que haya sido agregado anteriormente. En esta opción, se podrá configurar una sesión de terapia a la par de un proceso donde se involucra la extremidad inferior sana del paciente, y otra etapa en donde se utilicen datos de la extremidad inferior sana para apoyar el ejercicio que realizará la extremidad inferior afectada.

En la opción “Consultar información”, se pueden consultar datos de sesiones previas solo seleccionando el nombre del paciente y fecha de la sesión de la que se quieran conocer los datos. También se podrá seleccionar una opción que permitirá ver detalles avanzados de la sesión, como los datos de repeticiones hechas después de disminuciones como también los valores de los ángulos, las velocidades y los desplazamientos.

En la opción “Terapia”, se puede iniciar una sesión de terapia, donde se desplegará una pestaña en la cual se podrá observar en tiempo real, las repeticiones hechas hasta el momento por el paciente, el tiempo de terapia e información relevante para el fisioterapeuta como los ángulos actuales, velocidades y el desplazamiento.

Por último, se agregó también la opción “Acerca de...” la cual brindará información relacionada al creador de la interfaz, la versión y el logotipo del dispositivo.

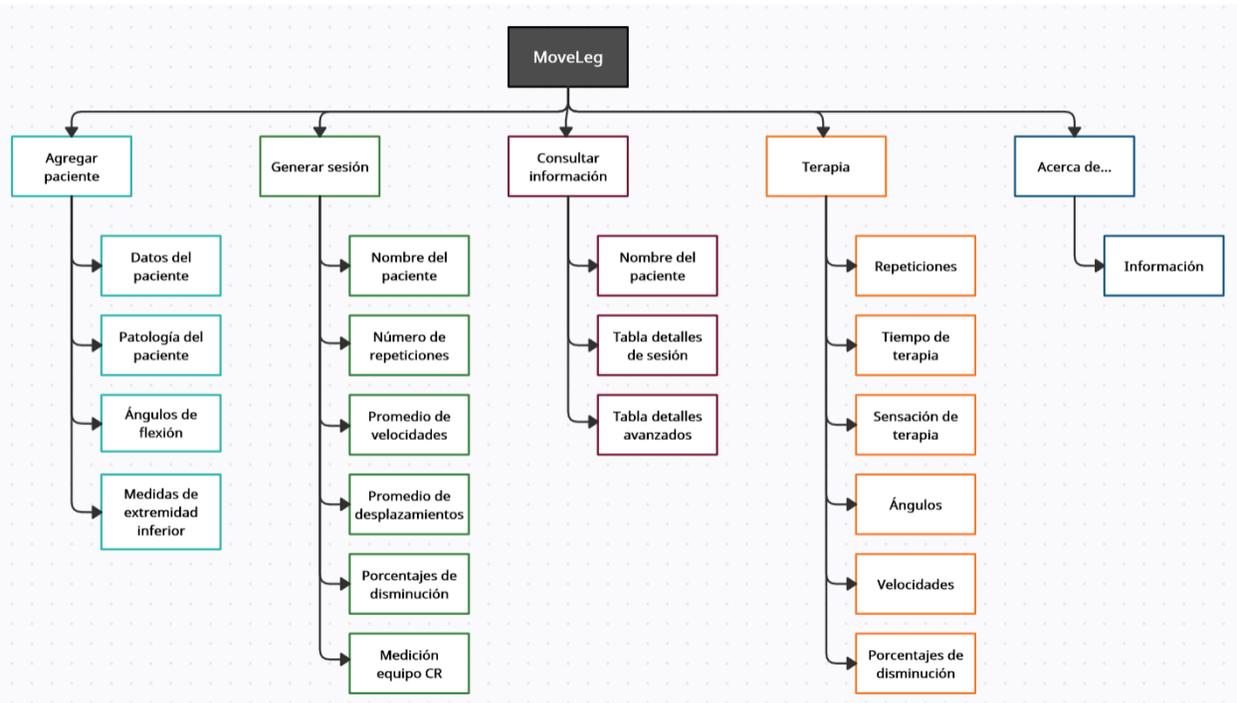


Figura 4.30. Estructura de las opciones de la interfaz gráfica de MoveLeg.

4.2.3.2 Base de datos

Se diseñó una base de datos en la cual se almacenan todos los datos ingresados y generados en la interfaz gráfica de usuario anteriormente mencionada. En la Figura 4.33 se presenta el modelo entidad relación de la información a almacenar. En primer lugar, se encuentra la entidad “Datos_de_usuario”, la cual almacena la información de entrada de un paciente agregado a la interfaz de usuario, como lo son datos generales del paciente, patología y datos esenciales como los ángulos y medidas de la extremidad inferior afectado. También, se le asigna un número de identificación con el cual se puede ligar a la siguiente entidad llamada “Programacion_sesion”.

La entidad “Programacion_sesion”, se relaciona con el número de identificación de usuario que se asigna a un paciente cuando este fue agregado, por lo tanto, al intentar generar sesión para un paciente no agregado será imposible de hacer. Como el nombre de la entidad lo indica, se guardarán datos de una sesión generada en la interfaz gráfica de usuario. En esta entidad, se

guardarán datos agregados por el usuario que son de gran importancia, como lo son porcentajes de reducción de velocidad, y desplazamiento y número de repeticiones.

La entidad “Resultados” tiene el fin de guardar información de relevancia sobre la sesión realizada por el paciente. De la sesión generada se relaciona a la entidad “Resultados” con el número de identificación de “ID_Tarea”. Es en esta entidad “Resultados”, donde se guarda información proveniente de la sesión realizada por el paciente, con datos como el tiempo de terapia realizado, las repeticiones logradas y el número de veces que se presionó el botón de sensación.

Para conocer todos los datos generados en una sesión, se agregó una entidad llamada “Detalle_resultados” la cual está relacionada con el “ID_Resultados”. En esta entidad se muestran todos los datos de una sesión de ejercicio y se puede apreciar que la información se muestra ordenada por el número de veces que se presionó el botón de sensación y cuáles fueron las repeticiones que realizó el paciente después de la reducción, incluso se muestran datos de pertinentes como la velocidad y desplazamiento actualizados.

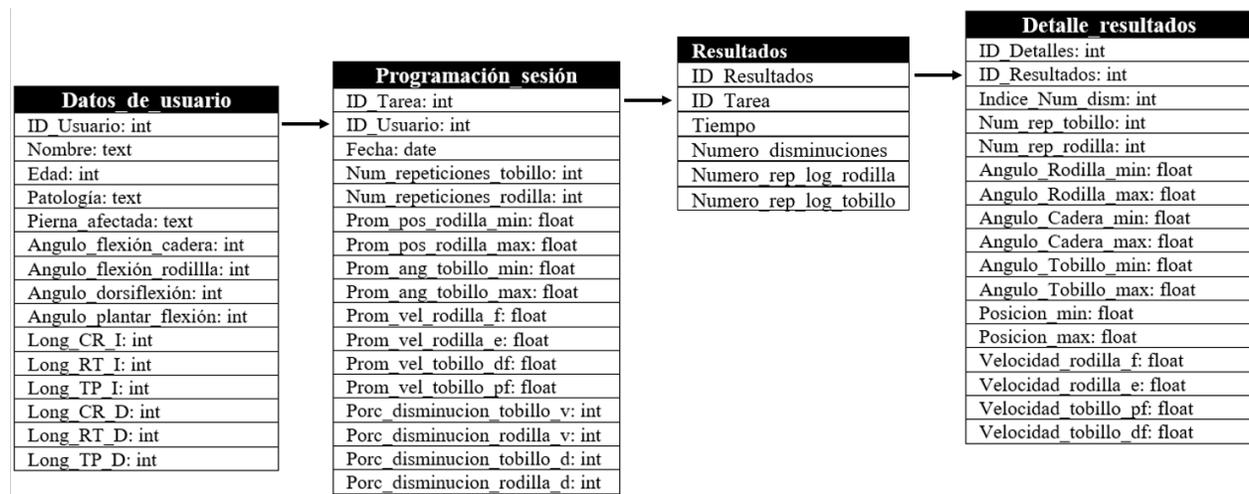


Figura 4.31. Modelo entidad relación de la base de datos de MoveLeg.

4.2.4 Diseño de una sesión de terapia usando MoveLeg

En el diseño de una sesión de terapia con MoveLeg, se muestra un diagrama de flujo de la Figura 4.34. Como se observa en la Figura 4.34, cuando se quiere iniciar una sesión de terapia, primero se debe de configurar una sesión, de tal modo que el usuario debe rellenar cada uno de los apartados en la interfaz de usuario, tales como, número de repeticiones de rodilla y tobillo, seguido de esto hacer clic en el botón correspondiente. Hecho esto, la configuración de sesión continuará,

como primer paso para el paciente, debe de colocar su extremidad inferior sana en el dispositivo guía, asegurarla y estar preparado, todo esto, con la ayuda de un personal de salud o familiar. Se solicitará al fisioterapeuta que indique que la extremidad del paciente se encuentra posicionada en el dispositivo guía para poder iniciar con la medición de movimiento de la extremidad sana.

El siguiente paso es solicitar al paciente en primera instancia, flexionar su rodilla y extenderla de manera que mueva hacia delante y atrás su pie. Con lo cual estos movimientos se irán almacenando para posteriormente ser utilizados. Al concluir con las repeticiones de rodilla indicadas, se indicará el final de repeticiones para rodilla y se indicará que se puede iniciar con las repeticiones de tobillo. Para ello, en este ejercicio el paciente deberá mover hacia arriba y abajo su pie con la intención de movilizar la articulación del tobillo.

Al concluir con la rutina de la extremidad inferior sana del paciente, se desplegará en la interfaz en la pestaña de generar sesión toda la información recopilada de la rutina realizada por el paciente.

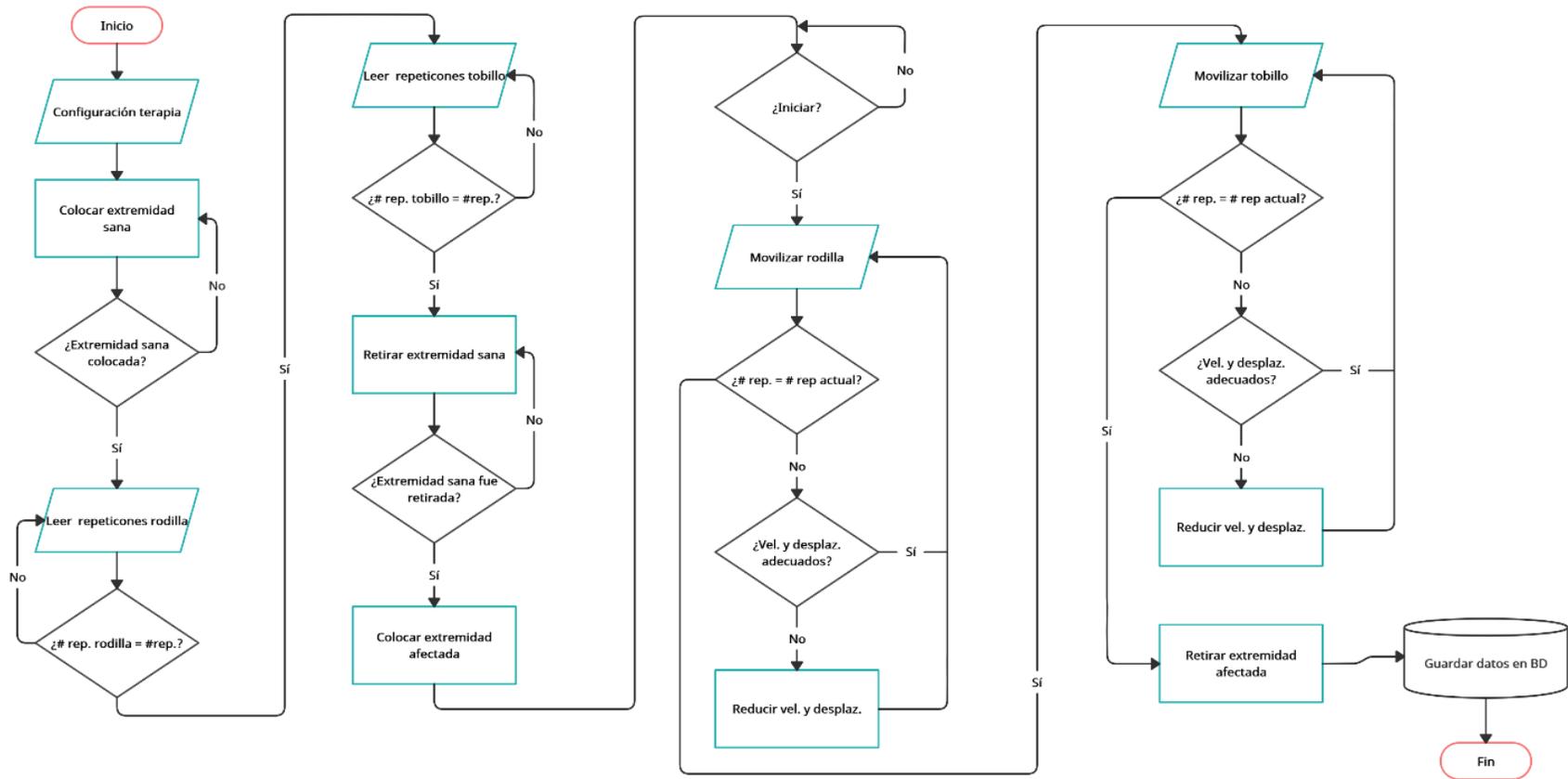


Figura 4.32. Diagrama de flujo de una sesión de terapia.

Cabe mencionar que la sesión de terapia que se está generando es para movilizar de manera pasiva la extremidad afectada del paciente, con lo cual, los datos ingresados para generar sesión deberán ser proporcionados específicamente pensando en la seguridad y criterios necesarios para apoyar a la rehabilitación. Dado que los datos que aparecerán en pantalla hechos por la extremidad sana del paciente serán un dato recomendado, se solicitará al fisioterapeuta que escoja un porcentaje de reducción tanto en velocidad y desplazamiento.

Terminado el proceso de generar sesión y presionado el botón de iniciar la sesión, enseguida, se dará la indicación al fisioterapeuta de que asegure la extremidad afectada del paciente al dispositivo imitador. Al indicar que la extremidad ha sido colocada, se señala al fisioterapeuta que inicie con la movilización de rodilla. El movimiento será en función de la velocidad y desplazamiento escogidos.

El paciente contará en todo momento de la sesión de terapia en el dispositivo imitador con un botón de sensación, el cual pueda presionar durante el ejercicio de movilizar su rodilla. El dispositivo estará monitoreando si el botón ha sido presionado. En el caso de ser presionado una vez, significa que el paciente considera que la velocidad y/o desplazamiento no son adecuados. Entonces al presionar el botón una vez el proceso de la repetición no será frenado inmediatamente, sino que, esperará a llegar a un punto de retorno y se reducirá en un 5 por ciento la velocidad y el desplazamiento programado en la generación de sesión. Si llegara a suceder que no se puede reducir en 5 por ciento la velocidad o desplazamiento, el dispositivo se detendrá.

Terminadas las repeticiones de rodilla se solicitará al usuario que mencione al paciente que iniciaran las repeticiones de tobillo. El mismo procedimiento de presionar el botón de sensación ocurrirá con las repeticiones de tobillo.

Al concluir con las repeticiones de tobillo, se habrá concluido con la sesión de terapia, se solicitará al usuario que retire la extremidad del paciente del dispositivo por completo. Hecho esto, el dispositivo imitador volverá a su posición inicial.

Llegado al punto de concluir con la sesión toda la información se almacenará en una base de datos, la cual podrá ser visualizada por el fisioterapeuta en la opción de consultar información.

4.2.5 Integración

Por último, se tiene un diseño de la integración del dispositivo. En la Figura 4.35 se muestra esta integración a través de un diagrama de capas de la interacción de los componentes. Del lado izquierdo se muestran los usuarios que tienen interacción con el dispositivo, como lo es el fisioterapeuta el cual puede ver información, agregar pacientes y generar sesiones de terapia; y el paciente o usuario final, quien interactúa con el dispositivo en una sesión de terapia tipo espejo, en la cual se replica el movimiento natural de una extremidad sana a la extremidad afectada.

La segunda capa está conformada por el hardware, es decir, mediante periféricos, sistemas de movimiento y sistemas de control. Los periféricos para el fisioterapeuta son dos: como salida se utiliza la pantalla de un computador y como entrada un teclado. Para el paciente la salida será un movimiento pasivo en su extremidad y como entrada el movimiento realizado por su extremidad sana y el botón de sensación. Los sistemas de control con los que contará el dispositivo serán tarjetas programables con un microcontrolador para cada elemento importante dentro del dispositivo para asegurar un correcto funcionamiento sin interrupciones.

La tercer y última etapa está conformada por el software: que se divide en el espacio Kernel y el espacio del usuario. El espacio Kernel lo conforman el sistema operativo, la plataforma de programación, los drivers que permiten al software interactuar con los periféricos, y la base de datos. Por último, al espacio del usuario corresponde a la aplicación desarrollada para el dispositivo.

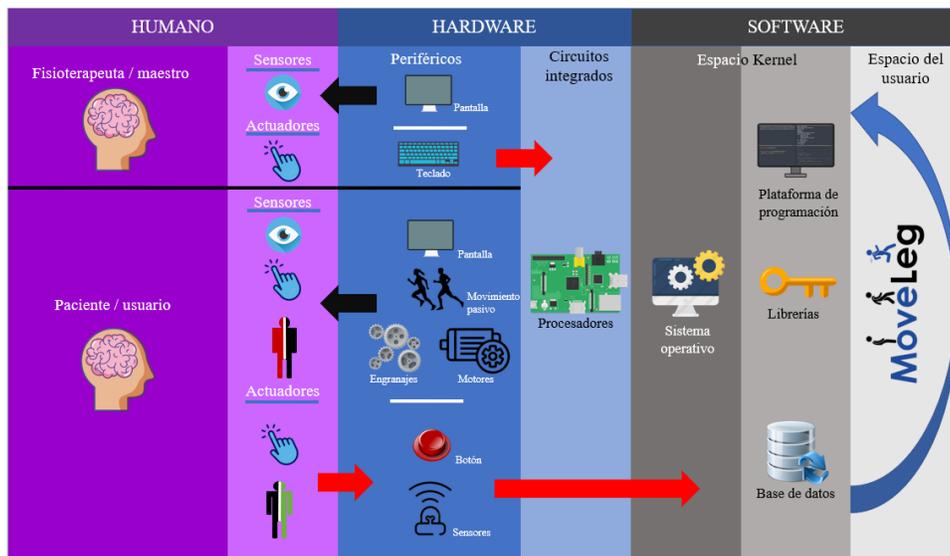


Figura 4.33. Diagrama de capas de la interacción de los componentes de diseño de MoveLeg.

4.3 Discusión

El objetivo de este capítulo fue presentar el proceso de diseño de MoveLeg tomando como base las necesidades del usuario, para que el dispositivo sea capaz de apoyar las sesiones de terapia de personas con discapacidad en sus extremidades inferiores. Con la idea de llegar al objetivo de diseñar un dispositivo con esas características, se procedió a visitar centros clínicos y entrevistar a especialistas en rehabilitación. Los cuales dieron su retroalimentación y puntos de vista sobre el diseño de un dispositivo de asistencia con las características presentadas. El proceso de diseño se llevó de acuerdo a las recomendaciones de los especialistas, así tras tres sesiones de diseño participativo se desarrollan prototipos y presentaciones del avance de diseño. Una vez validado el diseño del dispositivo se inició el proceso de desarrollo del dispositivo.

También en esta etapa se realizaron estudios bibliográficos de elementos mecánicos, asesoramiento de especialistas para diseñar la integración mecánica en un diseño que fuera óptimo y funcional para poderlo desarrollar físicamente. También, se consiguió el apoyo de personas con conocimiento de impresoras 3D que brindaron su conocimiento para poder acortar la curva de aprendizaje sobre la impresión de piezas plásticas. Referente a la electrónica, la ayuda de especialistas con su asesoramiento y consejos, ayudaron en la selección de componentes y sus conexiones, de software, programación de tabletas como Raspberry Pi, bases de datos y plataformas de programación.

Como resultado, se obtuvo el diseño integral de un dispositivo centrado en el usuario, en el que se concentraron elementos mecánicos, electrónicos y de software, con la intención de que el desarrollo del dispositivo cumpla con las características necesarias de funcionalidad y usabilidad.

4.4 Resumen del capítulo

En el presente capítulo se muestra el diseño de un dispositivo de asistencia centrado en el usuario que apoye en la rehabilitación motriz de extremidades inferiores de personas discapacitadas a causa de un ACV. Inicialmente se muestran tres etapas en las que se inició y modifico el diseño en base a recomendaciones de especialistas clínicos, tras el uso de prototipos de baja fidelidad y mostrar avances de diseños iniciales. Una vez se llegó a un diseño que fuera

validado por los especialistas clínicos se realizó un diseño técnico del dispositivo el cual fue dividido en tres partes como diseño mecánico, eléctrico y de software; concluyendo así con la integración de estas tres divisiones.

En la parte de diseño mecánico, se habla sobre la selección de materiales, la selección de sistemas de movimiento lineal y de giro para movilizar las extremidades inferiores en el dispositivo y también se muestran las características de los componentes de estos sistemas.

En el diseño eléctrico, se describe la selección de componentes y los diagramas de conexión de cada componente. Se expone un diagrama de las fuentes de voltaje, seleccionadas para suministro eléctrico del dispositivo y sus componentes. Por último, se habla sobre la elección de sistemas embebidos y sensores empleados en cada una de las dos partes del dispositivo. En el diseño de software, se diseñó una estructura para una interfaz de usuario y otra para una base datos, además, se generó también una secuencia de uso general del dispositivo. Por último, se muestra el diseño de un diagrama de capas que muestra la integración general del dispositivo y cómo es la interacción entre los usuarios del dispositivo y MoveLeg.

CAPÍTULO 5

DESARROLLO DE MOVELEG

En este capítulo se describe la construcción de MoveLeg, detallando el desarrollo mecánico, eléctrico y software. Se especifica el armado mecánico del dispositivo y la integración de estas partes. Se describe el proceso de impresión de piezas plásticas, los parámetros utilizados en las máquinas de impresión y también de las mejoras realizadas en el proceso de impresión. Concluido el desarrollo mecánico, se resume el desarrollo electrónico en el cual, se explica la instalación de fuentes de voltaje, el controlador de motor a pasos, la integración de sistemas embebidos y su función. También se detallan las pruebas que se realizaron en componentes y los motores para un óptimo funcionamiento. Para concluir, se expone el desarrollo de software que comprende la interfaz de usuario y la base de datos, en las cuales se precisa su estructura y función.

5.1 Desarrollo mecánico

El desarrollo mecánico se dividió en 3 partes. La primer parte se compone de la estructura base de los dispositivos, el segundo subsistema compone la parte inferior de ambos dispositivos y la tercer parte se refiere a la parte superior de ambos dispositivos. Se habla de dos dispositivos ya que MoveLeg consta de un sistema activo y un sistema pasivo. En la Figura 5.1 se puede observar el proceso de armado de la base de los dispositivos.



Figura 5.1. Proceso de armado de la estructura base de los dispositivos.

5.1.1 Estructura base

Para la construcción de la base del dispositivo, se planeó utilizar un material liviano y que le agregue resistencia al dispositivo como lo es el aluminio. Para ello, se utilizó perfil de aluminio de 20 por 20 milímetros de espesor, el cual fue unido por escuadras de aluminio y tornillos de acero inoxidable.

Se armó una base para el dispositivo imitador y otra para el guía de manera muy similar con la única diferencia de que la base del dispositivo imitador tiene soporte extra para el motor que se utiliza para mover la rodilla del paciente (ver Figura 5.2).

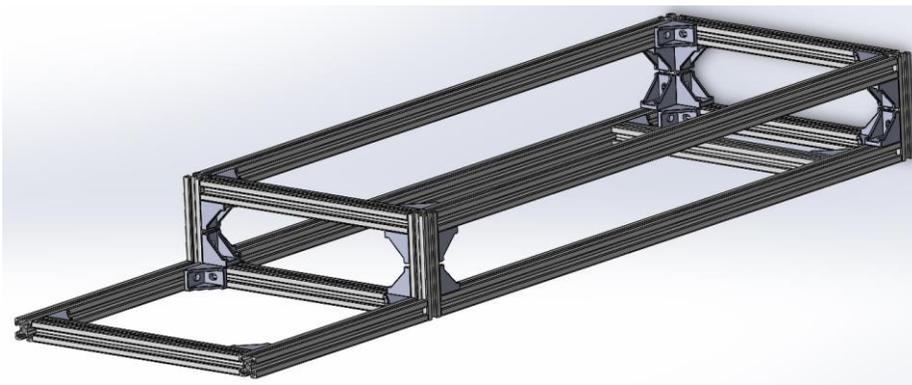


Figura 5.2. Vista en 3D de la base armada de MoveLeg (dispositivo imitador).

5.1.2 Ensamble mecánico inferior

El armado mecánico del dispositivo se puede dividir en dos ensambles que se llamaron inferior y superior. En el caso del ensamble inferior del dispositivo imitador, cuenta con elementos mecánicos para movilizar una placa, que su función es mover el pie del paciente (ver Figura 5.3). Esta placa se moverá por el efecto de un tornillo sin fin, acoplado por chumaceras colocadas sobre dos barras de aluminio y también sobre estas barras se colocaron porta varillas donde la placa móvil se deslizará sobre varillas lisas. Por otro lado, el ensamble inferior del dispositivo guía, sobre las barras de aluminio solo se colocaron porta varillas ya que en este dispositivo el movimiento de la placa es libre (ver Figura 5.3).

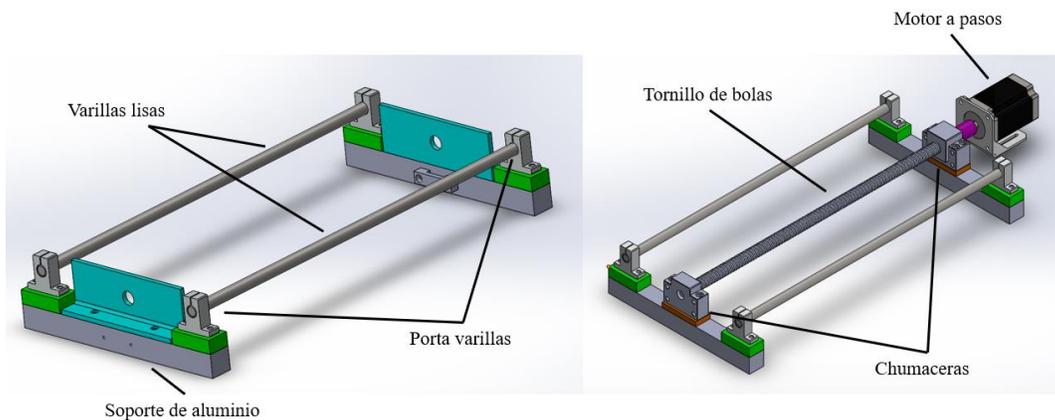


Figura 5.3. Vista 3D del ensamble mecánico inferior del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).

El ensamble inferior de ambos dispositivos (el imitador y el guía), son similares y cuentan con muy pocos agregados que los diferencian. Por un lado, en el dispositivo guía se pueden apreciar dos piezas plásticas, que se agregaron con la finalidad de servir como límite para los sensores ultrasónicos (ver Figura 5.3). Por otro lado, el ensamble del dispositivo imitador solo se colocaron chumaceras que brindan soporte al tornillo sin fin (ver Figura 5.3). En ambos dispositivos se utilizaron elevaciones impresas en 3D para brindar mayor altura a los soportes de varilla para ajustarlas a la misma altura que las chumaceras del tornillo sin fin.

5.1.2.1 Elementos de transmisión cadera-rodilla

En el ensamble inferior, se integró un sistema de transmisión mecánica que consta del motor a pasos Nema 23, su soporte para darle elevación y dos chumaceras de soporte. Además, se utilizó un acoplador para unir el eje del motor con unos de los extremos del tornillo sin fin y se seleccionó en este caso cople flexible para alinear los elementos a unir. En la Figura 5.4 se aprecia de manera física estos elementos y en la Figura 5.5 una vista en 3D de los componentes que conforman la transmisión de cadera-rodilla.



Figura 5.4. Base y elementos de transmisión ensamblados del dispositivo imitador.

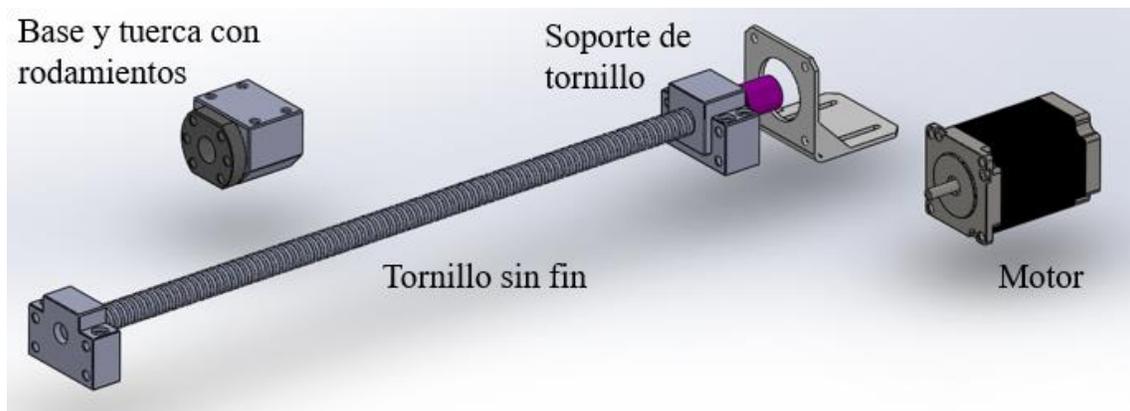


Figura 5.5. Vista explotada del modelo 3D de la transmisión de cadera-rodilla.

5.1.2.2 Placa móvil

Como parte del ensamble inferior, se integró una placa móvil a cada uno de los dispositivos, con las mismas medidas, pero diferentes elementos que la integrarían (ver Figura 5.6). Los

elementos similares en ambas placas son baleros para deslizarse por las varillas lisas en la parte inferior y unas pequeñas piezas plásticas en la parte superior que cumplen la función de bisagras que unen el ensamblaje mecánico inferior con el superior. Además, la placa móvil correspondiente al dispositivo guía, se agregaron piezas plásticas como soporte de sensores ultrasónicos.

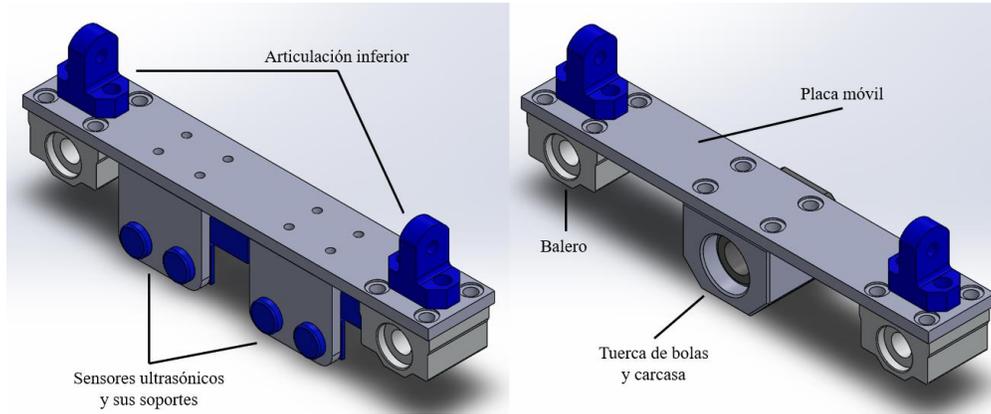


Figura 5.6. Vista 3D del ensamblaje mecánico de la placa móvil del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).

5.1.3 Ensamblaje mecánico superior

El ensamblaje superior cuenta con elementos que permiten al paciente flexionar las articulaciones inferiores. Como lo son, un ensamblaje de tubos que permiten flexionar la rodilla y una plantilla móvil que permite flexionar el tobillo (ver Figura 5.7).

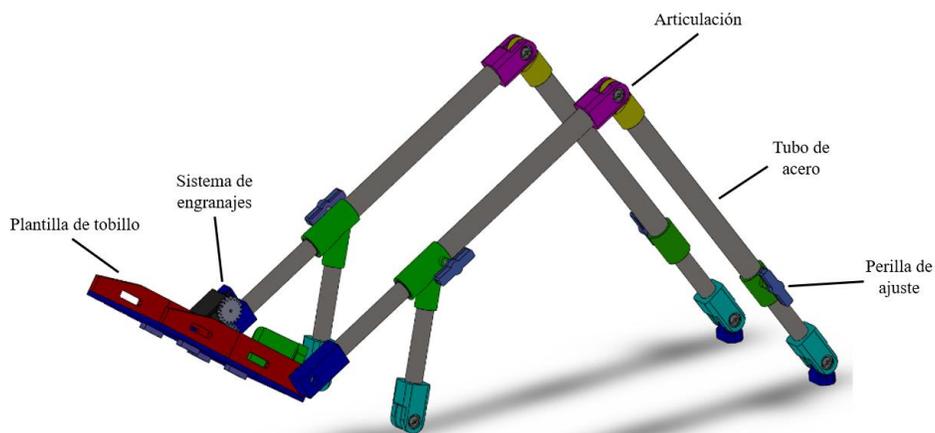


Figura 5.7. Vista 3D del ensamblaje mecánico superior (dispositivo imitador).

La parte superior cuenta con un par de tubos y conectores articulados hechos en impresora 3D que permiten flexionar la rodilla del paciente (ver Figura 5.8). Se cortaron tubos de diferentes diámetros para hacer un sistema de tubos extensibles y adaptarse a las diferentes medidas antropométricas del paciente. Para hacer el ajuste de tamaño de los tubos, se agregaron tuercas de ajuste de un mano con mango de plástico en forma de mariposa, estas impresas en impresora 3D. Las perillas fueron colocadas en un costado para no obstruir el soporte de la pierna del paciente.

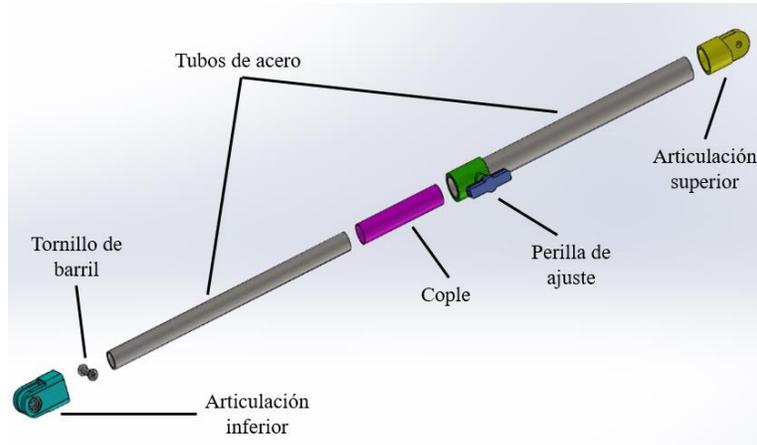


Figura 5.8. Vista 3D explotada del ensamble de tubos.

La plantilla del tobillo está conformada por piezas impresas (ver Figura 5.9). Debido al tamaño de la plantilla no fue posible imprimirla en una sola pieza, por lo cual se optó en construir un ensamble, que consta de plantillas, soportes laterales y un soporte para tobillo. También fueron agregadas piezas diseñadas para colocar correas que mantuvieran el pie en su lugar y que se pudiera conectar por medio de bisagras a la otra parte del ensamble.

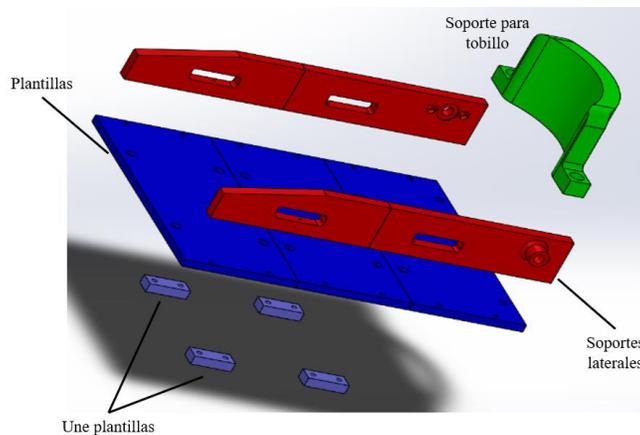


Figura 5.9. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo.

El movimiento del tobillo es rotacional, por lo tanto, se optó en el caso del dispositivo imitador, por utilizar un servomotor el cual daría precisión al movilizar el tobillo en una cantidad específica de grados (ver Figura 5.10). Además, se utilizaron dos engranajes rectos hechos de plástico para transmitir este movimiento, sin dañar la integridad del eje del servomotor (ver Figura 5.10). Por último, se fabricó una pieza plástica especial que sujeta estos elementos y se ensambla a uno de los tubos extensores para sujetar el servomotor y los engranajes.

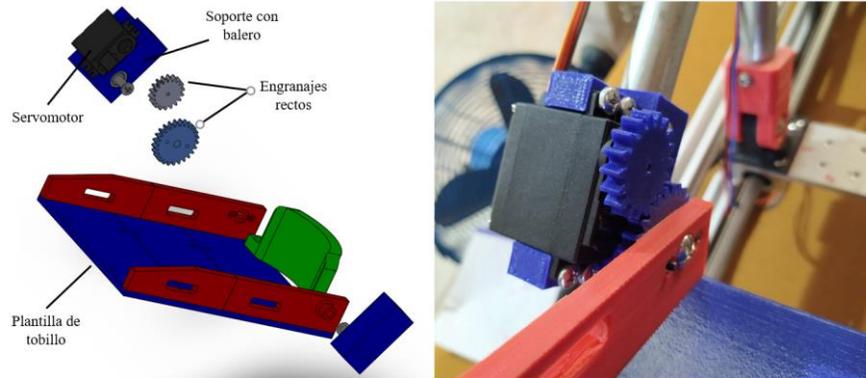


Figura 5.10. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo del dispositivo imitador (izquierda) y armado físico (derecha).

La función del dispositivo guía, es medir el movimiento, por lo cual, se implementó un potenciómetro que permite medir el ángulo de rotación del tobillo del paciente (ver Figura 5.11). Para garantizar la vida útil del potenciómetro, se utilizaron engranajes rectos al igual que en el dispositivo imitador, pero en este caso con ligeras modificaciones para que pudieran acoplarse de manera correcta.

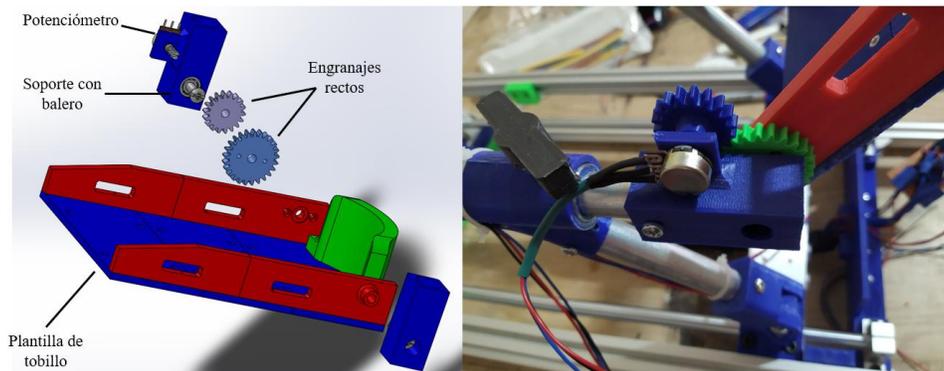


Figura 5.11. Vista 3D explotada de la plantilla del tobillo del dispositivo guía (izquierda) y armado físico (derecha).

Baleros y tornillos de barril implementados en las piezas plásticas que funcionan como ensambles para los tubos, son algunos elementos que permitieron realizar los movimientos de una articulación, como lo son: la flexión de la rodilla y rotación en el caso del tobillo (ver Figura 5.12). Al implementar baleros se reduce la fricción entre los elementos giratorios. La función del tornillo de barril, es ser eje de rotación entre las uniones de los tubos que conforman las articulaciones del dispositivo.

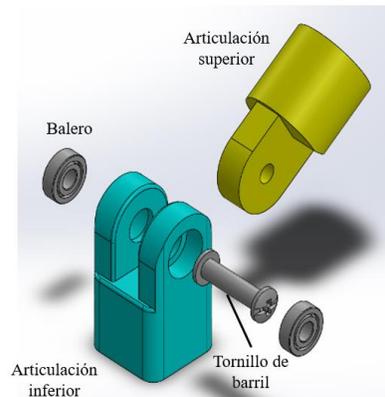


Figura 5.12. Vista 3D explotada de articulación.

5.1.4 Integración del mecanismo

En la Figura 5.13 se puede observar la integración de todas las partes mecánicas de ambos dispositivos. Como se puede observar en la Figura 5.13, el dispositivo imitador es el que cuenta con mayor número de componentes mecánicos dado que es el encargado de movilizar de manera pasiva la extremidad inferior afectada del paciente. Por otro lado, el dispositivo guía, cuenta con un sistema de rieles de varillas lisas con la intención de permitir que la placa móvil de este dispositivo se mueva libremente, permitiendo al paciente deslizar su extremidad inferior sana y así tomar lectura de sus movimientos.

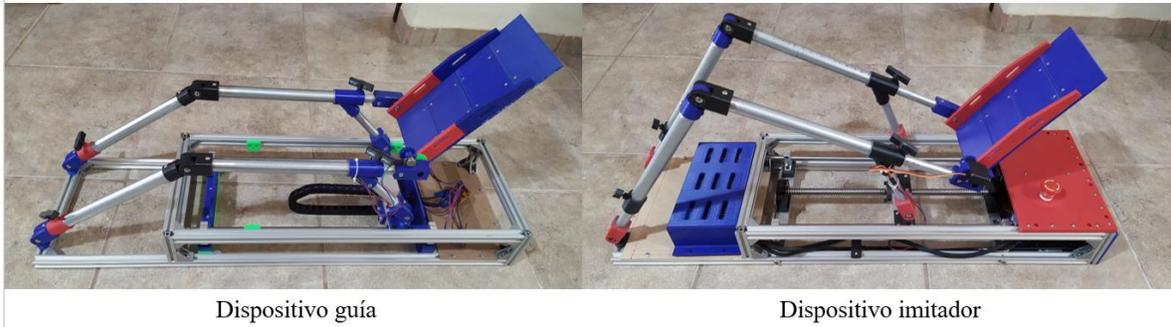


Figura 5.13. Resultado de ensamble mecánico del dispositivo guía (izquierda) y dispositivo imitador (derecha).

5.2 Impresión de piezas

En el diseño del dispositivo MoveLeg se modelaron piezas únicas de forma y tamaño específico. Se utilizó un filamento de 1.75 mm de diámetro de material PLA.

El programa de impresión utilizado fue el Repetier-Host V2.1.6 un software de fácil operación y configuración en una impresora 3D.

Se emplearon dos impresoras 3D para hacer las piezas, una que fue armada con diferentes componentes y una Anet et4 un modelo comercial (ver Figura 5.14).

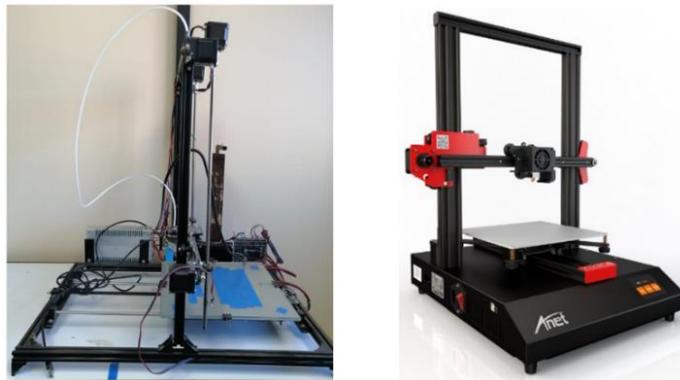


Figura 5.14. Impresora 3D armada (izquierda) y Anet et4 (derecha).

En la Figura 5.15 se puede ver el proceso de impresión de una las piezas que se utilizó en el dispositivo y donde también se puede apreciar algunas de las tácticas empleadas para que la pieza no se desprendiera de la cama de impresión. Una de las tácticas fue el uso de cinta para enmascarar azul, como una superficie de mayor adherencia para el plástico. Para reforzar también

la adherencia, se impregnaba la cinta azul con aerosol para fijar el cabello, lo cual brindo mejores resultados.

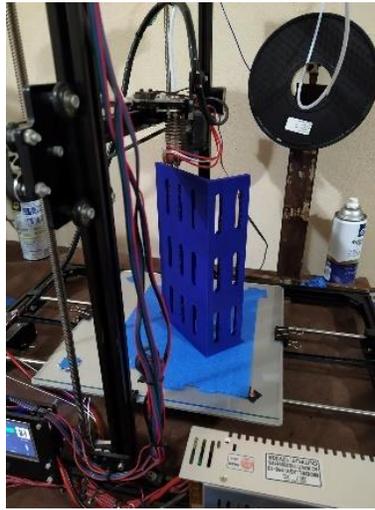


Figura 5.15. Pieza en proceso de impresión 3D.

En el proceso de impresión de piezas, se topó también con el inconveniente de que el par de piezas que funcionan como una articulación se rompían (ver Figura 5.16). Esto fue debido a que en estas piezas se introducían baleros a presión sobre la pieza. Lo que se identificó como el problema en un principio fue el espesor del círculo en el que se presionaba el balero. Pero esta no fue la única causa de que la pieza se rompiera, también fue el espesor de las paredes de la pieza y la forma en la que se imprimía la pieza ya que a la hora de realizar la impresión de una pieza el usuario puede escoger entre imprimir la pieza de manera horizontal, vertical o de manera diagonal.



Figura 5.16. Secuencia de impresión realizando cambio de relleno en una pieza plástica que se rompía por presión.

Otro factor de importancia que se identificó fue el porcentaje de relleno utilizado en la impresión de la pieza. Este parámetro se refiere a la cantidad de material que se usa para rellenar la pieza, siendo 10% un porcentaje muy bajo y el 100% equivale a rellenar la pieza en su totalidad. Al escoger un porcentaje por debajo del 45%, la impresora 3D recomienda patrones de rellenos parecidos que le brindan mayor resistencia y ligereza a la pieza. Cabe mencionar, que mientras mayor sea el porcentaje de relleno seleccionado, mayor será el tiempo de impresión de la pieza.

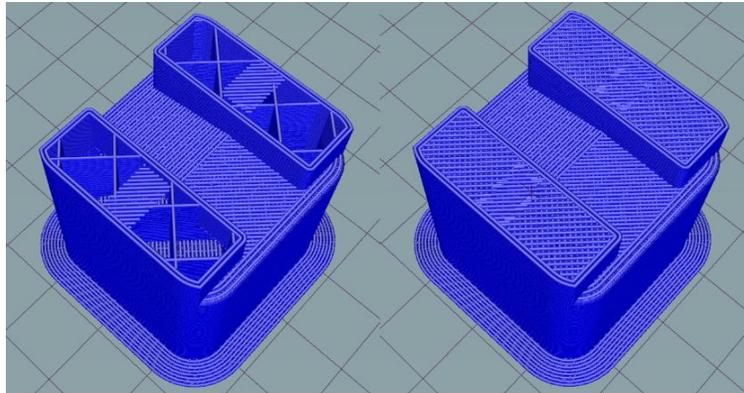


Figura 5.17. Relleno de pieza al 15% (izquierda), relleno de pieza al 80% (derecha).

El uso de un porcentaje de relleno a 80% fue el adecuado para el diseño propuesto. Con lo cual el tiempo de impresión fue de 1 hora y 14 min (ver Figura 5.17). Por lo anterior, el peso de la pieza también se incrementó al igual que su resistencia. Por último, la pieza se rediseño para ensanchar los laterales donde se colocaba el balero con la finalidad de agregar más material en esa zona (ver Figura 5.18).

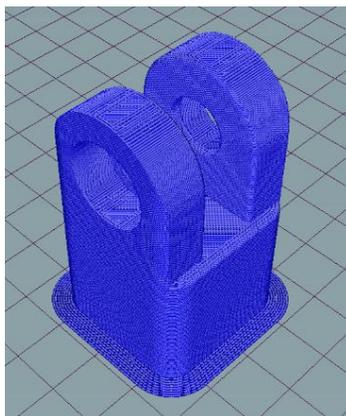


Figura 5.18. Resultado de pieza impresa después de modificaciones.

Adicionalmente en el desarrollo de las piezas en las cuales se colocarían tornillos, se propuso al menos 2 mm de grosor en las paredes de la pieza, si, por el contrario, se fabricaba la pieza con menor grosor la rosca del tornillo termina barriéndose (ver Figura 5.19). Por lo tanto, este parámetro se consideró en la impresión de este tipo de piezas.

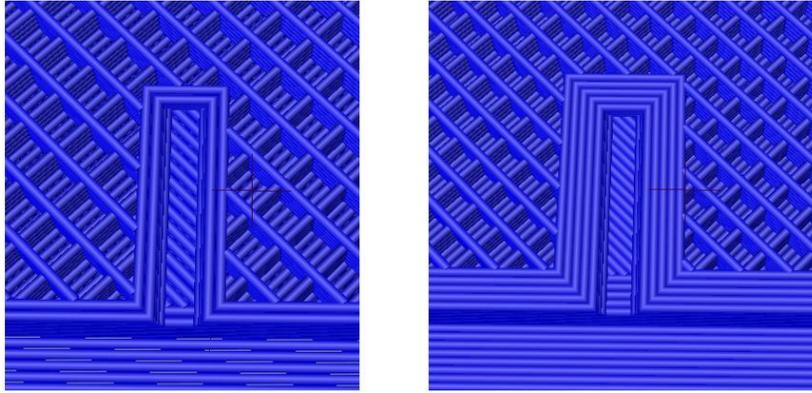


Figura 5.19. Espesor de pared de 1mm (izquierda), espesor de pared de 2mm (derecha).

5.3 Desarrollo electrónico

Posterior al desarrollo mecánico, se realizó el desarrollo electrónico, el cual consta del armado de la parte de electrónica de potencia y la parte de los sistemas embebidos empleados en cada uno de los dispositivos.

La ubicación de los componentes electrónicos del dispositivo se muestra en la Figura 5.20. Estos se colocaron en ambos dispositivos, al extremo más alejado del paciente. Lo anterior con la finalidad de:

1. Minimizar que el ruido que produce el motor y que este no represente una molestia al paciente.
2. Colocar los componentes en este lugar, da accesibilidad para realizar el mantenimiento y manejo de componentes.
3. También, en este extremo se coloca la entrada de alimentación eléctrica para el dispositivo.

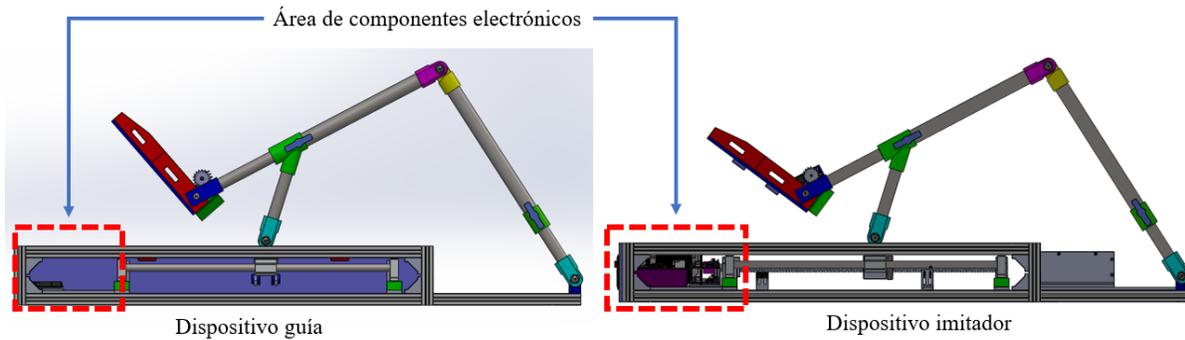


Figura 5.20. Área de componentes eléctricos en dispositivo guía e imitador.

5.3.1 Electrónica de potencia

Con la selección de motores, controlador y microcontroladores del dispositivo imitador, se procedió a realizar simulaciones de movimiento de ambos motores, esto también permitió verificar que los voltajes de alimentación fueran los correctos. En el caso de la alimentación del dispositivo, este se puede conectar a un tomacorriente de 110 voltios. Para ello, se implementó el uso de una fuente de voltaje de 24V a 15^a, conectada directamente a los 110 voltios de entrada, que es suficiente para satisfacer la demanda de corriente y voltaje del sistema.

Uno de los reductores de voltaje utilizado se ajustó a 5.5V, para alimentar el servomotor que se encarga del movimiento del tobillo y el otro se ajustó a 6V para alimentar los microcontroladores tanto del dispositivo imitador como el dispositivo guía.

Como se observa en la Figura 5.21, se integraron el motor, el controlador y reductores de voltaje en una misma zona, separándolos de la parte de los microcontroladores.

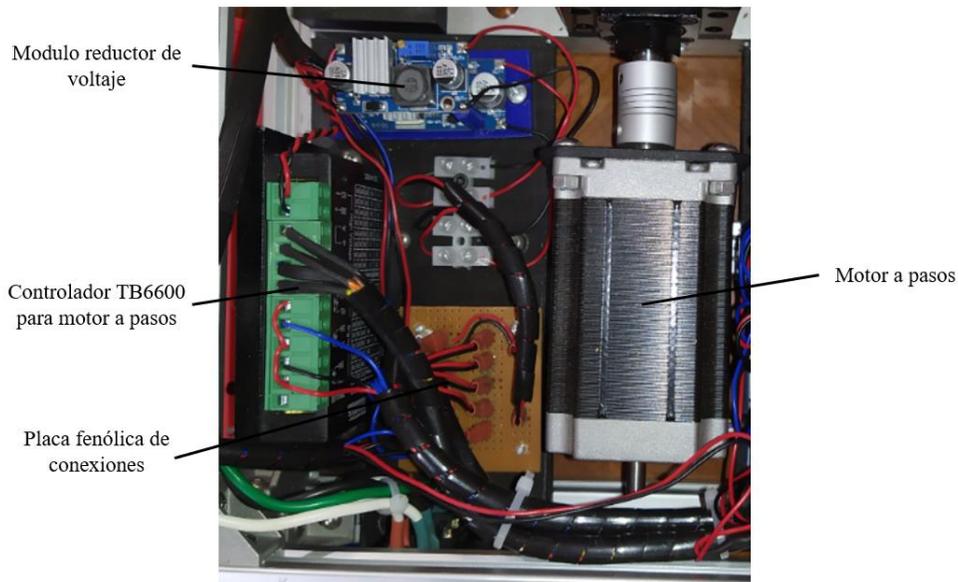


Figura 5.21. Apartado de la electrónica de potencia del dispositivo imitador.

5.3.1.1 Controlador y motor a pasos

Las bobinas del motor a pasos Nema 23, se conectaron de manera bipolar al controlador TB6600. El cual fue alimentado con dos voltajes diferentes, uno de 24V destinado a brindar voltaje a las bobinas del motor, y otro de 5V encargado de alimentar la parte electrónica del microcontrolador.

El controlador TB6600 cuenta con diferentes combinaciones para variar la cantidad de corriente a suministrar y la cantidad máxima de pulsos por segundo para el accionamiento de las bobinas del motor. Por tal motivo, se realizaron algunas pruebas de la conexión del motor con el controlador y este a su vez recibiendo instrucción de un Arduino UNO.

Con lo anterior se verificó que la configuración fue la correcta y que no existía un error entre la velocidad deseada y la velocidad de salida del motor (ver Figura 5.22). A la par de esto, haciendo uso de un tacómetro para medir, se ajustó el controlador para obtener la mayor cantidad de revoluciones por minuto que pudiera entregar el motor.

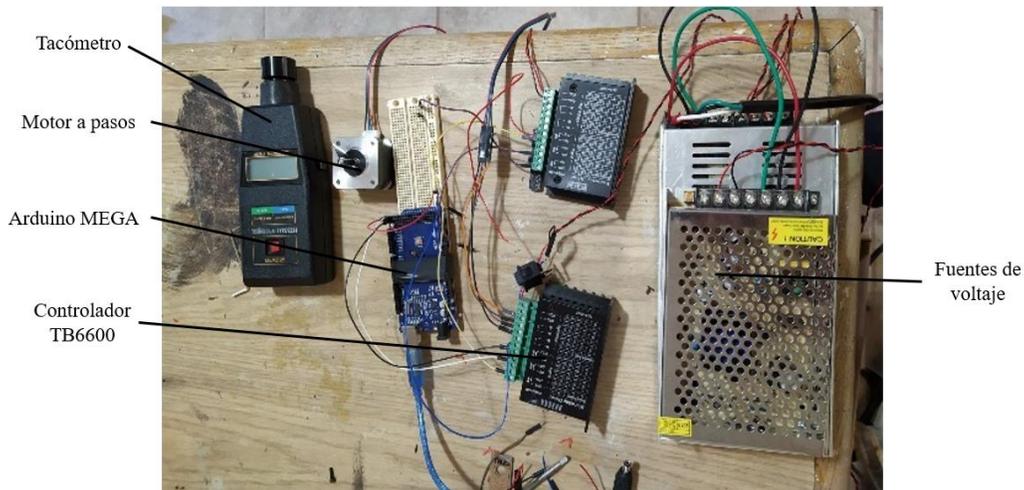


Figura 5.22. Montaje de pruebas del controlador tb6600 y un motor a pasos.

5.3.2 Sistemas embebidos

En total se emplearon 5 sistemas embebidos para operar MoveLeg, siendo un Raspberry Pi3, un Arduino MEGA y tres Arduino UNO. Cada uno de ellos con una función específica en el control de movimiento y comunicación de ambos dispositivos. El dispositivo imitador cuenta con 4 sistemas embebidos en su apartado electrónico mientras que el dispositivo guía sólo cuenta con un sistema embebido.

En la Figura 5.23 se muestra un diagrama que señala la implementación de cada uno de los microcontroladores, se señala el protocolo de comunicación entre los componentes.

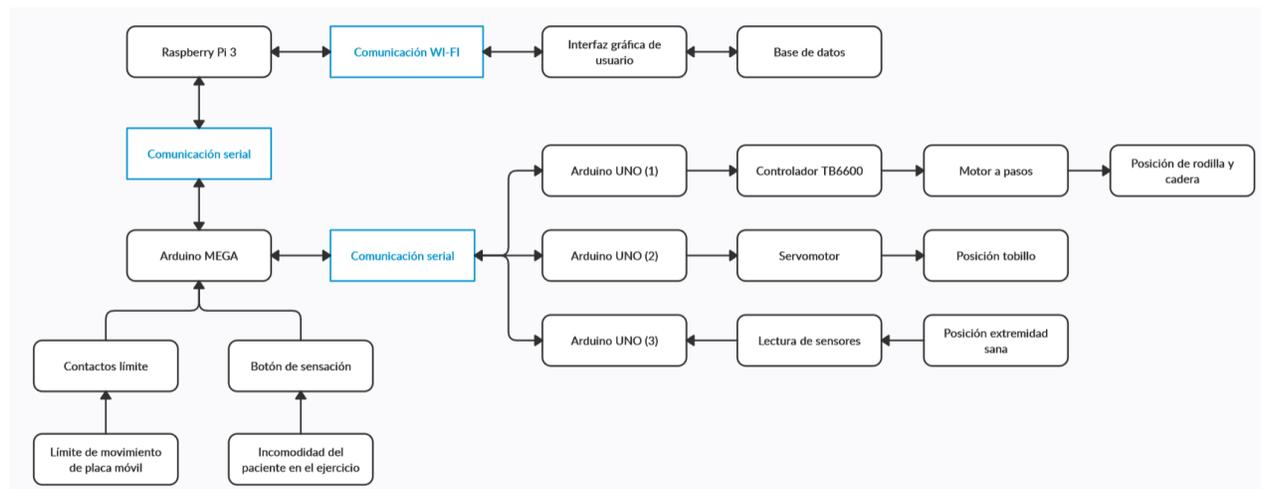


Figura 5.23. Diagrama de bloques de la implementación de los microcontroladores.

Como se observa en la Figura 5.23 el Arduino Mega se utilizó como un intermediario en la comunicación de los microcontroladores, para ello, se conectaron sus cuatro puertos seriales para brindar comunicación entre los 3 Arduino UNO y el Raspberry PI.

El Arduino UNO (1) y (2) se implementaron para el control de los motores, esto se desarrolló de esta manera para asegurar la operación en tiempo real de los motores.

El mismo caso resultó al utilizar los sensores ultrasónicos en el dispositivo guía, ya que en la programación de estos sensores se necesita la implementación de un retardo para llevar a cabo su lectura. Lo anterior, entorpecía las tareas que se tenían que desempeñar al mismo tiempo por el dispositivo, por lo tanto, se empleó el uso dedicado del Arduino UNO (3).

El uso que se le dio al Raspberry Pi 3 fue el de construir una interfaz entre el DA y una computadora. En este caso la implementación de un cable no era la indicada, puesto que los terapeutas comentaron el uso y movilidad que le darían a un dispositivo como MoveLeg de tal manera que se pensó en que se comunicara el dispositivo con el computador de manera inalámbrica. Por lo anterior, el Raspberry Pi 3 brindó la facilidad de la conexión WI-FI y también al mismo tiempo contar con un puerto de comunicación serial para conectarse con el intermediario en el dispositivo que es el Arduino MEGA.

5.3.2.1 Instalación de sistemas embebidos

La instalación de los microcontroladores fue determinada por el limitado espacio en el dispositivo y también para mantenerlo separado de la electrónica de potencia en el dispositivo imitador. Por lo que, se colocaron del lado derecho del espacio asignado para la electrónica como se puede apreciar en la Figura 5.24.

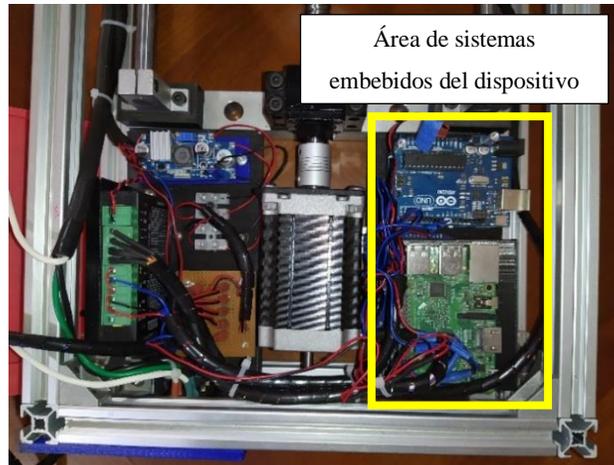


Figura 5.24. Área de microcontroladores del dispositivo imitador.

Como se puede observar en la Figura 5.24, casi todas las conexiones entre los componentes colocados en el dispositivo imitador y los microcontroladores se hicieron en una tabla fenólica, colocada en el lado izquierdo del apartado de electrónica de potencia.

Por otro lado, en el dispositivo guía se colocó un Arduino UNO para la lectura de sensores, pero en el caso de este dispositivo el espacio no fue un problema, ya que solo se montó el Arduino UNO a lado de una placa fenólica para las conexiones entre el microcontrolador y los sensores (ver Figura 5.25).

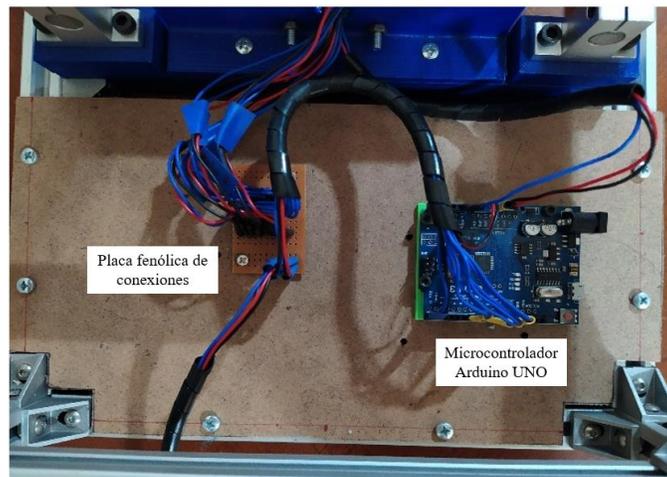


Figura 5.25. Área eléctrica del dispositivo guía.

5.3.3 Contactos límite, topes mecánicos, botón de paro de emergencia y botón de sensación

Uno de los elementos de diseño más recalcados por los y las especialistas fue el de priorizar la seguridad del paciente durante el uso de MoveLeg. Por tal motivo, se implementaron diversas medidas de seguridad en el dispositivo como lo son: contactos límite, topes mecánicos, botón de paro de emergencia, y botón de sensación. El botón de sensación es una alternativa que se pensó para que el paciente lleve un cierto control sobre la terapia.

5.3.3.1 Contactos límite y topes mecánicos

En el dispositivo imitador se colocaron contactos límite con la finalidad de sensar un desplazamiento fuera de los límites (ver Figura 5.26). Estos límites se establecen por los topes mecánicos implementados en el dispositivo guía (ver Figura 5.26). Los topes mecánicos se implementaron como una medida de seguridad preventiva para que el paciente a la hora de hacer las repeticiones con su pierna sana, no mueva su pierna fuera de los límites de desplazamiento en el dispositivo imitador. Se consideraron estos límites por el recorrido posible que puede brindar el tornillo sin fin en el dispositivo imitador. Debido a esto, en el dispositivo imitador se colocaron contactos límite lo cuales sensan a la misma distancia a la que están colocados los topes mecánicos en el dispositivo guía.

Los contactos límites se conectaron directamente al Arduino Mega para no interferir con los procesos de los demás Arduino. En este caso, la función del contacto límite solo sería la de mandar una señal al Arduino que controla el motor a pasos, hacerlo parar y que retroceda a la posición máxima de desplazamiento con la cual se haya configurado la terapia (ver Figura 5.26).

Para el interruptor que hace la función del contacto límite, se realizó el diseño e impresión de una pieza en la cual se puede ajustar la posición del interruptor en uno de los rieles de la base del dispositivo imitador, también se puede hacer el ajuste de la altura necesaria para que haga contacto con la placa móvil (ver Figura 5.26).

En el caso del tope mecánico que se instaló en el dispositivo guía, se realizó la impresión de una pieza rectangular con orificios para fijarse al riel de la base por la parte interna para que pudiera impedir el desplazamiento de la placa móvil (ver Figura 5.26). El porcentaje de relleno de la pieza fue del 100% ya que se trata de una pieza que recibirá impactos constantes.

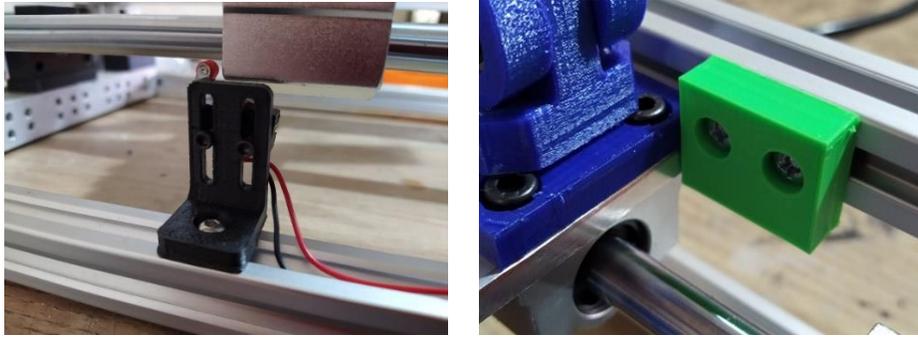


Figura 5.26. Contacto límite en el dispositivo imitador (izquierda), tope mecánico en el dispositivo guía (derecha).

5.3.3.2 Botón de paro de emergencia

En las diferentes visitas que se hicieron a especialistas, ellos comentaron la necesidad de que el dispositivo fuera lo más seguro para el paciente. Uno de los elementos de seguridad que más mencionaron fue el implementar un botón de paro de emergencia el cual se instala en la gran mayoría de dispositivos de asistencia y MoveLeg no sería la excepción a la regla.

Por cuestiones de espacio y accesibilidad, se definió que la mejor posición para el botón de paro de emergencia es en el apartado donde se encontraba la electrónica, lo cual, evitó el cablear una larga distancia hacia el botón.



Figura 5.27. Ubicación del botón de paro de emergencia en el dispositivo imitador.

5.3.3.3 Botón de sensación

El botón de sensación se planeó como una forma de retroalimentar al dispositivo MoveLeg, el cual tuviera en su poder el paciente que realiza la terapia. Lo anterior, con la finalidad de poder expresar la sensación que tiene del movimiento que realiza el dispositivo sobre su extremidad inferior (ver Figura 5.28). En el entendido, de que si el botón, es presionado, se entiende que el paciente no se siente cómodo con la velocidad y desplazamiento del dispositivo.

Para la construcción del botón de sensación, se utilizó un botón de arcadia color rojo, el cual es amplio y es fácil de presionar una gran cantidad de veces. Para que el paciente lo sujetara, se realizó la impresión de una funda plástica cilíndrica de unos 12 cm de largo para que encajara en la mano de los y las pacientes. Además, se soldó en las terminales del botón una resistencia y dos cables lo suficientemente largos que se conectaron al Arduino Mega. Con el Arduino Mega se manda directamente la señal de que se presionó el botón al Raspberry Pi 3, lo cual se refleja en la interfaz gráfica de MoveLeg.



Figura 5.28. Botón de sensación del dispositivo imitador.

5.4 Desarrollo de software

En este apartado se habla sobre cómo se desarrolló una interfaz de usuario que es enlace directo con uno de los usuarios de MoveLeg que es el fisioterapeuta que acompaña y brinda ayuda médica al paciente y el paciente quien mediante el botón de sensación envía retroalimentación de la ejecución de la terapia (percepción de velocidad y desplazamiento). Por un lado, también se

habla sobre la programación de los sistemas embebidos que se utilizaron en el dispositivo y las librerías que se utilizaron. Por otro lado, se habla sobre como fue el desarrollo de la base de datos que almacena información importante de las terapias de los y las pacientes.

5.4.1 Programación de microcontroladores

El sistema embebido Arduino utiliza la librería proveniente de C (avr – libc), donde se permite el uso de cualquier microcontrolador ATMEL, el cual está incrustado en la tarjeta Arduino. Para ello, se utilizaron diferentes librerías para generar el código de cada uno de los sistemas Arduino, ya que las tareas que desempeña cada uno de ellos fue diferente. En la Tabla 5.1 se muestra el número de tablilla Arduino, la librería que se empleó y su funcionalidad.

Tabla 5.1. Librerías utilizadas para la programación de los sistemas Arduino.

Microcontrolador	Librería	Función
Arduino (1)	StepperMotor.h	Permite el control de un motor a pasos
Arduino (2)	Servo.h	Permite el control de un servomotor
Arduino (3)	Ultrasonic.h	Permite realizar la lectura de sensores ultrasónicos
Arduino MEGA		Permite el control de los contactos límite y el botón de sensación

En el Arduino (1) se utilizó la librería *StepperMotor.h* permite el control del motor a pasos para este proyecto. La librería *StepperMotor.h* posibilita definir el número de pasos que realiza el motor utilizando una conversión, lo que implica variar la aceleración y velocidad con un código sencillo.

En el Arduino (2) se utilizó la librería *Servo.h* que permite utilizar hasta 4 servomotores al mismo tiempo, en este caso se hizo el control de un servomotor. La librería facilitó el proceso de mandar los pulsos necesarios al servomotor y su control en general, ya que se requería realizar cambios de dirección en una cantidad de veces específica.

En el caso del Arduino (3) se utilizó solamente la librería *Ultrasonic.h*. permitió el uso de 4 sensores ultrasónicos de modelo HC – SR04 utilizados en el dispositivo guía para medir distancia y calcular velocidad de la pierna sana del paciente. Para su uso, la librería solamente requiere que

se escriban unas líneas de código, y con ello regresar el tiempo y la distancia que miden los sensores.

5.4.2 Interfaz gráfica de usuario

Para el desarrollo de la interfaz de usuario se utilizó el programa Visual Studio 2019 haciendo uso del lenguaje de programación C#.

Para ello, se utilizaron pestañas con menús desplegables. Las pestañas que se observan en la aplicación son: 1) Inicio, 2) Terapia, 3) Información y 4) Ayuda (ver Figura 5.29).

Enseguida, se describen brevemente las ventanas de la interfaz más importantes y rasgos generales de las mismas. Sin embargo, en el anexo A se encuentra un manual de usuario de la interfaz de usuario donde se encuentra una explicación más detallada del uso y los apartados de cada ventana.

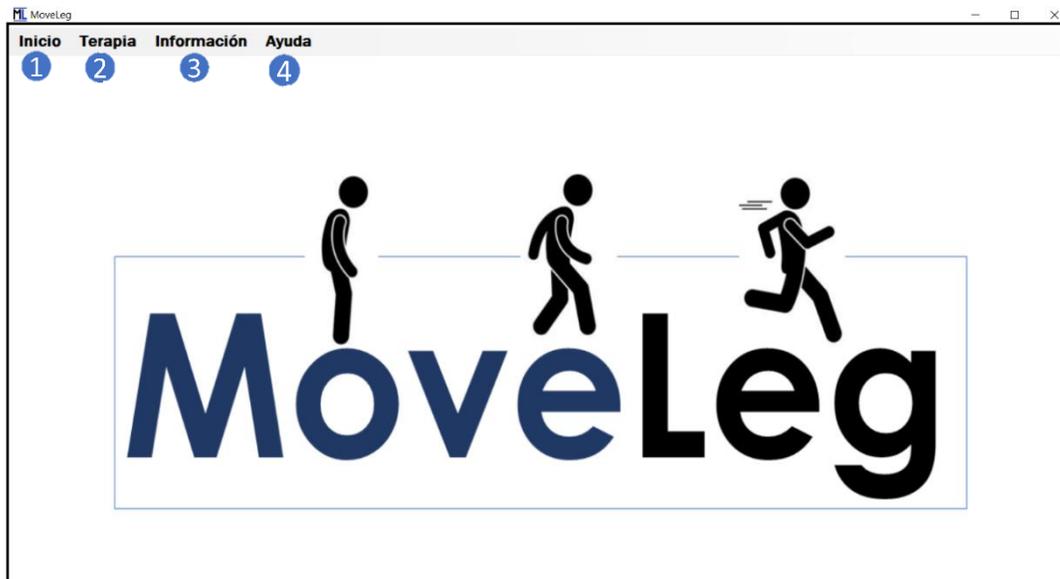


Figura 5.29. Interfaz de inicio MoveLeg.

En la Figura 5.30 se observa la ventana de “Agregar paciente”, a la cual se puede acceder haciendo clic en la pestaña de “Inicio”. En esta ventana se escriben datos generales del paciente como nombre del paciente (1), edad (2) y patología que presenta el paciente (3). El dato pierna afectada del paciente (4) se selecciona de un menú desplegable. En la sección inferior de la ventana se pide llenar datos específicos de las extremidades del paciente como en el caso del apartado de

ángulos (5), donde se solicitan datos del rango de movimiento de las articulaciones de la extremidad sana del paciente. En el caso de medidas (6), se solicitan las medidas de la extremidad del paciente separado por secciones. Los botones con signo de interrogación (7) y (8), son ayuda donde se despliegan ventanas que brindan información al usuario sobre el llenado de los apartados (5) y (6). Para finalizar, se presiona el botón guardar (9) con el cual se envía la información a la base de datos.

Figura 5.30. Interfaz para agregar paciente.

Al presionar en la pestaña “Terapia” se despliega la opción “Generar sesión” que, al hacer clic sobre ella, se abre una ventana en la cual se solicita información para generar una sesión personalizada para cada paciente (ver Figura 5.31). Para poder generar sesión a un paciente, primero debe tener un perfil guardado en la base de datos, ya que el primer dato que se pide ingresar en la ventana de “Generar sesión” es escoger el nombre del paciente en menú desplegable (1). Seguido, se solicita ingresar datos para que el dispositivo guía realice su función de medir el movimiento de la pierna sana del paciente, pidiendo que se ingrese el número de repeticiones de rodilla y tobillo (2) que hará el paciente para su lectura. Cuando se ingresan estos datos, se puede presionar el botón de “Iniciar lectura” (10), con ello el paciente puede comenzar con las repeticiones de su pierna sana. Al finalizar las repeticiones, se exponen en (3) y (4) los promedios correspondientes a desplazamiento y velocidad realizados por la pierna sana del paciente. Debido

a que la pierna afectada del paciente no es posible que realice el mismo movimiento de la pierna sana, se agregaron apartados donde se ingresan porcentajes de reducción de velocidad y desplazamiento para rodilla y tobillo en (6). Se muestra a manera de recordatorio la pierna afectada del paciente, este dato proviene de los datos ingresados al guardar el perfil del paciente en la base de datos. Además, se pide un dato importante para el cálculo de ángulos que realizará el dispositivo imitador que es la medición C-R (cadera-rodilla) (9). Para los fisioterapeutas que sean nuevos generando una sesión en la aplicación, se agregó un botón de ayuda (7) para orientarlos sobre el dato solicitado “medición C-R”. Ya con todos los campos debidamente llenos, el fisioterapeuta puede presionar el botón de “Iniciar terapia” (8), con el cual se desplegará la ventana de “Terapia” (ver Figura 5.32). En caso de querer regresar a la ventana de inicio, se agregó un botón de “Inicio” (11) en la parte superior de la ventana.

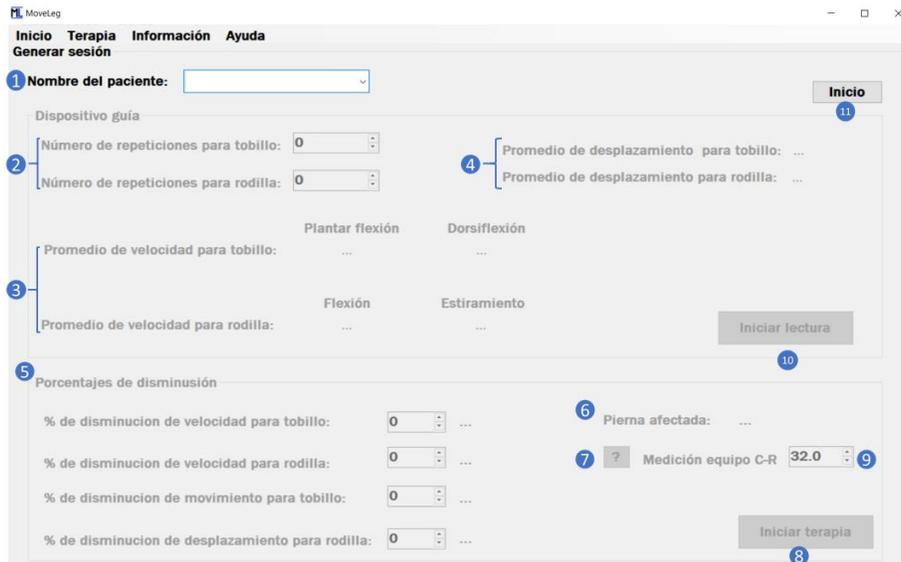


Figura 5.31. Interfaz de generar sesión.

En la Figura 5.32 se muestra la ventana de “Terapia”, en la cual se muestran aspectos y datos de la terapia. Se muestra el nombre del paciente (1) que está realizando la terapia en cual se puede considerar un identificador en esta aplicación. Los datos mostrados en esta ventana son en tiempo real, por ejemplo, en el apartado de repeticiones (2) se muestran las repeticiones logradas y la meta que debe alcanzar el paciente. También, se agregó un temporizador con el que se muestra el tiempo de terapia (3), Además, se presenta un apartado en el que se detalla la sensación de terapia (4) relacionado a como se siente el paciente con el ejercicio que está realizando. Los

porcentajes de reducción (5) actuales se muestran en pantalla, con el fin de tener una buena retroalimentación para el fisioterapeuta, estos datos pueden cambiar dentro del lapso de la terapia y se mostrarán los cambios en tiempo real en este apartado. En los ángulos de flexión (6) y la velocidad (7), se muestran en grados los datos reales de la flexión y extensión de las articulaciones de la pierna del paciente y la velocidad a la que se flexiona rodilla y tobillo en grados sobre segundos. Llegado el final de la terapia, ya que el paciente haya realizado todas las repeticiones, se puede presionar el botón de “Finalizar” (8) para salir de la ventana de “Terapia”. Al ser presionado el botón, todos los datos de la terapia son guardados en la base de datos.

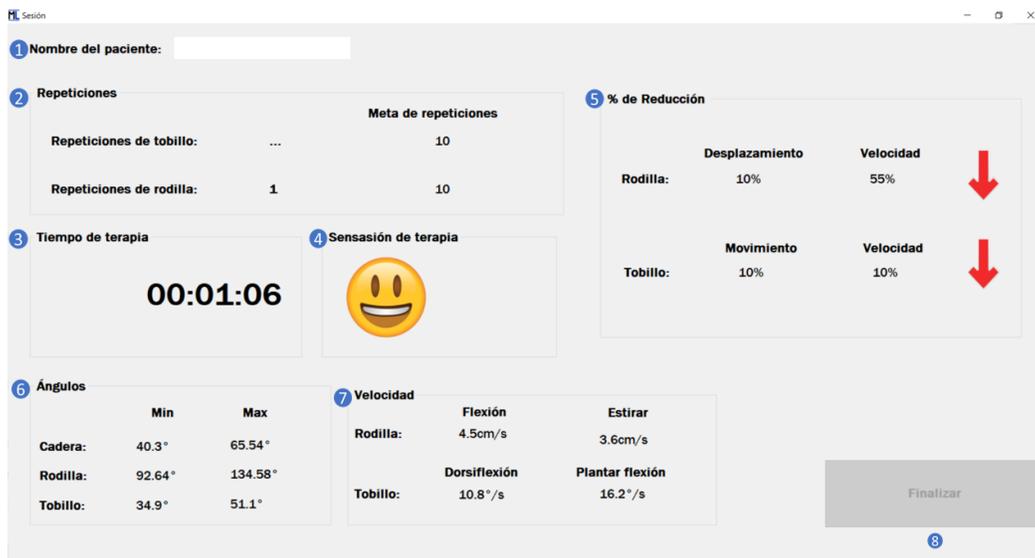


Figura 5.32. Interfaz de terapia.

Se debe ingresar a la ventana de “Consulta de datos” para ver la información de un paciente y los datos relacionados a cada una de las sesiones de terapia que ha realizado con el dispositivo (ver Figura 5.33). Para ello, primero se solicita ingresar en nombre del paciente (1) del que se quiere consultar información. Seguido se mostrará información del paciente en la primera tabla (2) de la parte inferior. En esta tabla se muestra un listado de todas las sesiones de terapia que se realizaron con un número que las identifica y se observan datos como el número de repeticiones, entre otros. Al hacer clic sobre el número de sesión y presionar el botón de “Ver detalles” (3) se despliega más información de la sesión seleccionada en la segunda tabla (4) que se encuentra en la parte de abajo. En esta segunda tabla, se pueden observar datos como la cantidad de disminuciones y la cantidad de repeticiones que se hicieron con cada disminución que se hizo.

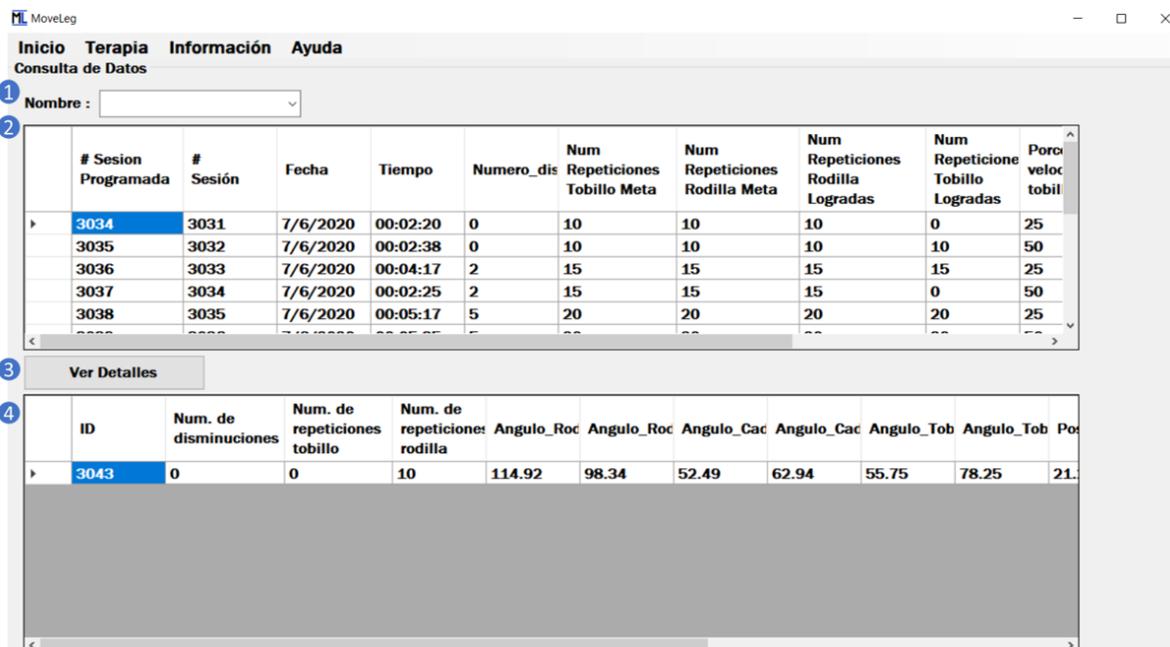


Figura 5.33. Interfaz para consulta de datos.

5.4.3 Base de datos

Para el desarrollo de la base de datos se utilizó el programa Microsoft SQL Server Management Studio 18 y se hizo la conexión con Visual Studio utilizando un cliente. Por lo que, a través de la aplicación se pueden insertar y consultar datos.

La comunicación con la base de datos se hizo mediante la librería de SQL *System.Data.SqlClient*, la conexión se hizo al servidor *DESKTOP-4AE9SD4\SQLEXPRESS*, a la base de datos *DB_MoveLeg*, utilizando las credenciales de la sesión de Windows.

Al escribir o leer información de la base de datos se abre y cierra la conexión con el servidor.

Por lo anterior, se generaron 4 tablas: datos de usuario, resultados, detalle de resultados y programación de sesión, cada una enfocada a guardar información que ingresa el usuario en las diferentes ventanas de la aplicación o consultar información. La base de datos tiene la misma integración del modelo de entidad relación que se muestra la Figura 4.33 del capítulo 4.

5.5 Funcionamiento de MoveLeg

En la Figura 5.34 se muestra la arquitectura del sistema MoveLeg. La función del sistema es la de brindar al usuario (fisioterapeuta) la capacidad de agregar pacientes, generar sesiones de terapia y consultar información de las terapias realizadas todo esto desde el uso de una interfaz de usuario en una computadora. En el caso del usuario (paciente) brinda el apoyo en sesiones de terapia para rehabilitación de extremidades inferiores. El sistema está compuesto por una interfaz gráfica de usuario, una base de datos y un dispositivo de asistencia para rehabilitación que consta de dos partes: el dispositivo imitador y el guía.

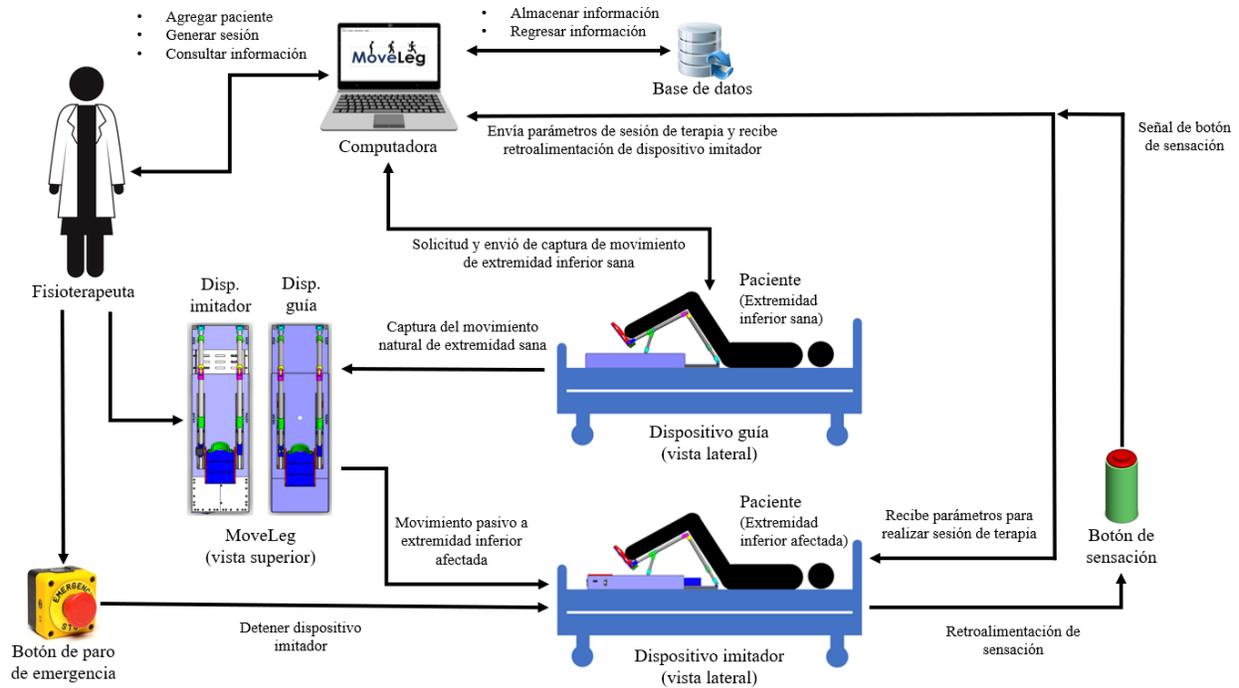


Figura 5.34. Arquitectura del sistema MoveLeg.

5.5.1 Uso de MoveLeg

Para utilizar el dispositivo de asistencia en rehabilitación de extremidades inferiores para pacientes con discapacidad a causa de un ACV se requiere la sugerencia de uso y supervisión de un especialista clínico como un fisioterapeuta. Como se mencionó anteriormente, MoveLeg fue diseñado y desarrollado pensando en las necesidades de dos usuarios: el especialista clínico

(fisioterapeuta) y el paciente. Los pasos resumidos para el uso de MoveLeg se exponen a continuación.

Como primer paso, el especialista clínico debe de agregar al paciente en la interfaz de usuario introduciendo los datos requeridos como lo son: nombre, edad, patología, información sobre las extremidades inferiores del paciente como ángulos de flexión de la extremidad afectada y medidas de ambas extremidades inferiores.

Una vez que el paciente haya sido agregado en la interfaz de usuario, el especialista clínico podrá proceder a generar una sesión de terapia para el paciente agregado. Para generar una sesión, el primer paso es que el especialista clínico ingrese el nombre del paciente y éste quede enlazado a la sesión a generar. También son requeridos datos de movimiento de la extremidad sana del paciente con la intención de reproducir ese movimiento a la extremidad afectada del paciente después de agregar porcentajes de reducción. Por lo tanto, el especialista debe agregar el número de repeticiones de rodilla y tobillo que hará el paciente con su extremidad sana. Proceso que hará en el dispositivo guía, el cual captura los movimientos realizados por la extremidad inferior sana del paciente. El paciente debe ser apoyado en todo momento por el especialista clínico y/o un familiar para instalarse y usar tanto el dispositivo guía como el imitador. Al terminar el paciente con las repeticiones de rodilla y tobillo establecidas por el especialista clínico, se mostrarán en pantalla, los datos capturados por el dispositivo guía del movimiento de la extremidad sana del paciente. Estos datos deben recibir una modificación para poder ser utilizados como parámetros para mover la extremidad afectada del paciente. Por esto, en la interfaz se mostrarán los datos de la extremidad sana con porcentajes de reducción y rangos que permite el dispositivo. El especialista clínico deberá escoger el porcentaje de reducción de velocidad y desplazamiento que mejor se adapte a la condición del paciente. Concluyendo con la selección de parámetros el especialista clínico procederá a iniciar con la sesión de terapia desde la interfaz de usuario.

Al iniciar con la sesión de terapia, los parámetros seleccionados por el especialista clínico en el paso anterior se cargarán al dispositivo imitador, el encargado de movilizar pasivamente la extremidad inferior afectada del paciente. En la interfaz de usuario se desplegará una pestaña exclusiva para mostrar parámetros de la sesión de terapia actual. En esta pestaña se mostrarán datos como: el tiempo de sesión el cual inicia desde que es desplegada la pestaña en la pantalla, la meta de repeticiones de rodilla y tobillo que debe realizar el paciente y un conteo de las repeticiones logradas, los parámetros de velocidad y desplazamiento actuales, los ángulos de cada articulación

y un apartado que muestra los porcentajes de reducción. En dicha pestaña de la interfaz se brindará información y recordatorios al especialista clínico sobre el momento de acomodar la extremidad afectada del paciente en el dispositivo imitador y cuando retirarla. Por lo anterior, como primer paso en la sesión de terapia, se solicitará al especialista clínico que acomode la extremidad afectada del paciente sobre el dispositivo para iniciar con las repeticiones de rodilla. Una vez acomodada correctamente la extremidad afectada del paciente sobre el dispositivo imitador, éste comenzará a movilizar una placa móvil, la cual sujeta un sistema de articulaciones en el dispositivo permitiendo movilizar el pie de la extremidad afectada del paciente, con lo cual, de esta manera se puede movilizar pasivamente la articulación de la rodilla y la cadera. Al concluir con las repeticiones de rodilla, se notificará al especialista clínico que se ha concluido con las repeticiones de rodilla y que iniciarán repeticiones de tobillo. El/la especialista al aceptar desde la interfaz de usuario, en el dispositivo imitador se comenzará a movilizar la plantilla que sujeta el pie del paciente realizando un movimiento de rotación. Al concluir con las repeticiones de tobillo se solicitará al especialista clínico que retire la extremidad afectada del paciente del dispositivo imitador y se habrá concluido con la sesión de terapia.

El paciente durante el proceso de las repeticiones de rodilla y tobillo puede retroalimentar su sensación de la terapia al sistema mediante un botón. Esta retroalimentación proveniente de que el paciente sienta incomodidad hará que el dispositivo reduzca en un 10% los parámetros de velocidad y desplazamiento. Los parámetros se actualizarán en la pestaña de terapia de la interfaz de usuario. Además, de ser necesario concluir de manera abrupta con la sesión de terapia a causa de algún desperfecto o el paciente sienta dolor y lo notifique; el especialista clínico podrá detener las acciones del dispositivo imitador al presionar un botón de paro de emergencia.

En caso de que el especialista clínico quiera revisar los datos recabados de la sesión de terapia, podrá hacerlo desde la interfaz de usuario en un apartado llamado información.

Para brindar mayor detalle sobre el uso de MoveLeg y el uso de la interfaz de usuario, en el anexo B se encuentra un manual de uso del dispositivo.

5.6 Costo del dispositivo

Con base a la lista de material y componentes que conforman a MoveLeg se genera la Tabla 5.2 de costos del presente dispositivo.

Tabla 5.2. Costos de componentes del dispositivo MoveLeg.

Cantidad	Componentes	Costo estimado
6	Filamento PLA de 1.75mm de diametro (varios colores)	\$1,500.00
3	Alambre Estañado Protoboard Carrete 100 Mts Calibre 22 Awg (color: negro)	\$465.00
3	Alambre Estañado Protoboard Carrete 100 Mts Calibre 22 Awg (color: azul)	\$465.00
2	Alambre Estañado Protoboard Carrete 100 Mts Calibre 22 Awg (color: rojo)	\$310.00
2	Kit Thermofit De 3/16 De Colores (tubo Termoretráctil)	\$258.00
2	5 Mts Thermofit De 3/32 (tubo Termoretráctil)	\$238.00
1	Nema 23 Uni / Bipolar de doble eje 1.8deg 2.83Nm (400 oz.in) 4A 57x84mm 8 cables	\$541.75
1	Soporte Nema 23 para motor paso a paso	\$170.00
1	Tornilleria	\$2,175.00
1	Perfil de aluminio estructural 20x20 mm (12m)	\$1,060.00
1	Driver Para Motor A Pasos Nema Controlador De Motores Tb6600 5a 42v	\$237.00
32	Esquinas para perfil de aluminio 20x20mm	\$760.00
1	Kit de husillo de 16mm 500mm de largo y chumaceras	\$2,950.00
4	Varilla lisa guia lineal D=12mm, 50 cm de largo	\$640.00
10	Soporte Sk12 para varilla lisa de 12mm de diametro	\$550.00
8	Balero Sc12uu	\$876.00
1	Cople flexible 6.35x10mm	\$90.00
28	Balero R4 2rs	\$420.00
3	Arduino UNO	\$432.00
1	Cable trifasico de corriente	\$25.00
4	Sensor ultrasonico HC-SR04	\$110.00
1	Arduino Mega 2560	\$219.00
1	Módulo Iec 320 C14 enchufe 250V 10A	\$59.00
1	Pack espiral organizador de cables 15m 8mm	\$175.00
1	Cadena de arrastre 10x10mm, 1m	\$199.00
10	Par de conector Jst, 4 pines	\$165.00
2	Placa fenolica perforada tipo protoboard 10x15cm	\$60.00
1	Botón para maquina 28mm	\$27.00
2	Banco De Terminales 2 Filas, 24 Tornillos	\$64.00
2	Fusible tipo americano 25A	\$20.00
3	Header macho 40 pines, 2.54mm	\$39.00
2	Switch interruptor final de carrera con rodillo De limite	\$20.00
2	Modulo regulador XI4015 step down 50w, 5a, 4-38v a 1.25-36v	\$100.00
1	Servomotor MG995 15kg/cm Towerpro	\$103.00
1	Aluminio multiproposito 1x1", 1 m	\$350.00
1	Mean Well Se-350-24 Fuente De Alimentación	\$2,660.00
1	Raspberry PI 3B+	\$1,389.00
	TOTAL	\$19,921.75

Como se aprecia en la Tabla 5.2, se obtuvo un total \$19,921.75 pesos mexicanos.

5.7 Discusión

En este capítulo se muestra el proceso de desarrollo del dispositivo de asistencia para rehabilitación de extremidades inferiores basándose en el diseño mostrado en el capítulo 4.

Con respecto al desarrollo electrónico, se dispuso un espacio específico en el cual se colocan los componentes electrónicos del dispositivo, separándolos de esta manera de los elementos mecánicos y los componentes de la etapa de electrónica de potencia, en la que se posicionaban las fuentes de voltaje, así, se evitaron problemas de corto circuito. Dado el hecho de que se incorporaron 5 tarjetas de control, el espacio se redujo drásticamente ocasionando que sea un poco complicado su manipulación. Para evitar este tipo de problemas en el capítulo 7 se discute una idea para evitar este problema como trabajo futuro.

Para el desarrollo del software se utilizó como plataforma Visual Studio para el desarrollo la interfaz gráfica, así como el lenguaje Python para poder realizar la conexión entre el dispositivo de un Raspberry Pi3B+ y la interfaz en un computador. La integración completa del software contemplo que cada plataforma utilizaba un lenguaje para comunicarse distinto.

Sin embargo, se obtuvo un dispositivo de bajo costo que permite realizar terapia de espejo, con capacidad de intercambiar la posición del dispositivo guía y/o el imitador atendiendo afectaciones de cualquiera de las dos extremidades inferiores. Además, cuenta con botones de seguridad para detener o disminuir intensidad del movimiento (velocidad y desplazamiento) en cualquier momento de la terapia. Por último, todos los datos son almacenados, lo que permite el seguimiento del progreso de los pacientes.

5.8 Resumen del capítulo

Este capítulo comprende el desarrollo de MoveLeg dispositivo de asistencia para rehabilitación motriz de extremidades inferiores.

Comenzando con el desarrollo mecánico, partiendo del armado de la base de aluminio para los dos dispositivos, seguido de la integración de ambos dispositivos de sus partes superior e inferior. La parte inferior comprende la integración y armado del sistema de movimiento lineal, sus partes y agregados para lograr su integración, haciendo notar las diferencias entre los sistemas de cada uno de los dispositivos. La parte superior se compone del sistema de articulación del dispositivo, siendo similar para ambos dispositivos. Uno de los temas que se abordan en el desarrollo mecánico, es la descripción del proceso de impresión para piezas plásticas y parámetros que se utilizaron para diversas piezas.

En el desarrollo de la parte electrónica, se aborda el proceso de armado de circuitos de fuentes de voltaje, la conexión entre dispositivos, conexiones de los microcontroladores con los diferentes elementos del dispositivo como motores y sensores.

En el apartado de software, se describe el proceso de desarrollo de una aplicación cuya interfaz gráfica permite a los usuarios como los y las especialistas clínicos (fisioterapeutas) puedan agregar a pacientes, generar sesiones y llevar un control y monitoreo de la sesión de terapia. También se generó una base de datos conectada con la interfaz gráfica permitiendo guardar información de los pacientes y sus sesiones realizadas, pudiéndose mostrar toda esta información en la interfaz gráfica.

Por último, se realizó la integración de las partes mecánica, electrónica y de software, teniendo de resultado MoveLeg. En el siguiente capítulo se muestran las pruebas de funcionalidad del dispositivo.

CAPÍTULO 6

EVALUACIÓN FUNCIONAL DEL DISPOSITIVO

En el presente capítulo se muestran los resultados de diferentes pruebas funcionales al dispositivo enfocadas a la parte mecánica, electrónica, de software y también unas pruebas integrales del sistema. Para las pruebas integrales del sistema, se hizo una evaluación con sujeto único con ejercicios con diferente número de repeticiones, velocidades y veces que se presionan el botón de sensación.

6.1 Mecánica

6.1.1 Prueba funcional del sistema de movimiento lineal

En el caso del dispositivo imitador se realizaron pruebas de velocidad enfocadas al sistema de movimiento lineal conformado por el motor a pasos Nema 23, el tornillo de bolas y la tuerca de bolas ya instalada en la placa encargada de movilizar el pie del paciente.

En esta prueba, se usó de una librería de Arduino “AccelStepper.h” enfocada al control de motores a pasos. Dicha librería brinda parámetros como los son: desplazamiento (que son pasos que dará el motor), velocidad (que son pasos/segundo), y aceleración (que son los pasos/segundos al cuadrado). El Arduino que se utilizó en las pruebas es un Arduino UNO, el mismo que se encuentra integrado al dispositivo imitador para controlar el motor a pasos.

El objetivo de esta prueba fue determinar la relación entre los valores de velocidad y aceleración que brinda el programa de Arduino con respecto a los valores reales reproducidos por el motor, y el avance del tornillo de bolas.

Antes de iniciar con la prueba, primero se buscó el dato de entrada de desplazamiento que se debe ingresar al programa para obtener 1 cm de desplazamiento en la placa móvil del dispositivo

imitador. Por lo que, primero con un flexómetro se colocó una marca de 1 cm al inicio del recorrido efectivo de la placa móvil. Seguido de esto, se ingresó un dato de entrada de desplazamiento de 100 unidades y aumentos igualmente de 100 unidades hasta obtener un recorrido de 1 cm por parte de la placa móvil del dispositivo. Así, se encontró que 845 unidades de desplazamiento del programa de Arduino se traducen en 1 cm de desplazamiento de la placa móvil. Concluyendo con lo anterior, se fijó una distancia de 25 cm sobre el área de recorrido efectivo del dispositivo imitador haciendo uso de un flexómetro, esto con la finalidad de realizar mediciones del tiempo que tardará la placa móvil en recorrer esa distancia. Además, se establecieron datos de velocidad en el programa de entre 100 a 5000 unidades. Para estos mismos datos de velocidad, se probaron datos de aceleración (Acc), de 1000, 2000 y 2500 unidades en el programa. Por último, el dato de desplazamiento se tomó específico para el recorrido de 25 cm (ver Tabla 6.1).

Tabla 6.1. Datos de entrada para la prueba de velocidad del sistema de movimiento lineal integrado al dispositivo imitador.

Parámetro	Valor
Velocidad	100,...,5000
Unidades de aceleracion (Acc)	1000, 2000, 2500
Distancia	25 cm (21125 unidades de desplazamiento)
Corriente	Sin peso, con peso

La prueba se inició configurando el programa cargado en el Arduino UNO con un dato inicial de velocidad de 5000 unidades, un dato de aceleración (Acc) de 1000 unidades y un dato de desplazamiento específico para un recorrido de 25 cm de la placa móvil del dispositivo. Seguido de esto, se preparó la placa móvil, colocándola en la posición inicial de los 25 cm de recorrido, seguido se iniciaba el recorrido de la placa móvil, activando el motor con la configuración establecida y con un cronómetro se media el tiempo que tardaba en llegar a la marca de los 25 cm. Al concluir con este proceso, se regresa la placa móvil a su posición inicial para poder iniciar con la siguiente configuración. Este proceso, se realizó 15 veces disminuyendo las unidades de velocidad hasta un mínimo de 100 unidades en las que aún se pudo activar el motor. Las mismas configuraciones de velocidad se probaron con valores diferentes de aceleración (Acc), como 2000 y 2500 unidades. Por último, el dato de velocidad de recorrido de la placa móvil se obtuvo de dividir la distancia de recorrido (25 cm) sobre el tiempo que tardó la placa móvil en recorrer esta distancia en cada una de las configuraciones de velocidad.

Como resultado, se realizaron 45 pruebas en total, siendo 15 pruebas con cambios de velocidad y utilizando los mismos datos se probaron 3 aceleraciones diferentes. Los resultados de estas pruebas se pueden observar en la Tabla 6.2.

Tabla 6.2. Resultados de la prueba de velocidad y consumo de corriente de sistema de movimiento lineal integrado en dispositivo imitador.

	Acc 1000	Acc 2000	Acc 2500		Acc 1000	Acc 2000	Acc 2500		
Velocidad	Tiempo (s)	Tiempo (s)	Tiempo (s)	Distancia (cm)	Velocidad (cm/s)	Velocidad (cm/s)	Velocidad (cm/s)	Corriente sin peso	Corriente con peso
5000	8	6	5.5	25	3.12	4.16	4.55	0.21 A	0.22 A
4000	8.8	7	6.3	25	2.84	3.57	3.97	0.20 A	0.21 A
3500	9.14	7.5	7	25	2.74	3.33	3.57	0.20 A	0.21 A
3000	9.8	8	7.5	25	2.55	3.13	3.33	0.19 A	0.20 A
2750	10	8.5	8	25	2.50	2.94	3.13	0.19 A	0.20 A
2500	10.5	9	9	25	2.38	2.78	2.78	0.18 A	0.19 A
2250	11	10	10	25	2.27	2.50	2.50	0.17 A	0.18 A
2000	11.5	10.5	10.5	25	2.17	2.38	2.38	0.16 A	0.18 A
1750	12.5	12	12	25	2.00	2.08	2.08	0.15 A	0.17 A
1500	14.5	14	14	25	1.72	1.79	1.79	0.15 A	0.17 A
1250	17	16.5	16.5	25	1.47	1.52	1.52	0.14 A	0.16 A
1000	21	20.5	20.5	25	1.19	1.22	1.22	0.13 A	0.15 A
750	27.5	27	27	25	0.91	0.93	0.93	0.12 A	0.15 A
500	41	41	41	25	0.61	0.61	0.61	0.12 A	0.15 A
100	N/A	N/A	203	25	N/A	N/A	0.12	N/A	N/A

La repetitividad del sistema se corroboró dado que en las 43 pruebas donde se movió la placa móvil, llegó al mismo sitio que era la marca de 25 cm.

Además, se obtuvieron 2 pruebas en las que el tornillo de bolas no giró, dado que era un dato muy pequeño de velocidad. Por lo que, como resultado se determinó que el dato mínimo de velocidad que se puede programar es 500, y como dato máximo se estableció como 5000, dado que, brindando un número mayor en el programa, la velocidad era la misma, inclusive variando la aceleración.

Como se puede apreciar en la Tabla 6.2 durante las pruebas se realizaron mediciones de la corriente consumida por el dispositivo imitador durante el uso del sistema de movimiento lineal. Se muestra una columna con los valores de corriente al realizar el movimiento sin el peso de una pierna y otra columna que muestra los valores al movilizar la pierna de un usuario (ver Figura 6.1).



Figura 6.1. Prueba del sistema de movimiento lineal del dispositivo imitador con sujeto.

Finalmente, a diferencia de dispositivos comerciales que solo cuentan con 5 niveles de velocidad, MoveLeg puede configurarse a cualquier velocidad dentro del rango mínimo y máximo mostrados en la Figura 6.2. Esto favorece el hecho de poder realizar una terapia de tipo espejo tratando de replicar el movimiento natural de una extremidad sana de un paciente.

6.1.2 Pruebas funcionales al sistema de engranajes rectos y servomotor.

Con respecto a la prueba funcional que se hizo al sistema de engranajes rectos acoplados al servomotor MG995y la plantilla móvil del tobillo del dispositivo imitador, se diseñó una prueba similar a la realizada con el sistema lineal de movimiento, solo que este caso se instaló una librería en Arduino “Servo.h” la cual permite controlar servomotores. El control de la velocidad de un servomotor recae en hacer uso de un ciclo en programación y agregar un tiempo de espera. La velocidad a la que gira el servomotor es inversamente proporcional al dato que se brinda de tiempo de retraso, el valor de una unidad de retraso equivale a 1ms. El Arduino que se utilizó en las pruebas es un Arduino UNO, el mismo que se encuentra integrado al dispositivo imitador para controlar el servomotor.

El objetivo de la prueba fue determinar la relación de este dato (tiempo de retraso) con la velocidad real del servomotor integrado al dispositivo imitador.

Antes de iniciar con las pruebas, se cargó un programa al Arduino UNO que permitiera girar el eje del servomotor 40° . Seguido de esto, se corroboró con el uso de un transportador que

la plantilla del tobillo girara los 40° que se configuraron. Además, para el programa de Arduino se establecieron valores de tiempo de retraso de 10 a 500 ms (ver Tabla 6.3).

Tabla 6.3. Datos de entrada para la prueba de velocidad en el sistema de engranajes y servomotor.

Parámetro	Valor
Tiempo de retraso (ms)	10,...,500
Ángulo	40°

La prueba se inició configurando el programa cargado al Arduino UNO con un dato de tiempo de retraso de 500 ms y otro dato para que el servomotor se girara su eje 40°. Con la ayuda de un cronómetro se tomó la lectura del tiempo que hacía la plantilla del tobillo en rotar. Al concluir el movimiento de cada configuración, mediante programación se estableció que el servomotor regresara a su posición inicial, para posteriormente configurar otro tiempo de retraso en el programa. Este proceso se realizó 14 veces, en las cuales el tiempo de retraso se disminuyó hasta un mínimo de 10 ms. Por último, el dato de velocidad de rotación de la plantilla móvil del tobillo se obtuvo de dividir el ángulo de rotación (40°) sobre el tiempo que tardó la plantilla móvil del tobillo en girar en cada una de las configuraciones de velocidad.

Como se puede apreciar en la Tabla 6.4, se realizaron 14 pruebas con diferente tiempo de retraso y un desplazamiento angular en cada una de ellas de 40°.

Tabla 6.4. Prueba de velocidad en sistema de engranajes y servomotor.

Tiempo de retraso (ms)	Ángulo	Tiempo (s)	Velocidad (°/s)
500.00	40°	20.00	2.00
450.00	40°	17.00	2.35
400.00	40°	15.50	2.58
350.00	40°	13.00	3.08
300.00	40°	11.50	3.48
250.00	40°	9.50	4.21
200.00	40°	7.50	5.33
150.00	40°	5.50	7.27
100.00	40°	3.50	11.43
50.00	40°	2.00	20.00
40.00	40°	1.50	26.67
30.00	40°	1.00	40.00
20.00	40°	0.80	50.00
10.00	40°	0.40	100.00

Los tiempos que se muestran en la Tabla 6.4 son lo más aproximados posibles, dado que el rango utilizado (40°) para las pruebas es muy pequeño y teniendo velocidades de por lo menos

100 °/s lo que dificultó la tarea. Por lo tanto, los datos de tiempo mostrados en la Tabla 6.4 son lo más aproximados a la resolución del cronómetro utilizados y el tiempo de respuesta del sujeto encargado de tomar el tiempo.

No se percibió desgaste en los engranajes rectos ni marcas aparentes hechas por el movimiento de la plantilla de tobillo (ver Figura 6.2). Cabe mencionar que estas pruebas fueron realizadas sin el peso de un pie sobre la plantilla. Dado que, en pruebas integrales del sistema, el servomotor no dio buenos resultados de uso.

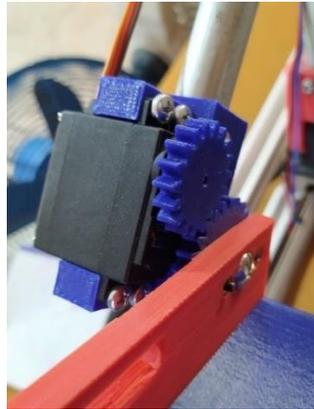


Figura 6.2. Sistema de engranajes rectos y servomotor integrados en dispositivo imitador.

6.1.3 Pruebas de resistencia en articulaciones

La prueba de articulaciones comenzó desde el diseño del primer modelo y se pudo reproducir en plástico gracias a una impresora 3D. La articulación consta de 3 piezas diferentes: articulación superior con baleros (Figura 6.3-a), articulación superior de orificio (Figura 6.3-b) y articulación inferior (Figura 6.3-c).

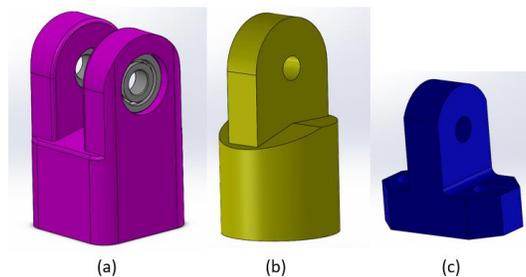


Figura 6.3. Diseño de SolidWorks de (a) articulación superior con baleros, (b) articulación superior de orificio y (c) articulación inferior.

Como primer diseño de la articulación superior con baleros (ver Figura 6.4), se detectaron problemas de resistencia en los orificios donde se insertaban los baleros. Los baleros al ser introducidos a presión, se ejercía demasiado estrés en la zona de inserción del balero lo que hacía que esta parte se rompiera.



Figura 6.4. Primer diseño de articulación superior con baleros.

Como se puede observar en la Figura 5.16 del capítulo 5, al tratar de insertar los baleros la pieza siempre se rompía del mismo lugar. Las causas de esta ruptura se dieron a raíz del modo de impresión de las piezas, dado que el proceso de impresión de la pieza se hacía horizontalmente esto ocasionaba que, al hacer presión en los orificios, estos se rompían de manera horizontal.

Por lo anterior, se realizó el rediseño de la pieza, concluyendo con un diseño como se puede observar en la Figura 6.3-a. La nueva pieza resistía la presión de insertar el balero y éste a su vez quedaba firme en su sitio. Además, se agregó mucho más material para soportar el estrés en la pieza y su relleno fue incrementado al 80 por ciento.

Al momento de realizar pruebas funcionales en el dispositivo se notó un movimiento excesivo en las piezas de articulación. Debido a que se insertaban a presión sobre el tubo de acero que conformaba el sistema de movilidad. Resultando en que se agregaran tornillos los cuales sujetaran la pieza en su lugar.

Finalmente, al concluir con las pruebas de funcionalidad en el dispositivo y pruebas integrales, no se encontró desgaste aparente en las piezas de articulación como se puede observar en la Figura 6.5.



Figura 6.5. Articulación superior con baleros integrada con la articulación inferior.

6.2 Electrónica

El objetivo de la prueba electrónica fue la medición de corriente total en el dispositivo durante una simulación de uso del dispositivo. Como instrumento de medición se utilizó un multímetro de garra para poder hacer las mediciones de corriente como se ve en la Figura 6.6. En la Tabla 6.2 se puede apreciar la carga consumida por el motor a pasos en cada uno de los parámetros de velocidad que se configuró.

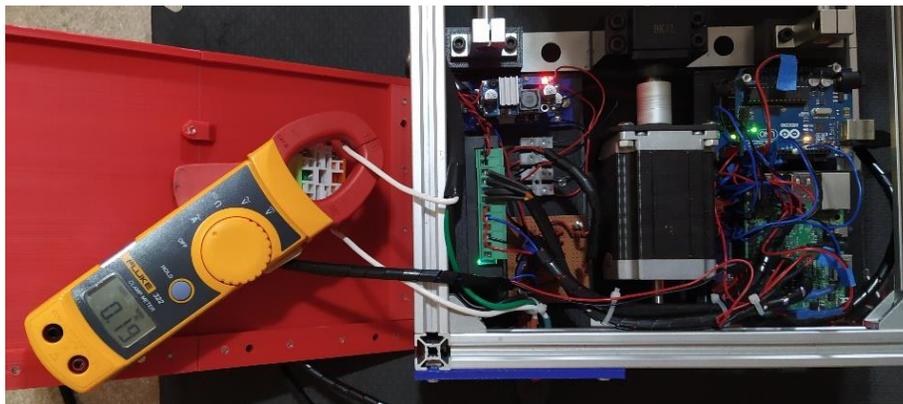


Figura 6.6. Medición de consumo de corriente de motor a pasos en simulación de sesión.

Los resultados obtenidos en las mediciones de corriente que se aprecian en la Tabla 6.2 muestran corrientes que no sobrepasan la capacidad de corriente que puede suministrar la fuente de voltaje integrada en el dispositivo imitador encargada de alimentar al motor a pasos, por lo cual, los resultados son buenos.

Como se puede ver en la Tabla 6.2 las corrientes consumidas por sensores activos en el dispositivo guía no eran mayores a los 15mA y dado que la resolución de medida del equipo no era capaz de medir una corriente tan chica, por lo que, no se corroboró el dato. Otro inconveniente que se produjo, fue el tratar de medir corriente del servomotor con peso. Dado que no se podían realizar pruebas en pacientes con discapacidad se realizaron pruebas con pacientes sanos. Lo anterior, produjo que hubiera algo de resistencia por parte del paciente sano al movimiento inducido por el servomotor. Por lo tanto, existía un sobrecalentamiento en el servomotor al tratar de movilizar un pie sano. Sin embargo, descarta la idea de que se excedía la capacidad del servomotor.

6.3 Software

En esta prueba se validó el software mediante el correcto almacenamiento y recuperación de datos, así como la medición y envío de parámetros del dispositivo Moveleg. Las pruebas se llevaron a cabo en un ambiente controlado con el apoyo de una estudiante de posgrado la cual fungió como fisioterapeuta, y el autor de esta tesis quien fungió como paciente. Como se observa en las Figura 6.7 y 6.8, el primer paso llevado a cabo para usar Moveleg, fue el colocar la pierna sana del paciente en el dispositivo guía con el apoyo de la estudiante. En este caso, se consideró la pierna dominante del paciente como la pierna sana.



Figura 6.7. Sujeción de pie y tobillo de la pierna sana.



Figura 6.8. Sujeción de muslo de la pierna sana.

Enseguida, por cada prueba realizada, se agregaron de forma aleatoria, nombres de paciente, con su patología, pierna afectada, ángulos de flexión y medidas de ambas extremidades variadas. Las rutinas realizadas se muestran en la Tabla 6.5.

Tabla 6.5. Parámetros de rutina de ejercicios utilizados en la prueba.

Número de repeticiones	Velocidad	Número de veces que se presiona el botón de sensación
10	Baja	0
15		2
20		3
10	Media	0
15		2
20		3
10	Alta	0
15		2
20		3

En cada prueba, una vez dado de alta al paciente, se midió por medio del dispositivo guía la capacidad de flexión y extensión de la pierna, realizando el número de repeticiones indicado en

la Tabla 6.5, con velocidad media, baja y alta, para calcular el promedio de velocidad y desplazamiento de la rodilla (ver Figura 6.9) y el tobillo (ver Figura 6.10).



Figura 6.9. Medición de la capacidad de flexión y extensión de la rodilla, velocidad y desplazamiento de la pierna sana.



Figura 6.10. Medición de la capacidad de dorsiflexión y planar flexión del tobillo de la pierna sana.

Una vez realizada la medición de las capacidades de la rodilla y tobillo, por cada rutina o ejercicio a generar con el dispositivo imitador, se asignaron diversos valores de reducción de desplazamiento y movimiento de rodilla y tobillo. Por un lado, para la rodilla, los porcentajes de reducción en la rodilla fueron en el desplazamiento (p. ej. 45%) y la velocidad (p. ej. 89%). Por otro lado, para el tobillo los porcentajes de reducción fueron en el movimiento (p. ej. 45%) y la velocidad (p. ej. 45%).

Como resultado, se obtuvo el almacenamiento y recuperación correcta de los datos generados. Además, los valores de ángulos, velocidades y desplazamientos se mantuvieron dentro de los rangos y límites establecidos.

6.4 Validación integral con un adulto mayor sano

Una vez terminada la validación a nivel software, se condujo una evaluación con una participante sana de 65 años quien ejecutó varios ejercicios con diferentes velocidades, diversos ángulos de la extremidad inferior y retroalimentación del botón de sensación.

La prueba fue conducida con una adulta sana quien llevó a cabo ejercicios con el dispositivo, y, al final de las sesiones, contestó un cuestionario de salida (cuestionario de usabilidad SUS-extendido, escala Likert 5) (Brooke, 1996) (ver Figura 6.11). En el cuestionario de salida, se le preguntó sobre su percepción de usabilidad del dispositivo, la retroalimentación que proporciona, el ruido que emite, el botón de sensación, y posibles modificaciones con el fin de mejorarlo. El propósito de esta evaluación fue evaluar la percepción del funcionamiento del dispositivo e identificar aspectos de mejorar. Para ello, al igual que en la validación de software, se hizo la medición del movimiento de la pierna dominante de la participante usando el dispositivo guía, y la generación del movimiento de la pierna no dominante con el dispositivo imitador.

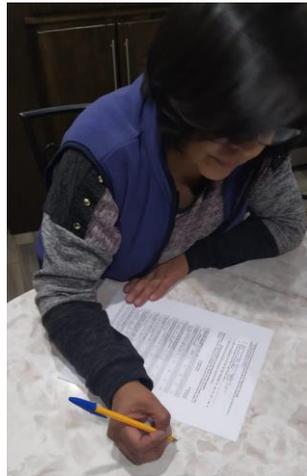


Figura 6.10. Participante contestando el cuestionario de salida.

La participante fue una adulta sana de 65 años quien no tiene enfermedades crónicas aparentes, y durante la evaluación no se encontraba en algún tratamiento médico. Previo a la prueba, la participante firmó un consentimiento informado y estuvo de acuerdo en ser video grabada durante la ejecución de la evaluación. La evaluación fue conducida en la sala de la casa del autor de este trabajo de tesis debido al confinamiento ocasionado por los problemas de salud mundial. Para ello, la interfaz gráfica de Moveleg se ejecutó en una computadora portátil con

conexión a internet, con 8 GB de memoria RAM, sistema operativo Windows 10, y capacidad en disco duro de 1 TB. Además, el dispositivo Moveleg fue colocado en el suelo de lado izquierdo a 2 metros de distancia de la computadora.

El procedimiento de la evaluación consistió en un mensaje de bienvenida, una explicación inicial, y un cuestionario relacionado a sus datos demográficos. Enseguida, se colocó al participante en el dispositivo, iniciando con su pierna dominante (elegida como la pierna a ejecutar los movimientos guía). Además, para llevar a cabo los ejercicios, se establecieron sesiones con 10, 15 y 20 repeticiones, cada una de las rutinas con 3 velocidades (baja, media, alta), ángulos en rodilla y tobillo (generados aleatoriamente), y medidas antropométricas de la participante. Las medidas antropométricas en centímetros (cm) ingresadas fueron: cadera-rodilla (41 cm pierna derecha, 41 cm pierna izquierda), rodilla-tobillo (37 cm pierna derecha, 37 cm pierna izquierda), y tobillo-punta del pie (22 cm pierna derecha, 22 cm pierna izquierda) (ver Figura 6.11).

Moveleg

Inicio Terapia Información Ayuda
Agregar paciente

Llene los espacios correspondientes con los datos del paciente.

Nombre :

Edad:

Patología:

Pierna afectada:

Datos de la pierna afectada del paciente

Ángulos		Medidas (cm)	
Rango de flexion (grados)		Pierna Derecha	Pierna Izquierda
Cadera (flexión)	<input type="text" value="75"/>	<input type="text" value="41"/>	<input type="text" value="41"/>
Rodilla (flexión)	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="37"/>	<input type="text" value="37"/>
Plantar flexión	<input type="text" value="20"/>	<input type="text" value="22"/>	<input type="text" value="22"/>
Dorsiflexión	<input type="text" value="15"/>		

Figura 6.11. Datos de registro de la participante.

Una vez registrada la participante, se procedió a programar cada una de las sesiones. En la Figura 6.12 se presenta un ejemplo en donde se realizaron 15 repeticiones a velocidad media en el dispositivo guía.

Figura 6.12. Primer paso de la generación de una sesión de terapia.

Al concluir con las repeticiones de la extremidad sana (en este caso la dominante) solicitadas a la participante, se procedió a llenar los porcentajes de reducción de velocidad y desplazamiento para el dispositivo imitador se adapte a la capacidad de la extremidad inferior sana, con el fin de movilizar la extremidad afectada de la participante (en este caso la extremidad no dominante). Un ejemplo de los porcentajes de reducción para el ejercicio con 15 repeticiones se observa en la Figura 6.13.



Figura 6.13. Segundo paso de la generación de una sesión de terapia.

Al concluir con el proceso de generar una sesión se comenzó con la sesión de terapia, donde se observa en tiempo real el progreso de la sesión y los cambios de velocidad que se realizan durante la misma. En la Figura 6.14 se muestra un ejemplo del inicio de la sesión y la información relacionada.

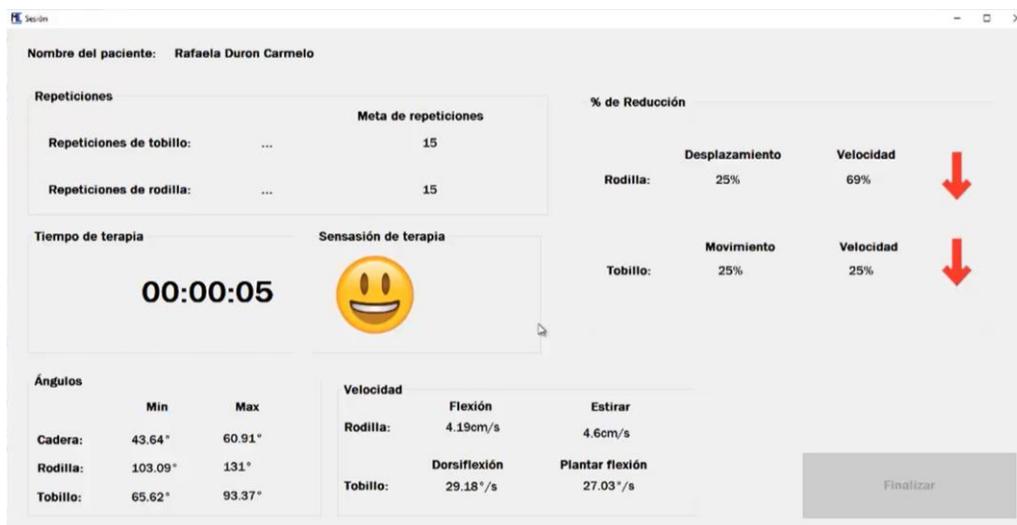


Figura 6.14. Ejemplo de ventana de inicio de la sesión.

En la Figura 6.15 se muestra un ejemplo de sesión de la prueba finalizada y los datos a almacenar en la base de datos.



Figura 6.15. Ejemplo de ventana de sesión al final (información de prueba 14).

Después de finalizar las pruebas realizadas con la participante, se comprobó el correcto almacenamiento de los datos. En total se llevaron a cabo 9 sesiones de terapia con la participante, en la Figura 6.16 se muestra un ejemplo de las sesiones realizadas. Los datos almacenados son la fecha, el tiempo que duró, el número de veces que presionó el botón de sensación, el número de repeticiones de rodilla y tobillo de meta y logradas, porcentajes de velocidad en rodilla y tobillo, entre otros.

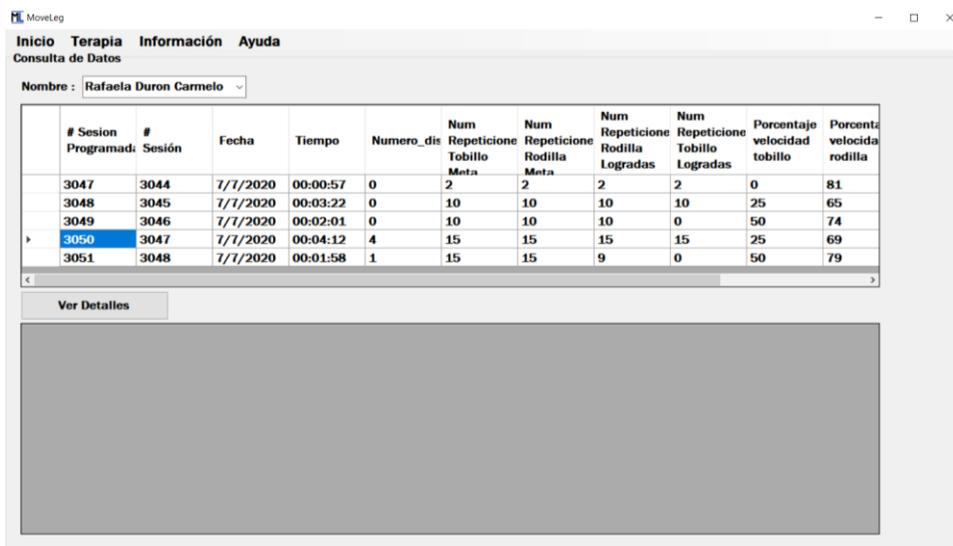


Figura 6.16. Ejemplo de consulta de datos de las sesiones de terapia realizadas.

Finalmente, para ver los detalles avanzados de cada sesión de terapia, se presiona sobre alguna de las sesiones realizadas, y posterior a eso se presiona sobre el botón de detalles. Con lo anterior, como se observa en la Figura 6.17, se despliega una tabla con un desglose de información a más detalle sobre las ocasiones en que la participante presionó el botón de sensación y el número de repeticiones que corresponden a esa disminución, y también el valor reducido en la velocidad y el desplazamiento.

MoveLeg

Inicio Terapias Información Ayuda

Consulta de Datos

Nombre :

# Sesión Programada	# Sesión	Fecha	Tiempo	Numero_dis	Num Repeticione Tobillo Meta	Num Repeticione Rodilla Meta	Num Repeticione Rodilla Logradas	Num Repeticione Tobillo Logradas	Porcentaje velocidad tobillo	Porcentaje velocidad rodilla
3047	3044	7/7/2020	00:00:57	0	2	2	2	2	0	81
3048	3045	7/7/2020	00:03:22	0	10	10	10	10	25	65
3049	3046	7/7/2020	00:02:01	0	10	10	10	0	50	74
3050	3047	7/7/2020	00:04:12	4	15	15	15	15	25	69
3051	3048	7/7/2020	00:01:58	1	15	15	9	0	50	79

Ver Detalles

ID	Num. de disminucio	Num. de repeticione: tobillo	Num. de repeticione: rodilla	Angulo_Roc	Angulo_Roc	Angulo_Cac	Angulo_Cac	Angulo_Tob	Angulo_Tob	Posicion
3092	0	0	4	103.09	131	43.64	60.91	65.62	93.37	15.87
3093	1	0	5	104.73	128.85	44.91	59.84	65.62	93.37	16.62
3094	2	6	6	106.4	126.75	46.16	58.75	65.62	93.37	17.37
3095	3	6	0	106.4	126.75	46.16	58.75	67.47	91.52	17.37
3096	4	3	0	106.4	126.75	46.16	58.75	69.32	89.67	17.37

Figura 6.17. Ejemplo de consulta de información detallada de las sesiones de terapia realizadas.

Enseguida se presentan los resultados de la encuesta de salida contestada por la participante.

Primeramente, en la percepción de usabilidad del dispositivo, la participante está completamente de acuerdo en usar a menudo el dispositivo, en que es sencillo de utilizar, sobre que las funciones del dispositivo están bien integradas, y que casi todo el mundo aprendería a usar el dispositivo rápidamente. También, está completamente de acuerdo en que se sintió a gusto utilizando el dispositivo, en que se sintió segura, tanto al usar el dispositivo como al medir el movimiento de su extremidad inferior dominante (considerada como sana), y al generar el movimiento de su extremidad inferior no dominante (considerada como la afectada). Por último, está completamente en desacuerdo en que el dispositivo es innecesariamente complejo, cuenta con

incoherencias, es complicado de usar, y de que es necesario aprender muchas cosas antes de poder usar el dispositivo. Sin embargo, está de acuerdo en que es necesaria la ayuda de un especialista clínico para poder usar el dispositivo.

En segundo lugar, en la retroalimentación que proporciona, la participante está completamente de acuerdo en contar durante el ejercicio con una retroalimentación auditiva, visual. Además, se encuentra en desacuerdo de que el ruido que emite el dispositivo es excesivo.

En tercer lugar, sobre el botón de sensación, al presionar el botón la participante comentó “si sentí que disminuyó la velocidad”, y del botón de sensación comentó “que es muy útil”. Además, de tener al alcance el dispositivo comentó “lo usaría a diario”.

Finalmente, sobre las posibles modificaciones al dispositivo con el fin de mejorarlo, la participante comentó que en términos de ergonomía “el dispositivo sea un poco más compacto para no abrir mucho las piernas”, por lo que, para mejorar su estado actual mencionó “me pareció que estaba bien, pero puede mejorar estéticamente”.

Es importante mencionar que, la retroalimentación de la participante, complemento a las ideas para el trabajo de futuro de este trabajo de investigación.

6.4 Discusión

Este capítulo tuvo la finalidad de probar la funcionalidad del dispositivo y detectar mejoras que se puedan realizar en trabajos futuros. Los resultados obtenidos de las pruebas de la mecánica arrojaron buenos resultados en el control del motor a pasos y servomotor. Existió un buen porcentaje de repetibilidad de parte de los elementos mecánicos del dispositivo. Por otro lado, el sobrecalentamiento que se detectó en el servomotor es un claro indicativo de que se debe remplazar por un servomotor con mayor torque. En los resultados obtenidos de las pruebas electrónicas, no se encontraron desperfectos en las conexiones eléctricas y el consumo quedó dentro de la capacidad que podía entregar la fuente principal de voltaje de 24 V a 15 A. Podría inclusive incluirse una fuente de voltaje con menor entrega de corriente. En el caso de las pruebas funcionales de software se encontraron detalles que podrían mejorar como lo sería la estética de la interfaz y en cómo se muestran la información guardada en la base de datos.

6.5 Resumen del capítulo

En este capítulo se habla sobre las pruebas funcionales hechas a MoveLeg y resultados obtenidos de dichas pruebas. Iniciando con pruebas mecánicas al sistema de movimiento lineal, sistema de engranajes rectos y el ensamble superior de articulaciones del dispositivo, se realizaron pruebas de repetibilidad, se observó el desgaste de componentes y se realizó el mapeo de velocidades de ambos sistemas de movimiento. En segundo lugar, pruebas electrónicas la cuales consistieron en verificar el funcionamiento correcto y cableado de los componentes del dispositivo como también el consumo de corriente general. Por último, para probar el software se realizaron pruebas integrales, en la cual se obtuvo ayuda de 5 usuarios sanos para probar el dispositivo y el funcionamiento de la interfaz gráfica de usuario, realizando pruebas simuladas de una sesión de terapia con el dispositivo, partiendo de agregar un paciente, generar un sesión, realizar el ejercicio de terapia con ambos dispositivos y consulta de información de las terapias realizadas.

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES Y PROBLEMAS ABIERTOS

7.1 Conclusiones

Las consecuencias del ACV o complicaciones del ACV incluyen: debilidad o parálisis, generalmente a un lado del cuerpo dando como resultado una discapacidad. En México un alto número de personas de la tercera edad que han sufrido un ACV y hoy en día las nuevas tecnologías de asistencia son poco accesibles para las personas que las necesitan. Según la OMS sólo el 10% de las personas que requieren tecnologías de asistencia pueden acceder a ellas. Inclusive muchos dispositivos carecen de la tecnología, retroalimentación y motivación necesarios para que un paciente de la tercera edad logre sobrellevar con éxito las sesiones de terapia.

En este trabajo de investigación, se ha logrado desarrollar un dispositivo de asistencia para rehabilitación de extremidades inferiores de personas que han sufrido un ACV utilizando una metodología centrada en el usuario.

Para lo anterior, en este trabajo se inició con un entendimiento del ACV y las características de la rehabilitación después de sufrir un ACV y cómo se han desarrollado tecnologías de asistencia para rehabilitación de extremidades inferiores. De esta manera se definieron elementos y recomendaciones de diseño basados en la literatura que dieron un paso al diseño inicial de un dispositivo de asistencia para rehabilitación de extremidades inferiores.

Considerando los hallazgos e ideas de diseño iniciales, se realizaron sesiones de diseño participativo en las que se involucraron a instituciones y especialistas clínicos considerados uno de los usuarios potenciales del dispositivo de asistencia a desarrollar. Obteniendo una idea más clara de la importancia del desarrollo de dispositivos que tomen en cuenta las necesidades, las habilidades de los pacientes y los avances que presenten durante las sesiones. También, se

identificó el cómo un dispositivo puede ser de gran apoyo para el especialista clínico y no dejarlo de lado a la hora de diseñar un dispositivo de asistencia. Como resultado de la retroalimentación y sugerencias de los especialistas clínicos, se identificaron ED lo cuales dieron pie al diseño y desarrollo de un dispositivo de asistencia para extremidades inferiores centrado en las necesidades del usuario.

Concluyendo se puede decir que se ha cumplido con la hipótesis y el objetivo de la investigación, logrando el desarrollo de un dispositivo robusto, centrado en el usuario, la seguridad y ergonomía, que también cuenta con niveles de configuración, volviéndolo adaptable al usuario. Y se destaca el hecho de que se desarrolló un dispositivo pensado en replicar el movimiento natural del paciente así tratando de apoyar en mayor medida el proceso de rehabilitación. Como todo proyecto se considera que el dispositivo es perfectible, por lo que en la siguiente sección se presentan las tareas a futuro a realizar como continuación de este producto de investigación.

7.2 Problemas abiertos

Durante la realización de este trabajo de investigación surgieron observaciones e ideas las cuales pudieron complementar de mejor manera este trabajo de investigación. Sin embargo, a pesar de que estas ideas resultaban interesantes para ser incluidas en el trabajo, no fueron contempladas debido al alcance de este trabajo de investigación. Con esto, se describen problemas abiertos y posibles trabajos futuros.

- **Funcionalidad del prototipo:** Aunque se pudieron lograr las pruebas de funcionalidad se han encontrado 4 aspectos a mejorar dentro del dispositivo. En primer lugar, se hablaría sobre la optimización de los sistemas de movimiento, más enfocado a los actuadores de giro, puesto que el motor a pasos seleccionado podría ser remplazado por uno de menor capacidad de torque y peso. En el caso del servomotor, sería el caso contrario dado que el torque que brinda el actual no es suficiente para poder movilizar la plantilla del tobillo. En segundo lugar, se propone optimizar el diseño de las piezas plásticas impresas integradas en el dispositivo, como pueden ser rediseños a las piezas para un mejor ajuste y el uso de un material de mejore la calidad. En tercer lugar, en software se propone la optimización de la interfaz gráfica de usuario y la creación de un sistema que proporcione una retroalimentación visual atractiva para el usuario. Por ejemplo, podría ser un sistema de

realidad virtual inmersivo que permita reforzar el interés del paciente a las sesiones de terapia. Por último, considerar el generar graficas del progreso del paciente que incluyan una escala clínica y sea sencilla de interpretar por los fisioterapeutas.

- Sistema embebido: Se ha mencionado a lo largo de este trabajo de investigación la selección de varios microcontroladores encargados cada uno de una parte importante del control del dispositivo. Es sabido que no es lo ideal en estos casos y se plantea el diseño y desarrollo de un sistema embebido el cual pueda hacerse cargo de todas las tareas de los diferentes microcontroladores. Con ello, se tendría un sistema más integral, y habría un mayor espacio dentro del área de electrónica en el dispositivo, con lo que podría haber un aumento en el desempeño del dispositivo.
- Una sola parte del dispositivo: Algo innovador desarrollado en MoveLeg es el uso de dos partes de un mismo dispositivo que se complementa. Pero en el transcurso del desarrollo del dispositivo se han notado las posibilidades de realizar un sólo dispositivo el cual pueda acoplar todas las ventajas y actividades de ambos dispositivos. Este proceso se llevaría a cabo, haciendo una optimización de espacio y un proceso de diseño que logre integrar las características de ambas partes del dispositivo.
- Pruebas de usabilidad del prototipo: Este prototipo fue diseñado con base a las necesidades del usuario, considerando opiniones, sugerencias e ideas de especialistas clínicos, docentes y expertos en temas de mecánica. Como complemento a este trabajo de investigación, se propone realizar pruebas de usabilidad en centros de rehabilitación con apoyo de especialistas clínicos y pacientes de tercera edad con discapacidad en extremidades inferiores a causa de un ACV.
- Ergonomía del dispositivo: De acuerdo a la retroalimentación de la adulta mayor que utilizo el dispositivo, se recomienda la posibilidad de ajuste en el ángulo de apertura de las extremidades inferiores. Por lo que, este aspecto se puede evaluar con las pruebas de usabilidad con especialistas clínicos y pacientes.

LITERATURA CITADA

- A. R. Dawson-Elli and P. G. Adamczyk, "Design and Validation of a Lower-Limb Haptic Rehabilitation Robot," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 7, pp. 1584-1594, July 2020, doi: 10.1109/TNSRE.2020.3000735.
- Akdogan, E., Arif A., M. " The desing and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation - Physiotherabot -," *Mechatronics*, Vol. 21, págs. 509-522, 2011
- arduino. (2014). Retrieved diciembre 2020, from <https://www.arduino.cc/>
- Bradley, D., Acosta-Marquez, C., Hawley, M., Brownsell, S., Enderby, P., Mawson, S. " NeXOS:The desing, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs," *Mechatronics*, Vol. 19 (2). págs. 247-257, 2009.
- Brooke J (1996) SUS - A quick and dirty usability scale. *Usability Eval Ind* 189–194
- BTL. (2016). CPMotion. Consultado en enero 2021, de: <https://www.btlnet.es/productos-fisioterapia-cpmotion>
- Burgar, C. G., Lum, P.S., Shor, P.C., Van der Loos, M. (2000) "Development of robots for rehabilitation therapy, " *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37(6), págs. 663-673.
- C. H. G. Valdivia, A. B. Ortega, M. A. O. Salazar and J. L. C. Escobedo, "Design and Analysis of a New Robotic Mechanism for Lower Limbs Rehabilitation," 2013 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering, Morelos, Mexico, 2013, pp. 15-20, doi: 10.1109/ICMEAE.2013.42.
- C. Nicholson-Smith, V. Mehrabi, S. F. Atashzar and R. V. Patel, "A Multi-Functional Lower- and Upper-Limb Stroke Rehabilitation Robot," in *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 2, no. 4, pp. 549-552, Nov. 2020, doi: 10.1109/TMRB.2020.3034497.
- Calleja B, González-Pola JL, Gómez R. Unidades de Ictus. Primera experiencia en Asturias. *Revista Científica de la SEDENE*.2009; 30:22-25.
- H. Kweon and Y. Kim, "Tailor-Made Lower Limb Rehabilitation Platform," 2017 International Symposium on Computer Science and Intelligent Controls (ISCSIC), Budapest, 2017, pp. 92-94, doi: 10.1109/ISCSIC.2017.24.
- H. Wang, M. Lin, Z. Jin, H. Yan, G. Liu, S. Liu y X. Hu, "A 4-DOFWorkspace Lower Limb Rehabilitation Robot: Mechanism Design, Human Joint Analysis and Trajectory Planning", 2020, *Applied Sciences* 2020, 10, 4542; doi:10.3390/app10134542.
- Hernández Stengele, F. 2008. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis Licenciatura. Ingeniería en Electrónica y Computadoras. Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería y Ciencias, Universidad de las Américas Puebla.

LITERATURA CITADA (Continuación)

- Hillman, M. (2004) "Rehabilitation robotics from past to present - a historical perspective," [aut. libro] Dimitar Stefanov. *Advances in Rehabilitation Robotics*. Berlin: Springer, págs. 306:25-44.
- Homma, K., Fukuda, O., Nagata, Y., Usuba, M. " Study of a Wire-driven Leg Rehabilitation System.," *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, págs. 1668-1673, 2004
- InnovaMedica. (2018). CPM (MOVIMIENTO CONTINUO PASIVO) 4060. Consultado en enero 2021, de: <http://www.innovamedica.com.ec/productos-carci-biomecanica.html>
- Intercollegiate Stroke Working Party. *National clinical guideline for stroke*, 3rd edition. London: Royal College of Physicians; 2008.
- J. Lu, N. Gao and S. Zhao, "Lower Limbs Gait Rehabilitation System Based on Regression Analysis," 2019 Chinese Automation Congress (CAC), Hangzhou, China, 2019, pp. 4991-4994, doi: 10.1109/CAC48633.2019.8996203.
- Jiménez Molina. 2020. Discapacidad y rehabilitación en el accidente cerebrovascular: Rol de Enfermería. *Ocronos*. Vol. III. Nº 5 – septiembre 2020. Pág. Inicial: Vol. III; nº5:691. Consultado en enero 2021, de: <https://revistamedica.com/discapacidad-rehabilitacion-accidente-cerebrovascular-enfermeria/#:~:text=Las%20discapacidades%20físicas%20comunes%20que,cuidado%20de%20la%20higiene%20personal%2C>
- Johnson, W., Onuma, O., Owolabi, M., & Sachdev, S. (2016). *Stroke: a global response is needed*. Consultado en enero 2021, de: <https://www.who.int/bulletin/volumes/94/9/16-181636.pdf>
- Kinetec. (2017). *Kinetec Brevia Ankle/Foot CPM*. Consultado en enero 2021, de: <https://www.kinetecusa.com/kinetec-brevia>
- Kinetec. (2019). *Kinetec Spectra Knee CPM Machine*. Consultado en enero 2021, de: <https://www.kinetecusa.com/kinetec-spectra-with-washable-pads>
- Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. (2011) *Stroke rehabilitation*. Editorial: Lancet
- M. A. Romero-Laiseca et al., "A Low-Cost Lower-Limb Brain-Machine Interface Triggered by Pedaling Motor Imagery for Post-Stroke Patients Rehabilitation," in *IEEE Transactions on*

LITERATURA CITADA (Continuación)

- Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 28, no. 4, pp. 988-996, April 2020, doi: 10.1109/TNSRE.2020.2974056.
- mcielectronics. (2018). Retrieved diciembre 2020, from TB6600: https://www.mcielectronics.cl/website_MCI/static/documents/TB6600_data_sheet.pdf
- Medicalpremium. (2016). Movilizador pasivo rodilla (Knee CPM). Consultado en enero 2021, de: <https://medicalpremium.com.mx/producto/movilizador-rodilla-renta-terapia/>
- MedicalPremium. (2017). Movilizador pasivo de rodilla pedal para 2 piernas (Knee CPM). Consultado en enero 2021, de: <https://medicalpremium.com.mx/producto/movilizador-rodillas/>
- Moughamir, S., Manamanni, N., Zayton, J., Afilal, L. "Control law implementation for multi-iso: a training machine for lower limbs," Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference. 2001
- mouser. (2018). Retrieved diciembre 2020, from https://www.mouser.mx/ProductDetail/MEANWELL/SE-350-24?q_s=erfQA2AIGbWwfIN%2FyOBPyQ%3D%3D
- NIH. (2019-a). Tecnología de rehabilitación y asistencia. Consultado en enero 2021, de: [https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/rehabtech#:~:text=El%20término%20"tecnología%20de%20rehabilitación,un%20sistema%20de%20comunicación%20digital.](https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/rehabtech#:~:text=El%20término%20)
- NIH. (2019-b). ¿Cuáles son algunos de los tipos de tecnologías de rehabilitación? Consultado: en enero 2020, de: <https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/rehabtech/informacion/tipos-rehab>
- O'Driscoll, S. W., Giori, N. J. "Continuous passive motion (CPM) Theory and principles of clinical application," Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 37(2), págs. 179-188, 2000.
- OMS. (2009). Discapacidades. Consultado en enero 2021, de: <https://www.who.int/topics/disabilities/es/>
- OMS. (2016). Accidente cerebrovascular. Consultado en enero 2021, de: https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/es/
- OMS. (2016). Dispositivos y tecnologías de apoyo a las personas con discapacidad. Consultado en octubre 2020, de: <https://www.who.int/disabilities/technology/es/>

LITERATURA CITADA (Continuación)

- OMS. (2018). Tecnología de asistencia. Consultado en enero 2021, de: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/assistive-technology#:~:text=Los%20productos%20de%20asistencia%20sirven,ejemplos%20de%20productos%20de%20asistencia>
- OMS. (2020). Rehabilitación. Consultado en enero 2021, de: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- P. Metrailler et al., "Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker TM," The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006., Pisa, Italy, 2006, pp. 359-364, doi: 10.1109/BIOROB.2006.1639113.
- R. Goergen, A. C. Valdiero, L. A. Rasia, M. Oberdörfer, J. P. de Souza and R. S. Gonçalves, "Development of a Pneumatic Exoskeleton Robot for Lower Limb Rehabilitation*," 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, ON, Canada, 2019, pp. 187-192, doi: 10.1109/ICORR.2019.8779522.
- Raspberry Pi. (2011). Retrieved December 2020, from <https://www.raspberrypi.org/>
- Rogers, Y., Sharp, H. & Preece, J. 2019. Interaction Design: Beyond Human-Computer Interaction, 5th Edition. 5 ed. s.l.:Wiley.
- S. Kawasaki, K. Ohata, T. Tsuboyama, Y. Sawada and Y. Higashi, "Development of new rehabilitation robot device that can be attached to the conventional Knee-Ankle-Foot-Orthosis for controlling the knee in individuals after stroke," 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, 2017, pp. 304-307, doi: 10.1109/ICORR.2017.8009264.
- Sakaki T., Okada, S., Okajima, Y., Tanaka, N., Kimura, A., Uchida, S., Taki, M., Tomita, Y., Horiuchi, T. " TEM- Therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients," Proceeding of the sixth international conference on rehabilitation robotics. págs. 183-6, 1999.
- Santana Munguía y Durán Soto (2013). Atención educativa de alumnos y alumnas con discapacidad motriz. Secretaría de Educación Pública.

LITERATURA CITADA (Continuación)

- Santana Munguía y Durán Soto (2013). Atención educativa de alumnos y alumnas con discapacidad motriz. Secretaría de Educación Pública.
- Takahashi, C., Der-Yeghiaian, L., Le, V., Motiwala, R., & Cramer, S. (2008). "Robot-based hand motor therapy after stroke". *Brain*, 131(2), 425-437. doi: 10.1093/brain/awm311 ti. (2020). Retrieved diciembre 2020, from: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2596.pdf?ts=1615475757946&ref_url=https253%252F%252Fwww.google.com%252F
- Wang, Y., Zhang, Y., & Li, J. (2011). A Design of the Device for Lower Limbs Rehabilitation and Simulation Analysis. *Applied Mechanics and Materials*, pags. 130-134, 438-441.
- Y. M. Marghi, A. B. Farjadian, S. Yen and D. Erdogmus, "EEG-guided robotic mirror therapy system for lower limb rehabilitation," 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Jeju, Korea (South), 2017, pp. 1917-1921, doi: 10.1109/EMBC.2017.8037223.
- Y. Tokuyama, R. P. C. J. Rajapakse, S. Yamabe, K. Konno and Y. Hung, "A Kinect-Based Augmented Reality Game for Lower Limb Exercise," 2019 International Conference on Cyberworlds (CW), Kyoto, Japan, 2019, pp. 399-402, doi: 10.1109/CW.2019.00077.

ANEXOS

A Guía de uso de interfaz de usuario de MoveLeg

El presente manual está organizado de la siguiente manera:

1. Pantalla de inicio
2. Agregar paciente
3. Generar sesión
4. Terapia
5. Consulta de información
6. Ayuda

1. Pantalla de inicio

Al ingresar a la aplicación se desplegará una pantalla (ver Figura 1) en la cual se muestra el logotipo de MoveLeg y en la parte superior de la pantalla se encontrará un menú de barra desplegable el cual cuenta con los siguientes apartados:

- Inicio
- Terapia
- Información
- Ayuda

Al dar clic en uno de ellos se desplegará un menú referente al título del apartado.

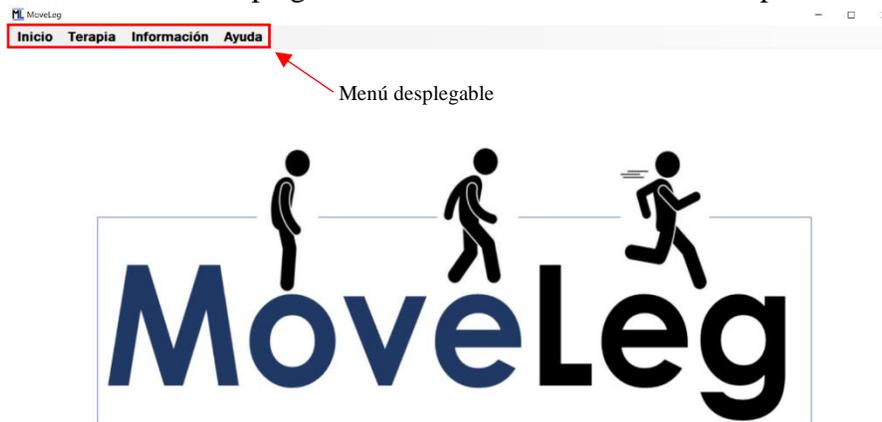


Figura 1: Pantalla de inicio de la interfaz gráfica de MoveLeg.

2. Agregar paciente

Para agregar a un paciente debe de dirigirse al menú desplegable de la pantalla de inicio hacer clic sobre la pestaña que dice **Inicio** (ver Figura 2) y se desplegarán dos opciones:

1. Agregar paciente
2. Salir



Figura 2: Menú desplegado al hacer clic en "inicio".

Al presionar sobre la opción **Agregar paciente** se desplegará una ventana con 3 apartados como se muestra en la Figura 3.

1. Datos del paciente

Botón de guardado

Guardar

Ayudas

Pierna afectada: Izquierda, Derecha, Ambas

Se despliega un menú para seleccionar la pierna afectada

2. Datos del rango de flexión de las articulaciones de la pierna afectada del paciente

3. Medidas en cm de las extremidades inferiores del paciente

Figura 3: Ventana para agregar un paciente.

1. En el apartado 1 se ponen datos relevantes del paciente para ser guardados en una base de datos y de mucha importancia como lo es la patología y la pierna afectada.

- En el apartado 2 se agregan datos sobre los ángulos de flexión de la pierna afectada del paciente.
- En el apartado 3 se agregan datos sobre medidas específicas de las extremidades del paciente las cuales servirán para poder ajustar el dispositivo al paciente.

En el apartado 2 y 3 se encuentra un botón con un signo de interrogación dentro **?** que su función es la de al dar clic sobre él se abrirá una ventana extra la cual brindará información sobre el llenado de estos apartados.

Al presionar botón **?** del apartado 2 se abrirá la ventana que se puede apreciar en la Figura 4.

Se muestran imágenes de ejemplo a manera de ayuda visual

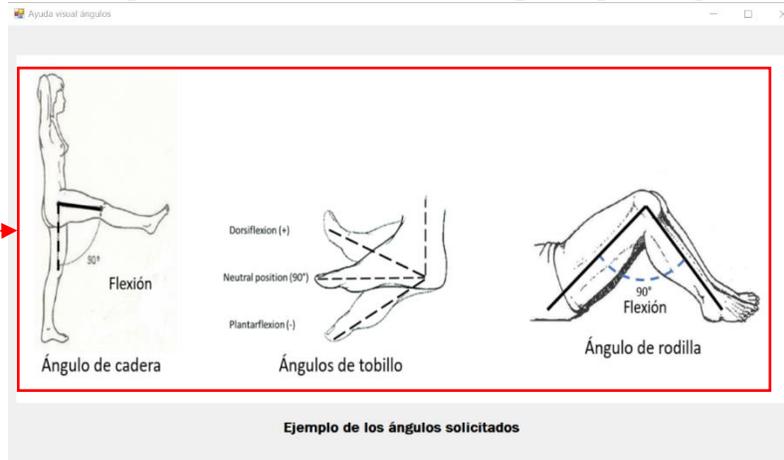
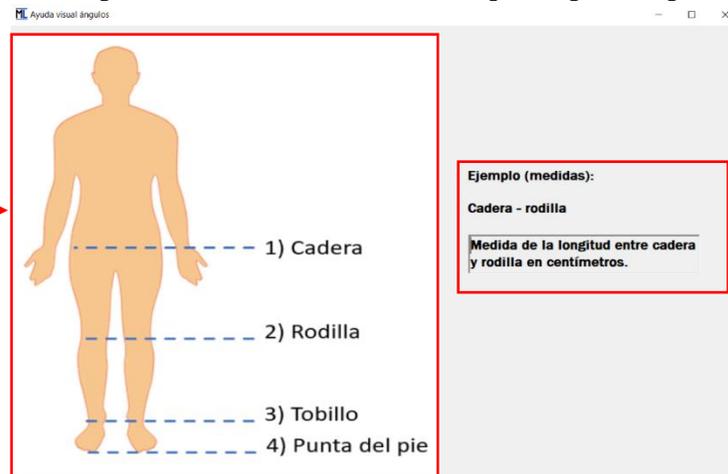


Figura 4: Ayuda visual sobre los datos solicitados en el apartado 2.

Al presionar botón **?** del apartado 3 se abrirá la ventana que se puede apreciar en la Figura 5.

Se muestra una imagen a manera de ayuda visual



Se explica una de las mediciones solicitadas a manera de ejemplo.

Figura 5: Ayuda visual sobre los datos solicitados en el apartado 3.

Por último, al terminar de llenar los datos solicitados en los 3 apartados para agregar al paciente

solo se da un clic sobre el botón de guardado

Guardar

y los datos del paciente quedaran guardados en la base de datos.

3. Generar sesión

Para generar una sesión se debe dirigir a la ventana de inicio de la interfaz y en el menú desplegable que se localiza en la parte superior deberá dar clic en la pestaña que dice **Terapia** (ver Figura 6) y se desplegará la opción generar sesión.



Figura 6: Menú desplegado al hacer clic en terapia.

Al hacer clic en **Generar sesión** se desplegará una ventana para generar una sesión (ver Figura 7) en la cual se pedirán datos como el nombre del paciente y parámetros con los cuales se ajustará el dispositivo.

Esta ventana se divide en dos secciones, la primera sección es para ingresar datos que serán específicos para el dispositivo guía y la otra sección es para ingresar los datos que serán destinados al dispositivo imitador.

Primera sección

Al abrir la ventana de generar sesión estará habilitada la sección del dispositivo guía. En esta sección se ingresará el número de repeticiones de rodilla y tobillo que hará el paciente con su pierna sana.

Al ingresar el número de repeticiones y presionar el botón **Iniciar lectura** el dispositivo guía estará listo para que el paciente comience con la rutina de mover su pierna sana flexionando la rodilla en primer lugar.

Al comenzar con el movimiento de rodilla, en la pantalla se mostrará el siguiente mensaje **Leyendo...** (ver Figura 8) en donde se encuentran las lecturas de los promedios de velocidad y desplazamiento. Cuando el dispositivo detecte la primera repetición de rodilla del paciente se mostrará un contador en donde se muestra el promedio de desplazamiento (ver Figura 8).

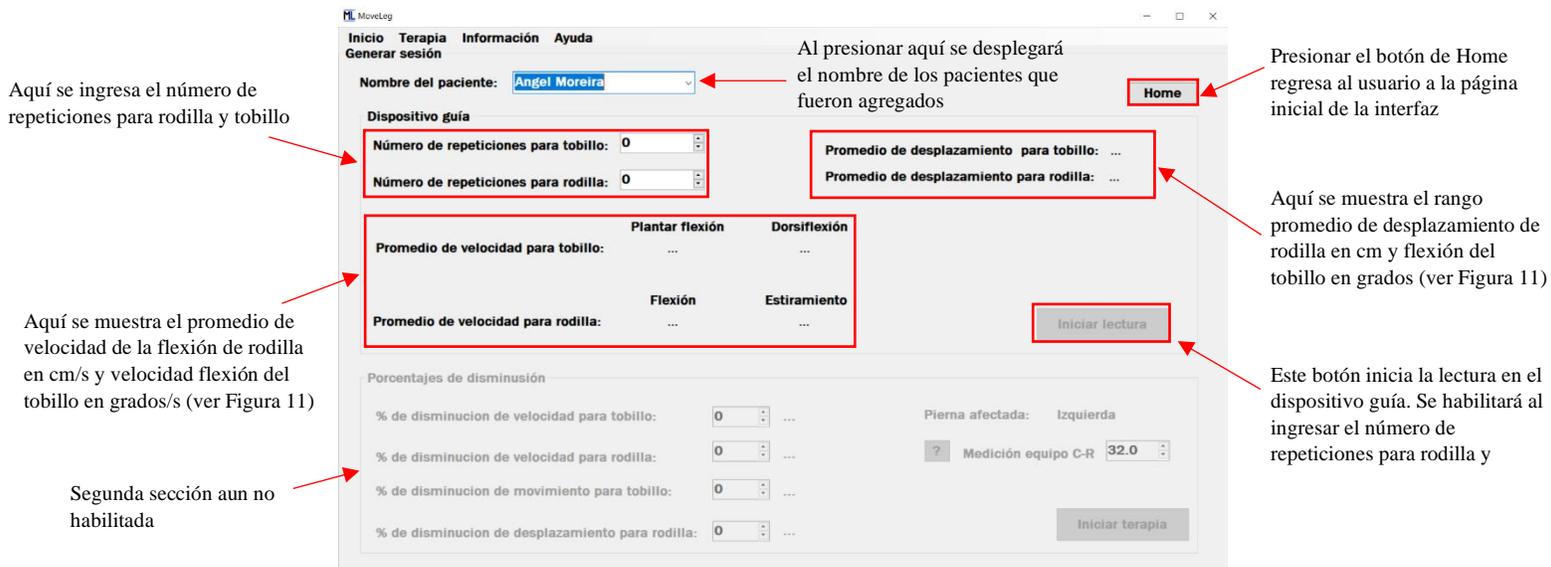


Figura 7: Ventana para generar sesión.

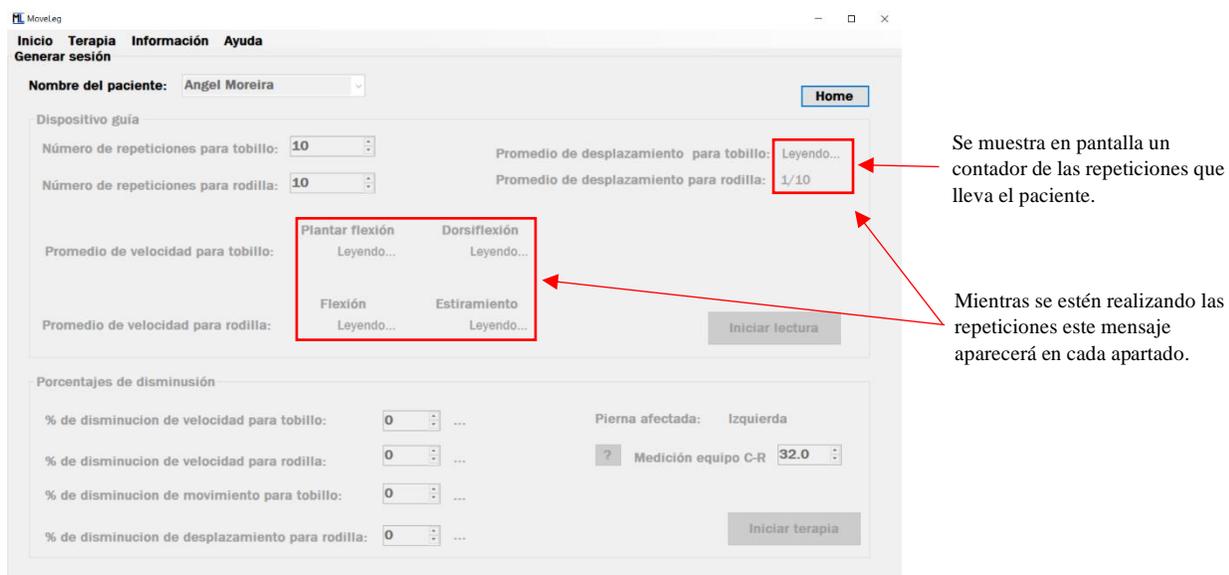
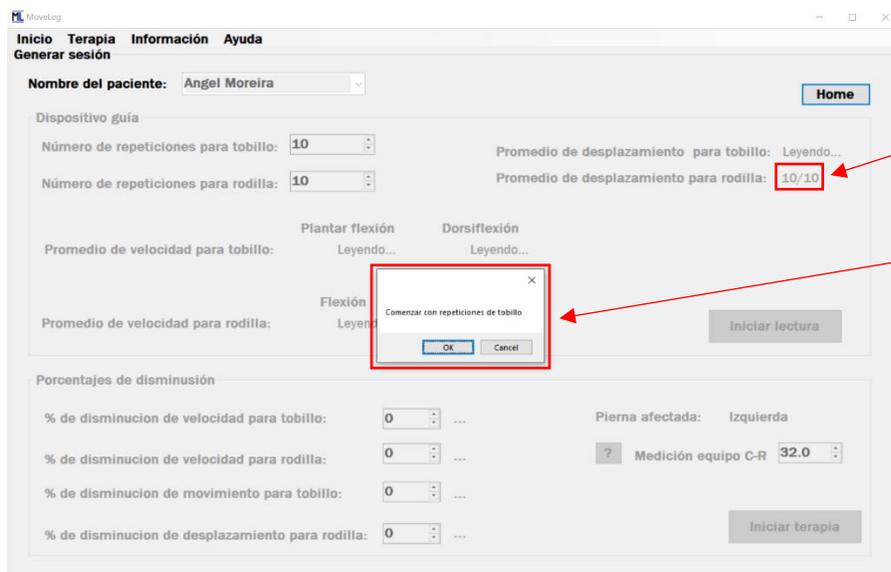


Figura 8: Modo lectura de la ventana de generar sesión.

Cuando el paciente concluya con las repeticiones de rodilla establecidas aparecerá el mensaje que se muestra en la Figura 9.



Repeticiones de rodilla completadas.

Mensaje que aparece en pantalla cuando el paciente termina con las repeticiones de rodilla.

Figura 9: Mensaje para inicio de repeticiones de tobillo.

Al dar clic en “Ok” automáticamente el dispositivo guía comenzara a detectar las repeticiones de flexión del tobillo.

Cuando el paciente concluya con las repeticiones de rodilla y tobillo aparecerá un mensaje sobre la pantalla como se aprecia en la Figura 10.

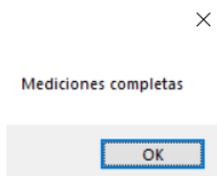


Figura 10: Mensaje que aparece al concluir con las repeticiones en el dispositivo guía.

Presionar en “Ok” habilitara la segunda sección de la ventana de generar sesión (ver Figura 11). También se mostrará sobre la pantalla los promedios de los datos recabados por el dispositivo guía de las repeticiones que realizo el paciente con su pierna sana.

Mostrando promedios de velocidad y desplazamiento, datos que servirán de referencia para seleccionar los datos que se requieren en la segunda sección.

Cabe mencionar que en el apartado de la primera sección donde se muestran los promedios de desplazamiento de rodilla y tobillo son rangos entre el mínimo y máximo.

NOTA: el dato que se maneja como desplazamiento de rodilla no se refiere al movimiento exacto de la rodilla, si no, el desplazamiento de la placa móvil del dispositivo guía, la cual recorre un riel con una distancia conocida y que es igual al recorrido que puede efectuar la placa móvil del dispositivo imitador.

Segunda sección

En esta sección se ingresan datos que serán destinados para la operación del dispositivo imitador. El dispositivo imitador es el encargado de movilizar la pierna afectada del paciente, por lo tanto, como se trata de una extremidad con un rango de movilidad inferior se agregar porcentajes de disminución a la velocidad y desplazamiento (ver Figura 11) que ejercerá el dispositivo imitador sobre la pierna afectada del paciente.

Se ingresan los porcentajes de disminución y por un lado se muestran los rangos de velocidad y desplazamientos disminuidos

Al terminar las repeticiones de rodilla y tobillo se muestran los rangos de velocidad y desplazamiento en pantalla

Recordatorio de la pierna afectada del paciente que realizara la sesión

Medición C-R solicita una medición del dispositivo imitador (ajustado al paciente)

Botón para iniciar la terapia
Se habilitará al llenar todos los espacios necesarios

Figura 11: Ventana para generar sesión con segunda sección habilitada.

Al introducir el porcentaje de disminución por un lado se mostrará el rango al que disminuyo la velocidad o el desplazamiento, siendo estos datos los empleados por el dispositivo imitador para la sesión de terapia del paciente, de esta manera brindando control al usuario de poder escoger el rango de velocidad y desplazamiento que considere adecuado para el paciente.

El dato “Medición C-R” es una medida que se solicita al usuario para poder calcular en tiempo real los ángulos de flexión de las articulaciones de la pierna afectada del paciente durante la sesión. Esta medición proviene de uno de los extremos del dispositivo imitador, por el motivo de resultar un poco confuso se colocó un botón  de ayuda visual (ver Figura 12) para ayudar al usuario a entender de qué punto a que punto y lugar tomar la medición C-R.

Al dar clic sobre el botón  de ayuda visual se abrirá una ventana (ver Figura 12) con una imagen explicando de donde obtener la medición C-R.

En esta sección se puede observar un recordatorio para el usuario de la pierna afectada del paciente. El botón de iniciar sesión se habilitará al haber ingresado todos los datos solicitados.

NOTA: llegado al punto de poder presionar el botón de iniciar sesión, se recomienda tener todos los preparativos y tener acomodado al paciente de manera que sea más sencillo movilizar sus extremidades inferiores y minimizar el riesgo hacia su persona. De igual forma, posteriormente se darán instrucciones sobre el acomodo del paciente para resguardar su seguridad.

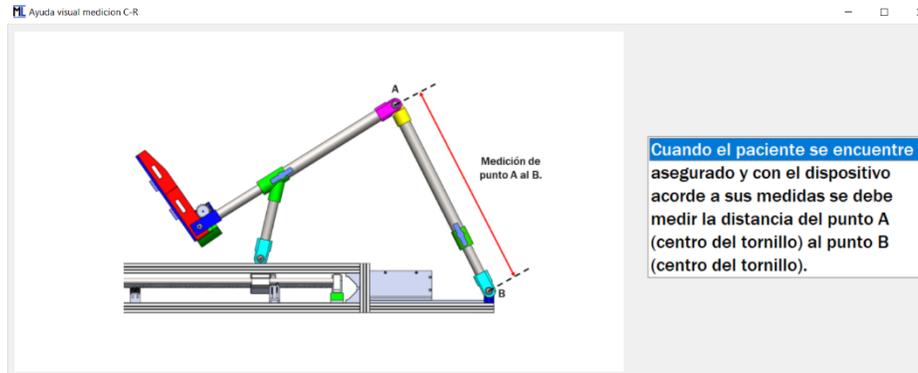


Figura 12: Ayuda visual sobre la medición C-R.

Al presionar sobre el botón de iniciar sesión saldrá un mensaje como se muestra en la Figura 13.

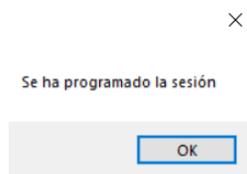


Figura 13: Mensaje de inicio de sesión.

4. Terapia

NOTA DE SEGURIDAD:

MoveLeg es un dispositivo pensado y desarrollado con la intención de preservar la seguridad del paciente, por lo cual, cuenta con sensores, topes mecánicos para no ejercer desplazamientos fuera del rango de seguridad y un botón de emergencia que se encuentra ubicado en el apartado electrónico del dispositivo imitador (ver Figura 14). Presionar el botón de paro de emergencia, hará que los motores del dispositivo paren y quitará el flujo eléctrico al dispositivo.

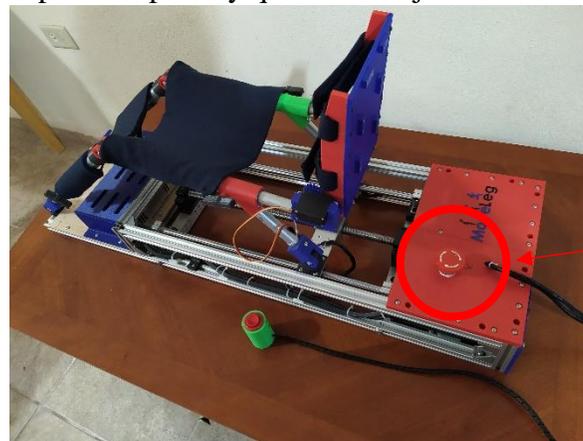


Figura 14: Ubicación del botón de paro de emergencia.

La ventana de sesión aparecerá si se agregaron los datos necesarios en el paso de generar sesión y al ser presionado el botón de iniciar sesión. La ventana que se muestra al usuario se puede apreciar en la Figura 15.

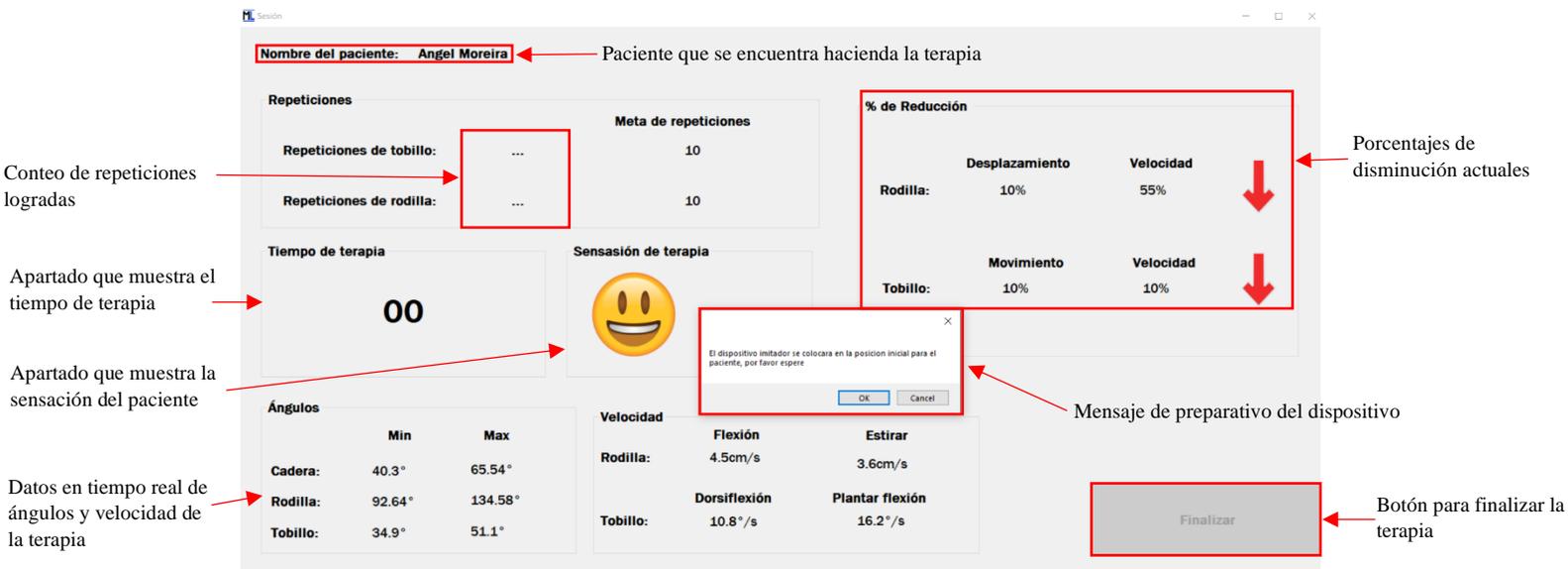


Figura 15: Ventana de inicio de terapia.

En la ventana de terapia contiene un apartado de ángulos y velocidad los cuales muestran datos de los ángulos a los que se flexionan las articulaciones del paciente y a la velocidad que lo hacen. Estos datos se actualizan de acuerdo a la reducción actual.

En el apartado de reducciones se muestra el porcentaje actual de reducción para rodilla y tobillo y se actualiza este dato dependiendo de la cantidad de veces que se presione el botón de sensación (ver Figura 16) que tendrá en su posesión el paciente.



Figura 16: Botón de sensación.

El botón de sensación es un dispositivo que tendrá en su control el paciente y el uso que puede darle es presionarlo cuando se encuentra realizando las repeticiones tanto de rodilla como tobillo par indicar que el ejercicio le causa dolor. Cada vez que presione el botón el paciente, se reducirá un 10% el desplazamiento y velocidad en el movimiento que realiza el dispositivo sobre la pierna afectada del paciente.

Existe un límite de veces que puede ser presionado el botón de sensación, esto con la finalidad de no reducir a 0 los parámetros de desplazamiento y velocidad.

El apartado de sensación del paciente también está directamente relacionado con la cantidad de veces que lo presione el paciente. Al iniciar la terapia en este apartado se mostrará una cara feliz que significa que la sensación del paciente es satisfactoria, pero al presionar algunas veces el botón de sensación esta cara cambiara a una que muestra malestar (ver Figura 17), lo cual muestra que el paciente está sintiendo dolor de la terapia.



Figura 17: Sensación satisfactoria del paciente (izquierda), sensación con dolor del paciente (derecha).

Cuando el dispositivo se coloque en su posición de inicio mandara el mensaje que muestra en la Figura 18.

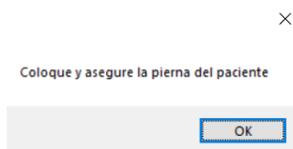


Figura 18: Mensaje de seguridad para ajustar la pierna del paciente.

La seguridad del paciente es lo más importante por lo cual, se muestra un mensaje extra (ver Figura 19) el cual solicita al usuario presionar “YES” para que el dispositivo comience a movilizar la pierna del paciente.

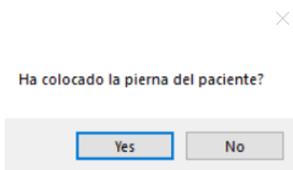


Figura 19: Mensaje de seguridad asegurando la sujeción de la pierna del paciente.

Después de las advertencias el dispositivo comenzará a movilizar la pierna del paciente y su progreso se podrá monitorear en el apartado de repeticiones, en el cual se muestran la meta de repeticiones que son el total de repeticiones que se programaron en la sesión y las repeticiones logradas, que son el número de repeticiones que ha realizado hasta ese momento el paciente. Las repeticiones iniciales son las de rodillas y seguido son las de tobillo, al finalizar las repeticiones de rodilla en la ventana de terapia aparecerá un mensaje (ver Figura 20) el cual solicita la autorización del usuario para continuar con las repeticiones de tobillo.

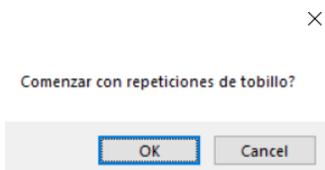


Figura 20: Mensaje solicitando al usuario comenzar con repeticiones de tobillo.

Llegar a la meta de repeticiones de rodilla y tobillo dará por finalizada la terapia, mostrando en pantalla un mensaje como se aprecia en la Figura 21.

Cuando es recibido el mensaje de finalización de la sesión todos los datos mostrados en pantalla como lo son ángulos, velocidades, porcentajes de reducción, tiempo y repeticiones se guardarán en una base de datos con un numero de sesión bajo el nombre del paciente que realizo la terapia. Estos datos se podrán ver en una de las opciones del menú desplegable del inicio de la interfaz que abordaremos en el siguiente capítulo de este manual.

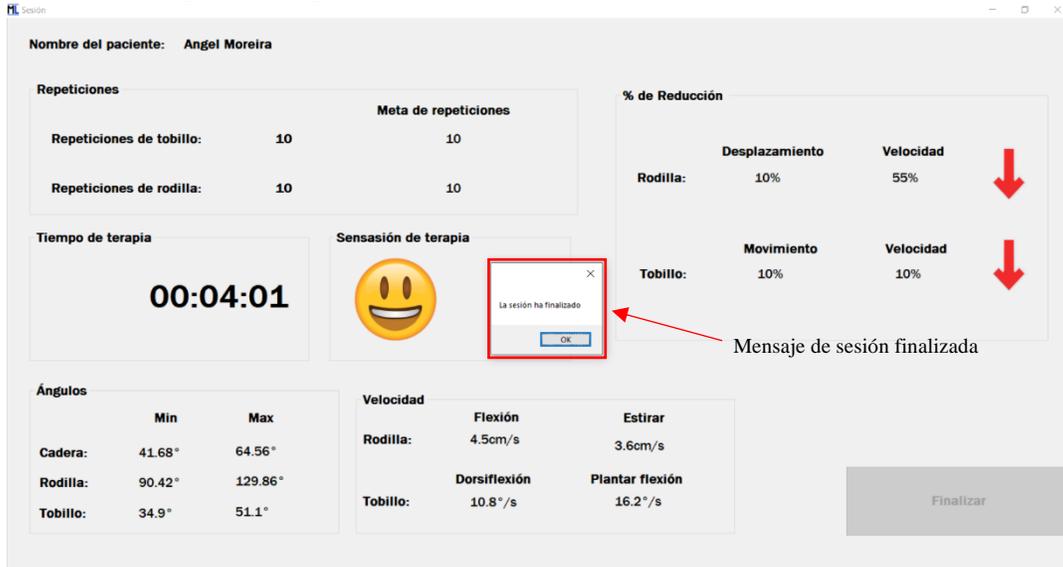


Figura 21: Mensaje de sesión finalizada.

Al hacer clic sobre el “OK” en el mensaje de finalización se desplegarán mensajes posteriores resaltando la seguridad del paciente ya que este caso solicitará al usuario retirar la pierna del paciente del dispositivo, puesto que posteriormente de hacer clic en los mensajes el dispositivo regresará a su posición de inicio lo cual puede causar daños al paciente si aún sigue asegurada su pierna al dispositivo.

NOTA: al terminar la sesión se recomienda no hacer clic en los mensajes que aparecen en la ventana de terapia hasta haber retirado la pierna del paciente en su totalidad. También se recomienda dejar el dispositivo en un lugar plano con la intención de que este haga el último proceso de regresar a una posición de inicio. También por tal motivo no se recomienda que se desconecte de la interfaz antes de que el dispositivo se encuentre en su posición de inicio.

5. Consulta de información

Para ingresar a la consulta de información se debe ingresar desde el menú desplegable en la pantalla de inicio de la interfaz dando clic en la pestaña **Información** donde se desplegará una opción **por paciente** (ver Figura 22) que al hacer clic sobre ella se abrirá una ventana (ver Figura 23) en la cual se puede consultar información de pacientes agregados a la base de datos y de las sesiones que han realizado.

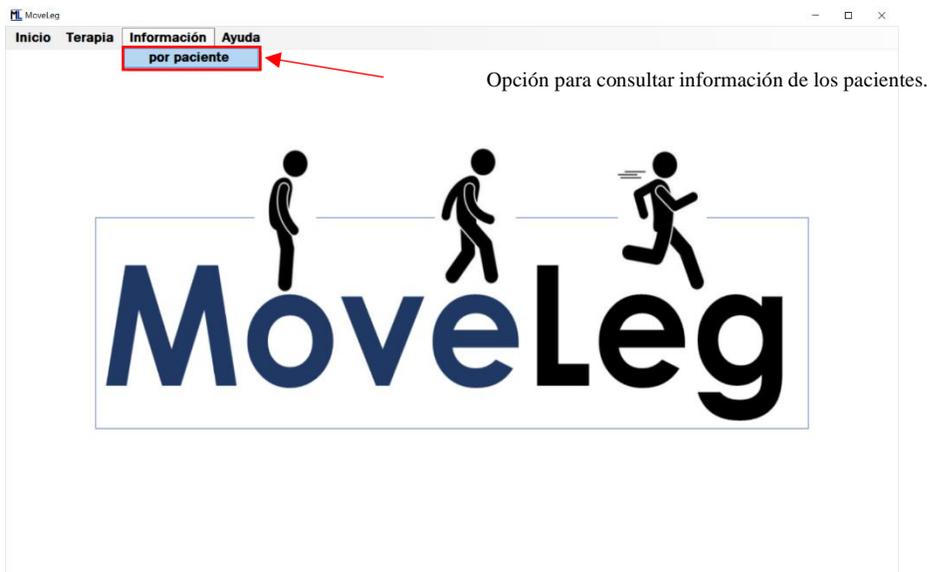


Figura 22: Menú desplegado al hacer clic en información.

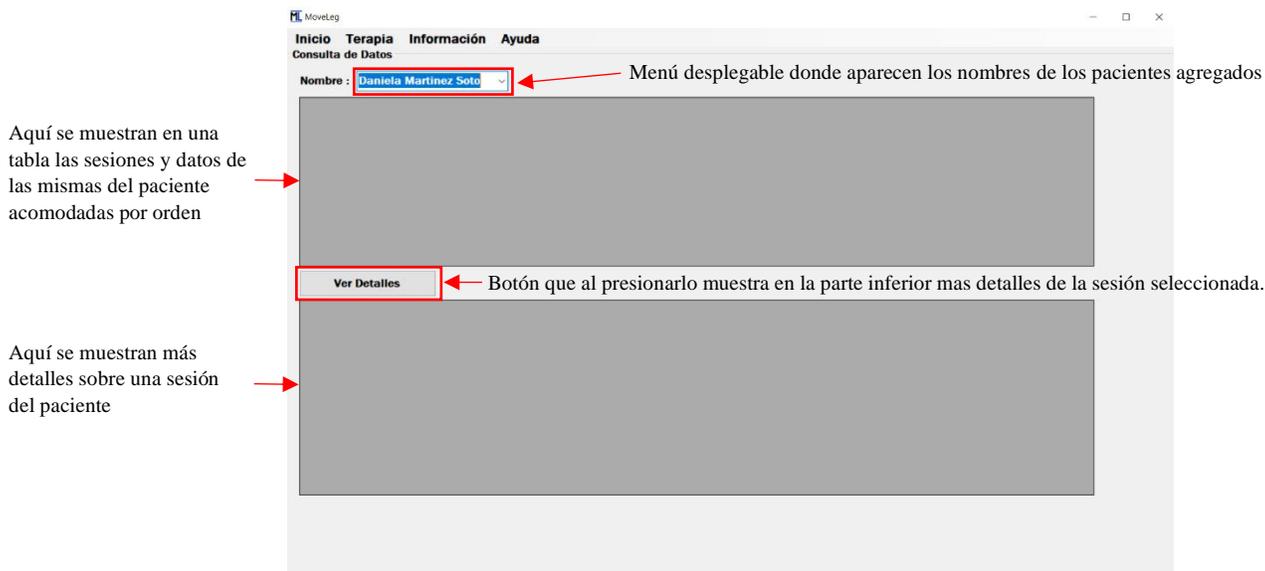


Figura 23: Ventana de consulta de información.

En la ventana de consulta de información se encuentra un menú desplegable en la parte superior en el cual se despliegan los nombres de los pacientes que han sido agregados anteriormente en la base de datos.

En la parte inferior del menú de selección de paciente se encuentran dos apartados, el primero que se encuentra en la parte superior se muestran las sesiones del paciente seleccionado en una tabla (ver Figura 24) con un numero de ID. El que se muestra en la parte inferior muestra datos más específicos en una tabla (ver Figura 25) al seleccionar una de las sesiones y luego dar clic sobre el botón .

Nombre : Angel Moreira

# Sesion Programada	# Sesión	Fecha	Tiempo	Numero_dis	Num Repeticione Tobillo Meta	Num Repeticione Rodilla Meta	Num Repeticione Rodilla Logradas	Num Repeticione Tobillo Logradas	Porcentaje velocidad tobillo	Porcentaje velocidad rodilla
3061	3058	11/25/2...	00:00:00	0	10	10	10	0	10	55
3062	3059	11/25/2...	00:03:46	0	10	10	10	10	10	55
3063	3060	11/26/2...	00:00:44	2	2	2	0	0	3	55

Ver Detalles

Tabla que muestra datos de sesiones guardadas en la base de datos que se despliega al seleccionar un paciente

Figura 24: Despliegue de tabla de datos de sesiones de un paciente seleccionado.

Nombre : Angel Moreira

ID	Fecha	Tiempo	Numero_dis	Num Repeticione Tobillo Meta	Num Repeticione Rodilla Meta	Num Repeticione Rodilla Logradas	Num Repeticione Tobillo Logradas	Porcentaje velocidad tobillo	Porcentaje velocidad rodilla	Porcentaje desplazamiento angular tobillo	Posición
3128	11/25/2...	00:00:00	0	10	10	10	0	10	55	10	10
	11/25/2...	00:03:46	0	10	10	10	10	10	55	10	10
	11/26/2...	00:00:44	2	2	2	0	0	3	55	2	3

Ver Detalles

ID	Num. de disminuciones	Num. de repeticiones tobillo	Num. de repeticiones rodilla	Angulo_Roc	Angulo_Roc	Angulo_Cac	Angulo_Cac	Angulo_Tob	Angulo_Tob	Posición
3128	0	0	30	92.64	134.58	40.3	65.54	34.9	51.1	13

Tabla que muestra detalles más detalles sobre la sesión seleccionada

Figura 25: Despliegue de tabla de datos de una sesión seleccionada.

Los datos mostrados en la primera tabla:

- Número de sesión
- Fecha
- Tiempo
- Número de reducciones
- Número de repeticiones de rodilla logradas
- Número de repeticiones de tobillo logradas
- Número de repeticiones de rodilla meta
- Número de repeticiones de tobillo meta
- Porcentaje velocidad rodilla

- Porcentaje velocidad tobillo
- Porcentaje desplazamiento rodilla
- Porcentaje desplazamiento angular rodilla

Los datos mostrados en la segunda tabla:

- ID de sesión
- Número de reducciones
- Número de repeticiones de rodilla
- Número de repeticiones de tobillo
- Ángulo rodilla mínimo
- Ángulo rodilla máximo
- Ángulo cadera mínimo
- Ángulo cadera máximo
- Ángulo tobillo mínimo
- Ángulo tobillo máximo
- Posición mínima (desplazamiento)
- Posición máxima (desplazamiento)
- Velocidad de rodilla flexión
- Velocidad de rodilla estirar
- Velocidad de tobillo plantar flexión
- Velocidad de tobillo dorsi flexión

Cabe recalcar que en la segunda tabla se despliega información más detallada de cada una de las repeticiones efectuadas por el paciente, como lo es, cuantas flexiones se realizaron al presionar el botón de sensación actualizando los valores de ángulo y velocidad.

6. Ayuda

Este apartado contiene información del creador, la versión de la interfaz y otros datos relacionados a este trabajo.

Para ingresar a la ventana de ayuda debes dar clic en el menú desplegable de la parte superior de la ventana de inicio en la pestaña **Ayuda** y se desplegará la opción **Acerca de...** y con esto se abrirá una venta que se puede apreciar en la Figura 26.

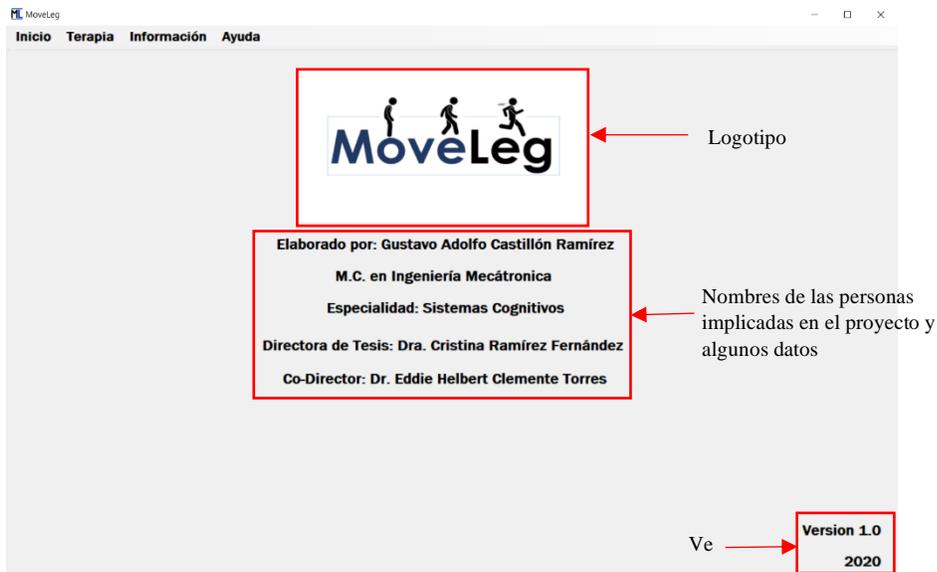
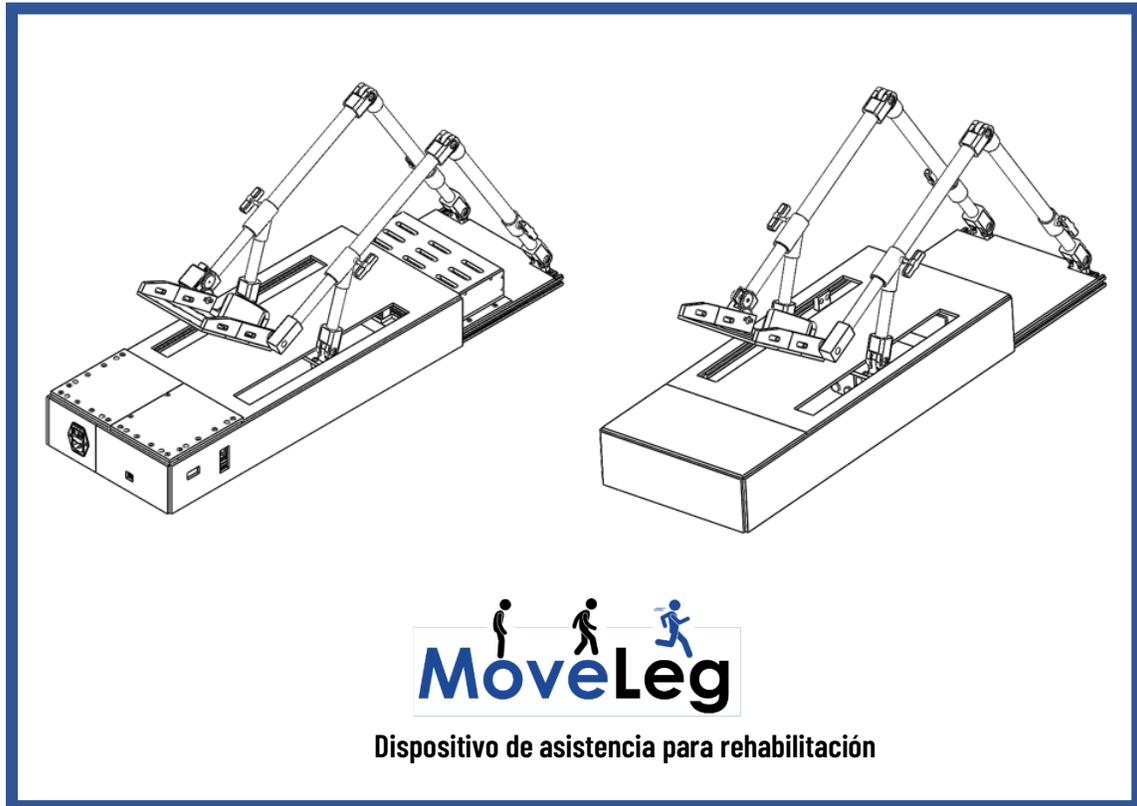


Figura 26: Ventana de ayuda.

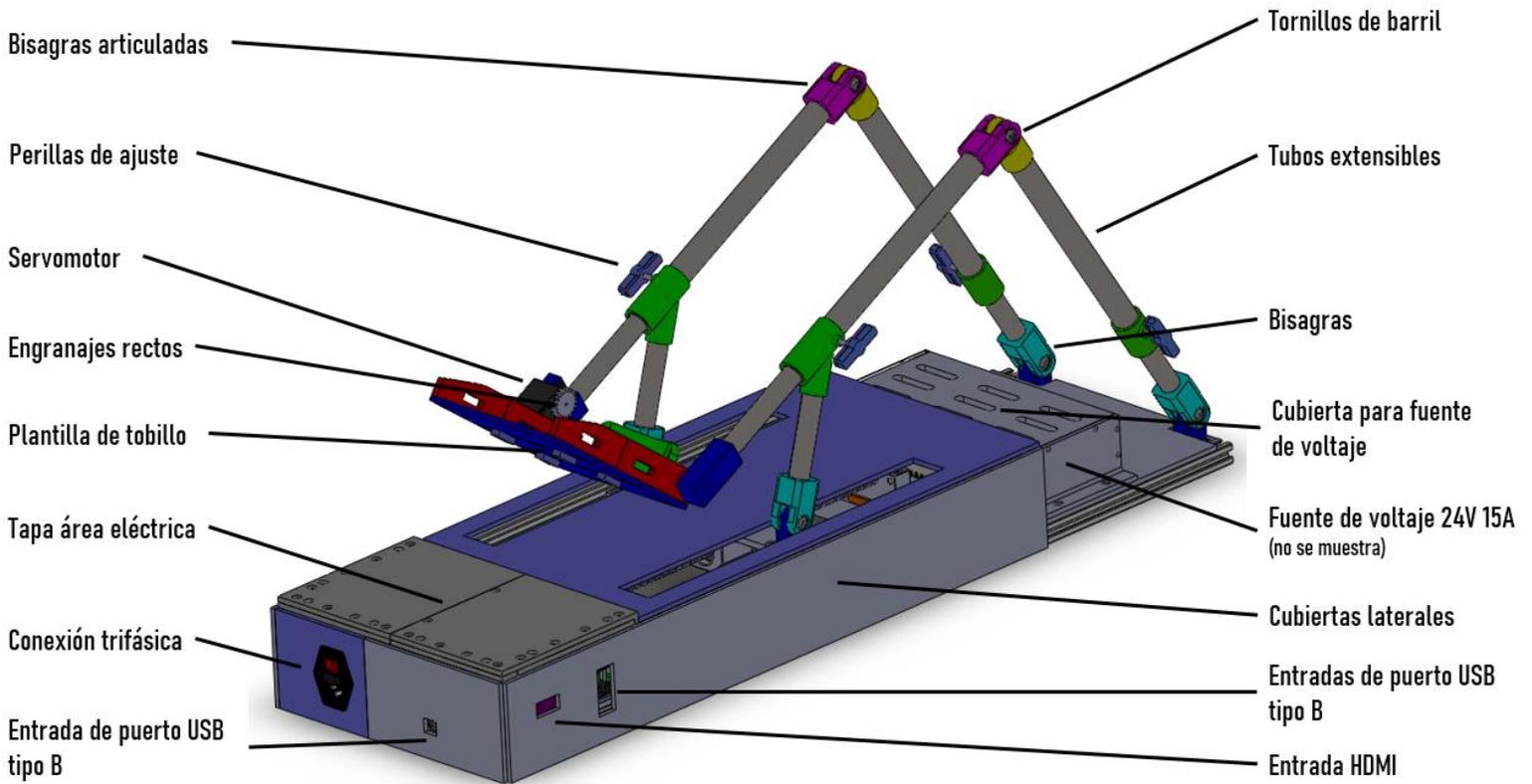
B Manual de uso y manejo de MoveLeg



Por favor lea detalladamente esta guía de uso antes de utilizar el dispositivo.

Partes y características

Dispositivo imitador



Modelo 01

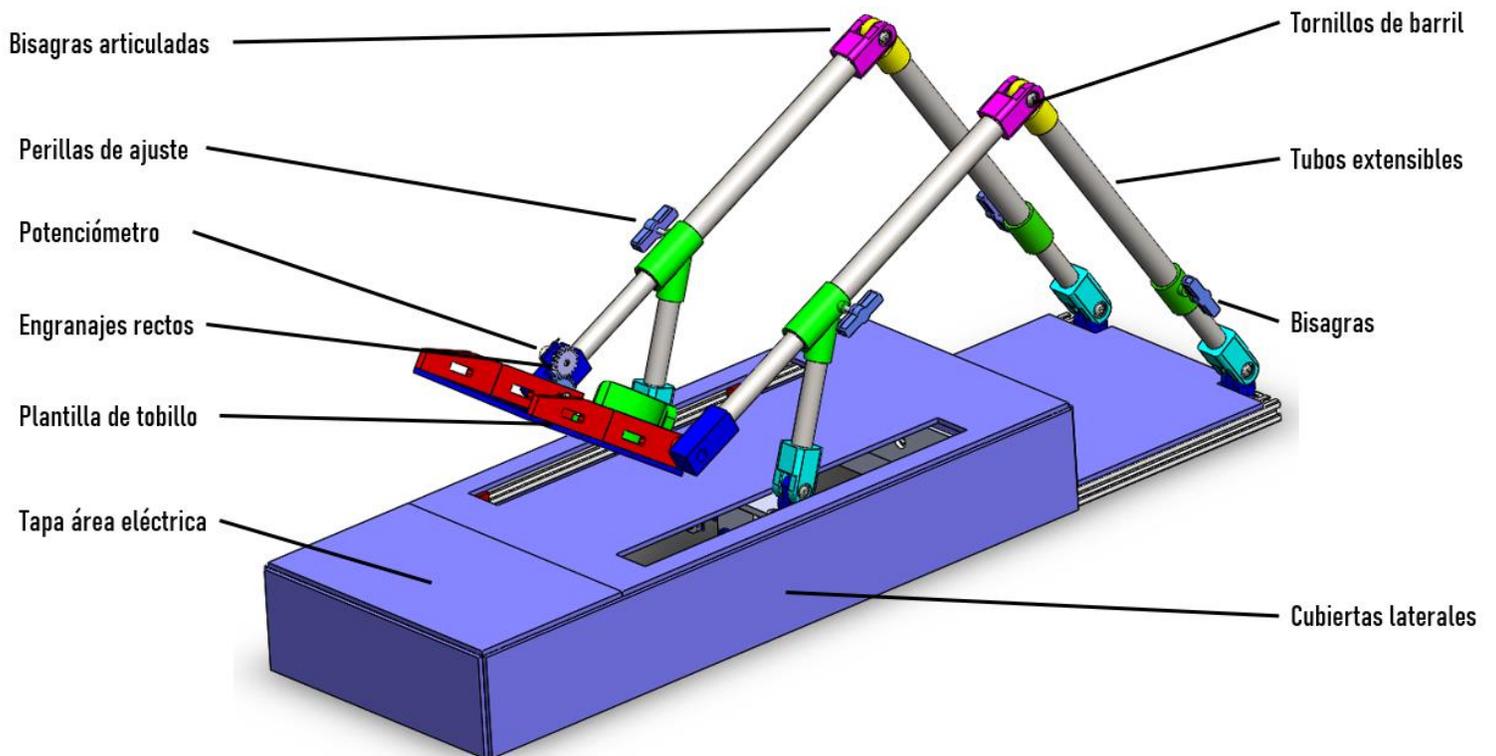


El dispositivo imitador cuenta con los siguientes materiales:

- Botón de sensación.
- Cable trifásico de corriente.
- Almohadillas se sujeción.

Partes y características

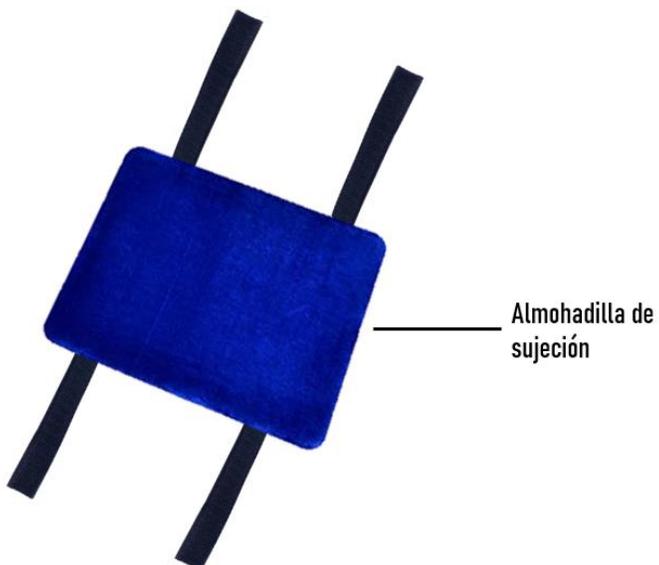
Dispositivo guía



Modelo 01

El dispositivo guía cuenta con los siguientes materiales:

- Almohadillas de sujeción.



Instrucciones de seguridad



CUIDADO: Para reducir el riesgo de choque eléctrico, daños corporales o quemaduras:

1. Lea todas las instrucciones antes de utilizar el dispositivo.
2. El dispositivo debe ser conectado a tierra. Enchufe solamente a tomacorrientes debidamente conectados a tierra.
3. Instale y sitúe ambos dispositivos siguiendo las instrucciones proporcionadas por esta guía respecto a la instalación.
4. Use el dispositivo solo para los fines descritos en esta guía de usuario.
5. Como cualquier dispositivo de rehabilitación es necesaria la supervisión cuando sea utilizado por pacientes.
6. No opere el dispositivo si el cordón o el enchufe se encuentran en mal estado, si no funciona debidamente o si el dispositivo propiamente dicho a sufrido daños o se ha caído.
7. Este dispositivo debe ser única y exclusivamente por personal idóneo y clasificado.
8. No use este dispositivo al aire libre y no lo coloque en lugares muy húmedos.
9. No sumerja en agua el dispositivo, ni su cordón ni permita que se mojen.
10. Mantenga el cordón eléctrico de este dispositivo, lejos de superficies calientes.
11. Evite colocar objetos pesados sobre el dispositivo.
12. No cubra las aperturas de ventilación de los dispositivos.
13. No coloque al paciente en el dispositivo sin antes verificar el debido funcionamiento de las almohadillas de sujeción.
14. No opere el dispositivo si no se ha podido enlazar comunicación entre el dispositivo y la interfaz de usuario.
15. Evite el uso del dispositivo a niños.
16. El debido uso y mantenimiento del dispositivo supondrá una larga vida para su dispositivo.

CONSERVE ESTAS INSTRUCCIONES

Tabla de contenido

Partes y características	146
Instrucciones de seguridad	148
Instalación	150
Introducción	153
Encendido del dispositivo	155
Preparación del dispositivo	157
Mantenimiento del dispositivo	159
Especificaciones técnicas	160
Preguntas y respuestas	161

Instalación

A. INSTRUCCIONES DE CONEXIÓN A TIERRA

Este dispositivo tiene que ser debidamente conectado a tierra. En el caso de un corto circuito eléctrico, el hecho de estar conectado a tierra reduce el riesgo de choque eléctrico al proporcionar un cable de escape para la energía eléctrica.

Este dispositivo está dotado de un cordón con enchufe de tres clavijas (uno de los cuales es para conexión a tierra).

Este enchufe debe ser conectado a un tomacorriente que esté debidamente instalado y conectado a tierra.



CUIDADO: El uso inapropiado de la clavija de tierra puede resultar en choque eléctrico. No corte ni remueva la tercer clavija de conexión a tierra, bajo ninguna circunstancia.

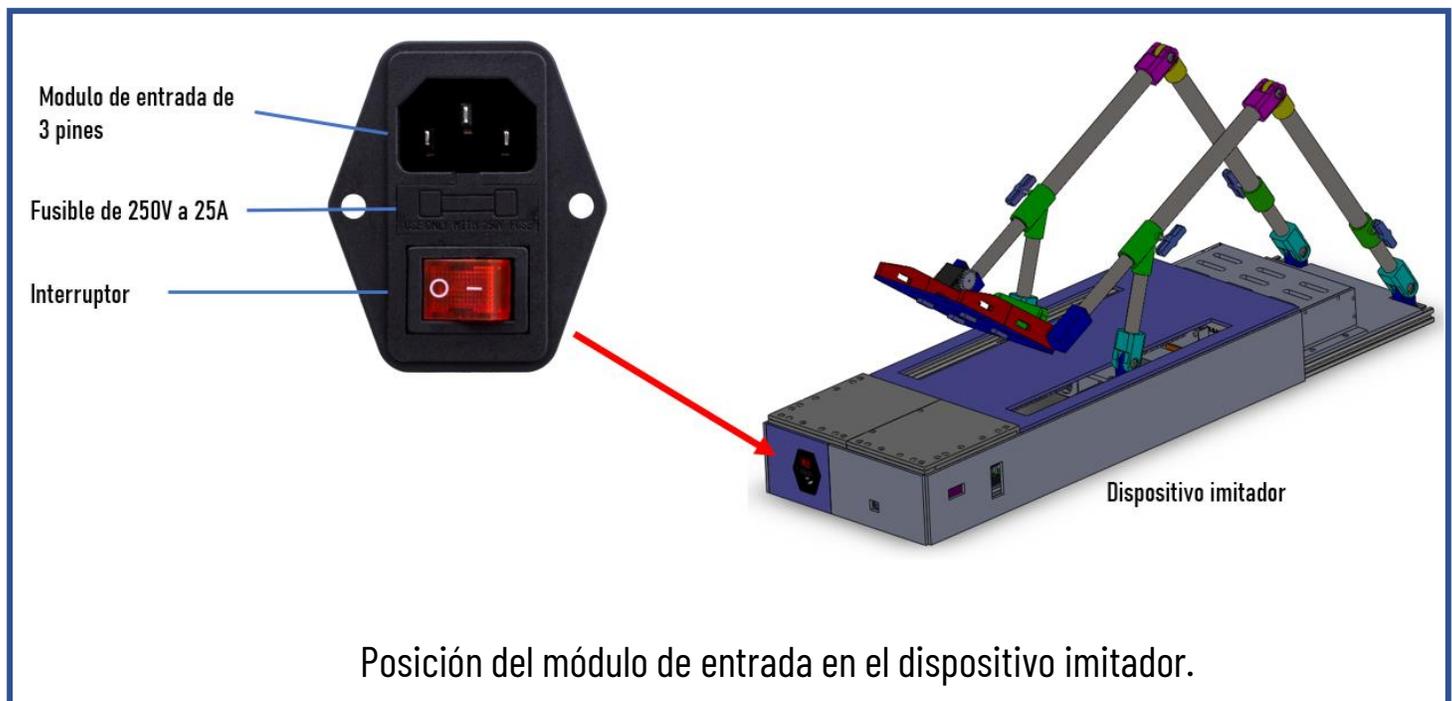


Asegúrese de que exista una conexión apropiada
a tierra

Instalación

NOTA:

1. Un cordón eléctrico trifásico se proporciona junto a dispositivo de manera separada, esto con la finalidad de facilitar el desplazamiento del dispositivo.
2. El dispositivo imitador cuenta con un módulo de entrada para la conexión del cable eléctrico, un porta fusible y un interruptor de corriente.
3. El dispositivo imitador cuenta con un cable de 4 pines que suministra energía y manda señales al dispositivo guía.



B. POSICIONE EL DISPOSITIVO

1. Se recomienda que el dispositivo sea posicionado en una cama, colchoneta o tapetes terapéuticos que recomiende el terapeuta por las implicaciones del ejercicio realizado en el dispositivo.

Instalación

2. Deje un espacio por lo menos de 1 m de largo y de ancho en el cual el dispositivo se encuentre bien nivelado sobre la cama o superficie de uso.
3. El dispositivo cuenta con dos partes, la cuales son intercambiables, se recomienda el apoyo de una persona para movilizar los dispositivos.

C. CONECTARSE A LA INTERFAZ GRAFICA

1. Este dispositivo cuenta con una interfaz especializada que se puede abrir desde su computador y conectarse directamente con el dispositivo mediante conexión WI-FI.

2. Instale la interfaz en su computadora.

3. Dirijase al icono de la interfaz y se desplegará una ventana de la interfaz en la cual podrá acceder funciones como las de agregar pacientes, generar sesiones de ejercicio y consultar información de los pacientes y sus sesiones.

Introducción

¡GRACIAS POR ADQUIRIR EL DISPOSITIVO DE ASISTENCIA PARA REHABILITACIÓN MOVELEG!

MoveLeg es un dispositivo de asistencia en el cual se pusieron nuestros esfuerzos para brindar la mejor tecnología que facilite el proceso de rehabilitación y también brindar una herramienta que apoye el trabajo de fisioterapeutas y doctores en rehabilitación.

Como trabaja MoveLeg

MoveLeg es un dispositivo que asiste la rehabilitación de extremidades inferiores en pacientes mayores de 60 años que han sufrido un accidente cerebrovascular. Se desarrollo el dispositivo pensando en emular una terapia tipo espejo y al mismo tiempo replicar el movimiento natural del paciente. Esto se logra gracias a la versatilidad que ofrece el dispositivo al brindar dos partes de un mismo dispositivo que son la parte imitadora y la parte guía.

La función de la parte guía, es la de sensar el movimiento de la pierna sana del paciente y por el otro lado la parte imitadora es la que encarga de transmitir ese movimiento (de manera reducida) a la extremidad afectada del paciente.

Los dos componentes que conforman a MoveLeg (parte imitadora y guía) son intercambiables, en el caso de que los pacientes tendrán cualquiera de las dos extremidades afectadas.

Obteniendo los mejores resultados de su dispositivo MoveLeg

MoveLeg es un dispositivo pensado para los pacientes que lo utilizaran y también al mismo tiempo para los fisioterapeutas. Por tal motivo se recomienda que

Introducción

el uso de este dispositivo sea supervisado y recomendado por un especialista en este campo como un fisioterapeuta o doctores en rehabilitación.

Se sugiere también el apoyo de un familiar o persona de apoyo que asista al paciente durante el uso del dispositivo.

Se recomienda altamente dar mantenimiento preventivo al dispositivo para que este se encuentre en las mejores condiciones posibles.



CUIDADO: El mantenimiento de dispositivos mecánicos como MoveLeg debe ser realizado por personal idóneo para llevar acabado esta tarea.

Factores que afectan el funcionamiento de su dispositivo

Revise al principio de esta guía las advertencias y el manejo adecuado del dispositivo. También se recomienda que el paciente que vaya a utilizar el dispositivo sea informado debidamente sobre el uso correcto del dispositivo.

El uso fuera de las especificaciones dadas en esta guía sobre el dispositivo es muy probable que den como resultado de un mal funcionamiento del mismo.

El uso por personas no autorizadas y recomendadas incrementa el riesgo de un mal funcionamiento del dispositivo.

Encendido del dispositivo

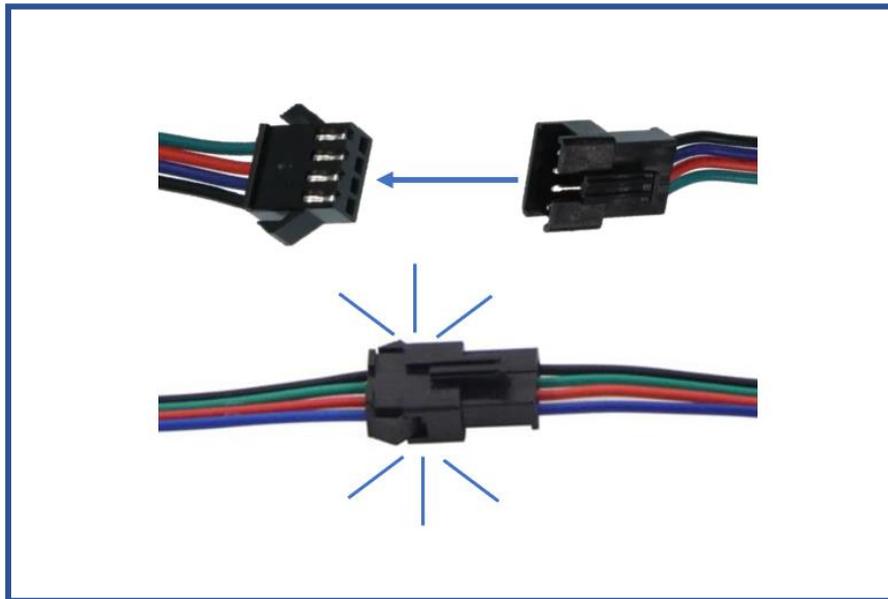
! **CUIDADO:** Antes de encender el dispositivo asegúrese que esté se encuentre debidamente colocado sobre una superficie plana y que el cable eléctrico esté conectado a un tomacorriente como se indica en el apartado **“INSTRUCCIONES DE CONEXIÓN A TIERRA”** de la página 6 de esta guía.

1. Realice la conexión de los extremos de su cable de corriente.



Encendido del dispositivo

2. Hacer la conexión del cable de cuatro terminales que suministrara energía eléctrica dispositivo guía del dispositivo imitador.



3. Presioné el interruptor que se encuentra en el módulo de entrada para encender el dispositivo.



Preparación del dispositivo

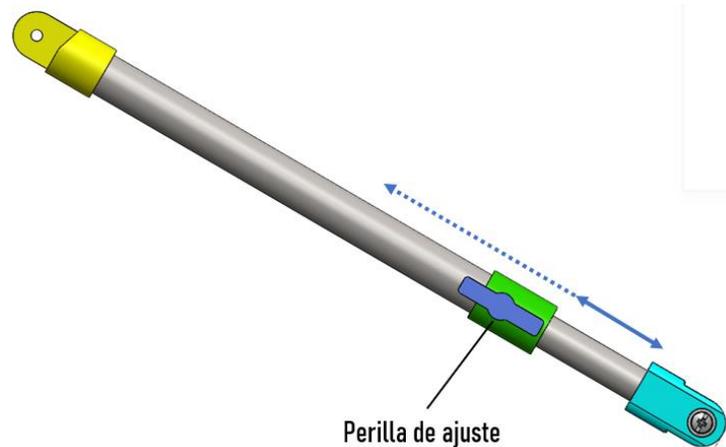
Como preparativo previo a una sesión terapia se aconseja tener en cuenta lo siguiente:

1. Asegurarse que el dispositivo se encuentra debidamente conectado a la corriente eléctrica.



CUIDADO: Al encender el dispositivo imitador, este se moverá a su posición de inicio. Mantenga sus manos alejadas del dispositivo para evitar daños físicos. No asegure al paciente en el dispositivo hasta después de preparar el

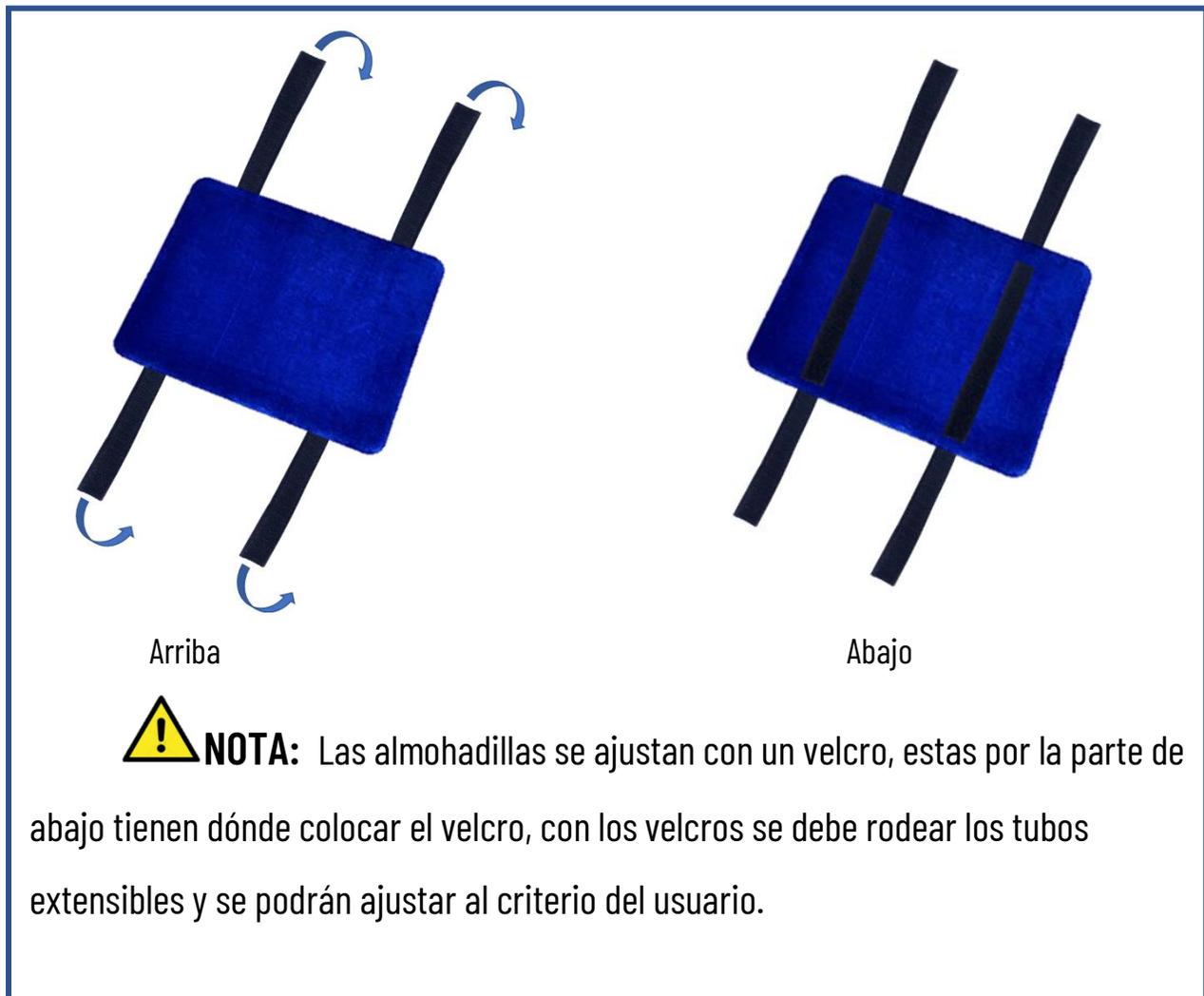
2. Se deben ajustar los tubos extensibles a la medida del paciente haciendo uso de las perillas de ajuste que se encuentran en los costados.



Ajuste el largo del tubo extensible liberando la perilla de ajuste un poco.

Preparación del dispositivo

- 3 Revisar que las almohadillas de sujeción se encuentren ajustadas de manera que el paciente se sienta cómodo.



Mantenimiento del dispositivo

Tabla de mantenimiento

PARTE	POSIBLES DAÑOS	RECOMENDACIÓN
Rodamientos de chumaceras	Obstrucción por polvo, falta de engrasado o ruptura por uso.	Engrasar los rodamientos cada 3 meses.
Tornillo sin fin	Ruptura o daño por uso, acumulación de basura.	Engrasar un poco el tornillo sin fin cada 3 meses.
Tuerca con rodamientos	Obstrucción por polvo, falta de engrasado.	Engrasar la tuerca cada 3 meses por el exterior y movilizar un poco para que se engrase.
Motores	Ruptura, averió por sobrecarga.	Reemplazar.
Perillas ajustables	Ruptura por uso.	Reemplazar.
Bisagras articuladas	Ruptura por uso, desgaste.	Reemplazar (no requieren engrasado).
Engranajes rectos	Ruptura por uso, desgaste y ruptura por peso.	Reajuste cada 3 meses en caso de que se encuentren flojos. Reemplazo en caso de ruptura.
Componentes eléctricos	Averió por sobrecarga, deterioro por humedad.	Reemplazar.
Tapas exteriores	Ruptura por impacto, deterioro por uso.	Limpieza. Reemplazar.

Especificaciones técnicas

Tabla de especificaciones técnicas

Modelo	MoveLeg 01	
Alimentación	110V - 60 Hz 15A	
Frecuencia	100MHz	
Dimensiones (imitador)	Ancho	30 cm
	Alto	42 cm
	Largo	97 cm
Dimensiones (guía)	Ancho	30 cm
	Alto	42 cm
	Largo	97 cm
Peso (imitador)	9 kg	
Peso (guía)	4 kg	

*Pesos y medidas aproximados.

Preguntas y respuestas

P. ¿Por qué mi dispositivo no enciende?

R. - Verifique en el cable de corriente este bien conectado al módulo de entrada del dispositivo imitador.

- Revise que el interruptor de encendido se encuentre presionado en la posición adecuada.

En caso que el problema sea interno en la parte eléctrica, recurra a la ayuda de personal calificado para su reparación.



CUIDADO: En caso de alguna avería eléctrica, no destape la cubierta de la zona eléctrica, ni la tapa de la fuente principal. Podría recibir descargas eléctricas. Desconecte el cable de corriente del tomacorriente.

P. ¿Por qué el dispositivo guía no funciona?

R. Puede ser causa de que no se conectó el cable de alimentación y señal del dispositivo imitador al guía. Verifique la conexión y si el problema persiste, póngase en contacto con personal calificado.

P. ¿El dispositivo imitador puede dañar al paciente durante la terapia?

R. El dispositivo imitador y guía, cuentan con procedimientos y medidas de seguridad que mantendrán segura la pierna del paciente durante la terapia. Puede ocurrir el caso en el que el fisioterapeuta cometa un error al programar la sesión y dar

Preguntas y respuestas

parámetros que excedan el movimiento que pueda realizar el paciente. Por tal motivo, se recomienda que la terapia sea supervisada y monitoreada en todo momento.



CUIDADO: MoveLeg no queda exento de accidentes y fallos por terceros.

P. ¿Por qué mi dispositivo imitador hace mucho ruido?

R. Cuando el dispositivo imitador llega a velocidades algo elevadas el motor tiende a hacer un ruido fuerte, pero no es algo de lo cual preocuparse. Si percibe que el ruido es proveniente de algún lugar distinto al motor o que el motor hace un ruido distinto al habitual, presione el botón de paro de emergencia y retire al paciente.



CUIDADO: En caso de que identifique un ruido fuera de los común o algún rechinado. Corte la corriente del dispositivo presionando el botón de paro de emergencia o presionando el interruptor del dispositivo imitador.

No trate de repararlo usted, podría ocurrir un accidente y ocasionar lesiones físicas, póngase en contacto con personal calificado.

P. ¿Por qué mi dispositivo no se conecta con la interfaz de usuario?

R. El procedimiento a seguir debe ser el siguiente:

- 1 Inicie la aplicación de la interfaz de usuario en su computador.
- 2 Encienda en dispositivo imitador, conectado al dispositivo guía.

Preguntas y respuestas

- 3 En la pantalla de la interfaz aparecerá un mensaje en el cual indique que se ha conectado el dispositivo.
- 4 En caso de que esto no ocurra, puede deberse a que el dispositivo no encuentre la red del computador.