

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA
REHABILITACIÓN PASIVA DE LA RODILLA**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR

DIEGO CASTRO VILLANUEVA

ASESOR:

Dr. Dante Ángel Elías Giordano

Lima, diciembre 2023

INFORME DE SIMILITUD

Yo, DANTE ANGEL ELÍAS GIORDANO, docente de la FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE LA RODILLA, del autor DIEGO CASTRO VILLANUEVA, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 14%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 01/12/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 01 de diciembre de 2023

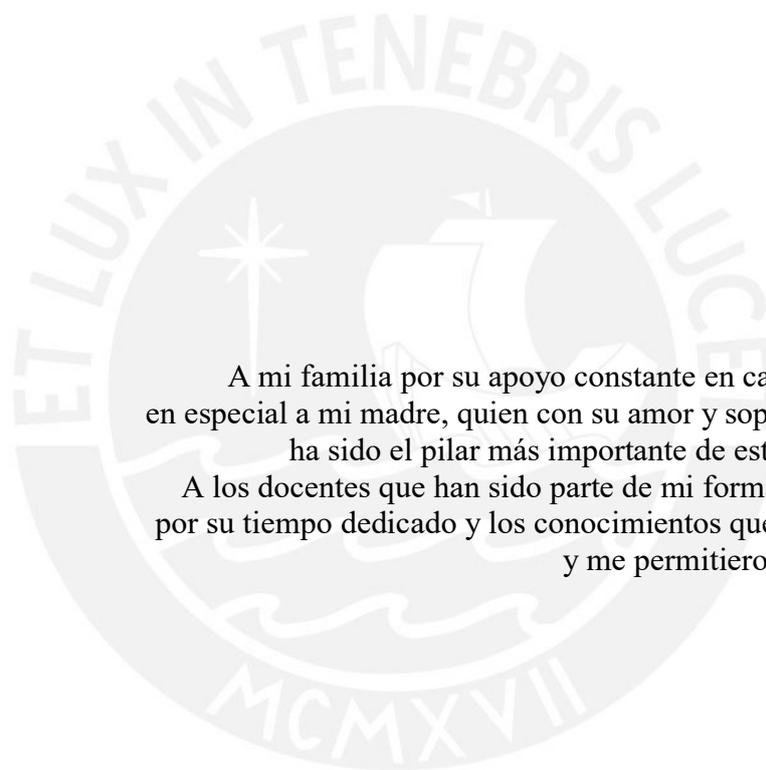
Apellidos y nombres del asesor: <u>Elías Giordano, Dante Angel</u>	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0001-5920-9608	

RESUMEN

El presente trabajo de tesis consiste en el diseño de un dispositivo que realice los movimientos correspondientes a la fisioterapia pasiva de rehabilitación de rodilla. El trabajo está basado en la metodología VDI 2221, la cual establece los pasos a seguir para el desarrollo de sistemas mecatrónicos.

La estructura del dispositivo diseñado cuenta con 2 eslabones articulados por un extremo en común, cada eslabón tiene forma de canastillo y el paciente reposará su muslo y pierna en estos, se usará un ajuste mediante velcro para mantener estos segmentos de la extremidad fijados al dispositivo. El movimiento de flexión y extensión de la rodilla será realizado mediante un servomotor ubicado en la unión articulada de los eslabones; la cual está, a su vez, ubicada al nivel de la rodilla del paciente. El servomotor entregará el torque necesario para movilizar la pierna mientras el muslo se mantiene fijo en reposo.

El diseño que se obtuvo como resultado no requiere de gran espacio para su uso y la mayoría de sus piezas son de materiales de baja densidad. Se realizaron simulaciones de esfuerzos y deformaciones usando el software Autodesk Inventor para verificar que la estructura del dispositivo no falle. Además, el diseño permite guardar un registro de uso del dispositivo con el fin de monitorear el avance del paciente, y puede ser usado por medio de una aplicación en un Smartphone. Finalmente, se realizó una estimación de los costos involucrados para el desarrollo del dispositivo, esto involucra el costo de diseño (S/. 5,840.00) y el costo de fabricación (S/. 3,437.55), esto representa una suma total de S/. 9,277.55.



Agradecimiento:

A mi familia por su apoyo constante en cada paso que tomé,
en especial a mi madre, quien con su amor y soporte incondicional
ha sido el pilar más importante de esta etapa de mi vida

A los docentes que han sido parte de mi formación universitaria
por su tiempo dedicado y los conocimientos que me transmitieron
y me permitieron llegar hasta aquí

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	iv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA Y MARCO TEÓRICO	3
1.1 Problemática	3
1.2 Anatomía y fisiología de la rodilla	6
1.2.1 Anatomía de la rodilla	6
1.2.2 Movimientos de la rodilla	9
1.2.3 Medidas antropométricas	12
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE	11
2.1 Técnicas empleadas en la rehabilitación de rodilla	11
2.2 Técnicas y tecnologías empleadas en rehabilitación de rodilla	12
2.1.1 Patentes	12
2.1.2 Modelos Comerciales	14
2.1.3 Productos en desarrollo	16
2.3 Instrumentación	22
CAPÍTULO 3: DISEÑO CONCEPTUAL	28
3.1 Requerimientos del sistema	28
3.2 Estructura de funciones	31
3.3 Proyecto Preliminar	39
CAPÍTULO 4: DISEÑO MECÁNICO	43
4.1 Consideraciones preliminares	43
4.2 Modelamiento geométrico del sistema mecánico	48
4.3 Análisis de cargas	54
4.4 Selección de actuador	66
4.5 Selección de materiales	68
4.6 Diseño definitivo del dispositivo	69
4.7 Simulaciones mecánicas	72
CAPÍTULO 5: DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	77
5.1 Lógica de funcionamiento y diagrama de flujo	77
5.2 Diagrama de bloques	79
5.3 Selección de componentes	80
5.4 Diagramas esquemáticos	84
5.5 PCB	84
5.6 Distribución de componentes	85
5.7 Lógica de control del motor	87
CAPÍTULO 6: DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	90
6.1 Dispositivo Integrado	90
6.2 Planos	91
6.3 Estimación de Costos	91

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	95
CONCLUSIONES	96
BIBLIOGRAFIA	97



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Tendencia en cirugía de reemplazo de rodilla, en años 2000-2014.....	5
Figura 1.2 Planos anatómicos del cuerpo.....	6
Figura 1.3 Grados de libertad en la rodilla.....	7
Figura 1.4 Movimientos y posiciones de la rodilla	7
Figura 1.5 Rango de movimiento de la articulación de la rodilla en el ciclo de marcha	8
Figura 1. 6 Movimientos en la articulación de rodilla durante la flexión.....	9
Figura 1.7 (a)Flexión, extensión, rotación interna y externa. (b) Rango de rotación interna y externa en función del ángulo de flexión presente en la rodilla.....	9
Figura 1.8 Proporción entre las dimensiones de la pierna y la altura de una persona.	10
Figura 2.1 Terapia Pasiva de la rodilla	12
Figura 2.2 Instrumento de rehabilitación de rodilla	13
Figura 2.3 Asistente de ejercicio y rehabilitación de la rodilla.....	14
Figura 2.4 a) Uso del dispositivo en el paciente b) Movimientos realizados [Hall, 2016]	14
Figura 2.5 Mecanismo de los CPM.....	15
Figura 2.6 Kinetec™ Spectra™ Rodilla Maquina CPM	16
Figura 2.7 Equipo Optiflex® 3 Knee CPM	16
Figura 2.8 Prototipo ArtroSemper v1.2.....	17
Figura 2.9 (a) Sistema de rehabilitación en casa, (b) Cuadro de realimentación al paciente	18
Figura 2.10 Robot de rehabilitación de rodilla.....	18
Figura 2.11 Mecanismo usado en el robot inteligente de rehabilitación.....	19
Figura 2.12 Cinco eslabones del dispositivo.....	19
Figura 2.13 Ejercicios que puede emular el dispositivo.	19
Figura 2.14 Ejercicios que puede emular el dispositivo	20
Figura 2. 15 Procesador del dispositivo.	20
Figura 2.16 Ejercicios realizados a) fisioterapia pasiva con movimiento exclusivo de rodilla. b) fisioterapia pasiva con movimientos de rodilla y cadera.]	20
Figura 2.17 Servomotor.	21
Figura 2.18 Motor de Paso.....	21

Figura 2.19 Actuador Lineal .	22
Figura 2.20 Módulo de encoder.	22
Figura 2.21 Potenciómetro y su diagrama esquemático.	23
Figura 2.22 Sensor de medición Inercial IMU.	23
Figura 2.23 Acelerómetro piezoeléctrico	24
Figura 2.24 Acelerómetro Capacitivo Sparkfun.	24
Figura 2.25 Unidad de microcontrolador Arduino UNO.	25
Figura 2.26 Unidad Microprocesadora Raspberry Pi 4.	25
Figura 3. 1 Caja negra.	30
Figura 3.2 Dominio de Interfaz	31
Figura 3.3 Dominio de Control	32
Figura 3.4 Dominio de Sensores	33
Figura 3.5 Dominio de Actuadores	33
Figura 3.6 Dominio de Energía	34
Figura 3.7 Dominio Mecánico	35
Figura 3.8 Estructura de funciones.	36
Figura 3.9 Uso del dispositivo de rehabilitación pasiva de rodilla.	37
Figura 3.10 Ajuste a la pierna del paciente	38
Figura 3.11 Pantallas de la interfaz del dispositivo. (a) Pantalla de Inicio. (b) Pantalla de selección de parámetros. (c) Pantalla de parámetros seleccionados. (d) Pantalla de Ver Registros.	38
Figura 3.12 Diagrama de bloques del sistema	39
Figura 3.13 Diagrama de Operaciones	40
Figura 4.1 Proporciones antropométricas [Chaffin, 1991].	42
Figura 4.2 Longitud de los segmentos del dispositivo	42
Figura 4.3 Posición crítica.	43
Figura 4.4 Gráfico de posición, velocidad y aceleración angular en la rodilla	46
Figura 4.5 Estructura ajustable al muslo	48
Figura 4.6 Dispositivo ajustado al muslo	48
Figura 4.7 Estructura ajustable a la pierna	49
Figura 4.8 Dispositivo ajustado a la pierna	49
Figura 4.9 Restricciones del rango de movimiento.	50
Figura 4.10 Rango de movimiento del dispositivo	50

Figura 4.11 a) Dispositivo en flexión completa b) Dispositivo en extensión completa	50
Figura 4.12 Medidas antropométricas.....	51
Figura 4.13 Esquema general de la distribución de cargas que se generan en la pierna.....	52
Figura 4.14 Distribución de cargas sobre la pierna y muslo del paciente en extensión completa.....	52
Figura 4.15 Distribución de cargas en ambos segmentos	53
Figura 4.16 Distribución de cargas en cada parte del dispositivo.....	53
Figura 4.17 Diagrama de Cuerpo Libre de los ejes en la estructura ajustable al muslo	54
Figura 4.18 Diagrama de Cuerpo Libre de los ejes en la articulación	55
Figura 4.19 Diagrama de Cuerpo Libre de la estructura ajustada a la pierna	55
Figura 4.20 Diagramas de fuerza cortante y momento flector de la estructura ajustable a la pierna.....	57
Figura 4.21 Fuerzas en el perfil de la estructura ajustable a la pierna	58
Figura 4.22 Fuerza de torsión en una sección rectangular	58
Figura 4.23 Fuerza de torsión en una sección de la estructura.....	59
Figura 4.24 DCL del pasador.....	60
Figura 4.25 Diagrama de fuerza cortante y momento flector	61
Figura 4.26 Ubicación del actuador en el dispositivo	62
Figura 4.27 Configuración geométrica del eje del RMD X8 PRO	63
Figura 4.28 Unión motor-estructura ajustable a la pierna.....	64
Figura 4.29 Ubicación de los sensores de fin de carrera.....	64
Figura 4.30 Materiales del dispositivo	65
Figura 4.31 Ensamble estructura ajustable al muslo-motor.....	66
Figura 4.32 Ensamble estructura ajustable al muslo-sensor de fin de carrera.	67
Figura 4.33 Ensamble estructura ajustable a la pierna-motor.....	67
Figura 4.34 Ensamble articulación entre estructuras.	68
Figura 4.35 Detalle de unión pasador.	68
Figura 4.36 Electrogoniómetro diseñado	69
Figura 4.37 Ensamble del electrogoniómetro	69
Figura 4.38 DCL de la estructura.....	70
Figura 4.39 Restricciones para la simulación	71

Figura 4.40 Resultados de la simulación de la estructura ajustable a la pierna a) resultados en factor de seguridad b) resultados en desplazamiento.....	71
Figura 4.41 DCL de la estructura.....	72
Figura 4.42 Restricciones para la simulación	72
Figura 4.43 Resultados de Factor de seguridad en la simulación de la estructura ajustable al muslo.....	73
Figura 4.44 Resultados de desplazamiento en la simulación de la estructura ajustable al muslo.....	73
Figura 5.1 Diagrama de flujo	75
Figura 5.2 Pantallas de la interfaz del dispositivo. (a) Pantalla de Inicio. (b) Pantalla de selección de parámetros. (c) Pantalla de parámetros seleccionados. (d) Pantalla de registros.....	76
Figura 5.3 Diagrama de flujo de la función para obtener los parámetros.....	77
Figura 5.4 Diagrama de bloques del sistema	78
Figura 5.5 Diagrama general de conexiones.....	84
Figura 5.6 PCB (a) Cara superior (b) Cara inferior.....	84
Figura 5.7 PCB de alimentación del motor y sensores de fin de carrera.....	85
Figura 5.8 Distribución de los componentes electrónicos	86
Figura 5.9 Alojamiento en plancha impresa	86
Figura 5.10 Caja de control con agujeros mecanizados.....	87
Figura 5.11 Vista seccionada de la caja de control.....	88
Figura 5.12 Diagrama de la función que controla el motor	89
Figura 6.1 Dispositivo integrado.....	91

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Comparación de índices obtenidos por SF-36 en pacientes de Osteoartritis en la rodilla y personas saludables	4
Tabla 1.2 Pesos y longitudes relativas a los segmentos corporales en adultos	10
Tabla 4.1 Proporción de masas de los segmentos del cuerpo humano	44
Tabla 4. 2 Magnitudes antropométricas en consideración	51
Tabla 4. 3 Magnitudes de las cargas presentes en el dispositivo	56
Tabla 4.4 Magnitudes del análisis de esfuerzos en la estructura ajustable a la pierna	60
Tabla 4.5 Opciones de actuadores.....	63
Tabla 5.1 Alternativas de microcontrolador.....	79
Tabla 5.2 Alternativas de módulo Bluetooth	80
Tabla 5.3 Alternativas de sensor de contacto.....	81
Tabla 5.4 Alternativas de sensor de sensor angular	81
Tabla 5.5 Alternativas de fuente conmutable.....	82
Tabla 5.6 Alternativas de convertor de voltaje.....	83
Tabla 5.7 Trama de datos de escritura para control	90
Tabla 6.1 Planos del sistema	92
Tabla 6.2 Costo de diseño	93
Tabla 6.3 Costo de componentes mecánicos.....	93
Tabla 6.4 Costo de los componentes electrónicos	94
Tabla 6.5 Costo de ensamble y pruebas	94
Tabla 6.6 Costo total de fabricación del dispositivo	95

INTRODUCCIÓN

La rodilla es una de las articulaciones importantes en la locomoción del ser humano, siendo los principales movimientos ejecutados por ella la flexión y la extensión. Está compuesta por distintas estructuras óseas y tejido blando que garantizan la funcionalidad y estabilidad de la articulación. Debido al uso continuo al que está sometida durante la movilización de la persona, las patologías desarrolladas pueden afectar de forma significativa la calidad de vida del paciente. Un estudio comparó la calidad de vida de pacientes que sufren osteoartritis en la rodilla con personas saludables de la misma edad (45-75 años), obteniendo como resultado un nivel de calidad de vida más bajo para pacientes afectados por esta enfermedad [Alkan, 2013].

Una patología debe ser tratada para evitar los problemas mencionados en el anterior párrafo, el tratamiento puede ser quirúrgico o conservador. En ambos casos se requiere de la fisioterapia, la cual cumple un papel fundamental en la recuperación del paciente, ya que este tratamiento disminuye el dolor presente en la articulación y los efectos de esta dolencia, aumenta el rango de movimiento, capacidad muscular y mejora la calidad de vida del paciente [Clark, 2015].

Existen dispositivos de movimiento pasivo continuo, CPM por sus siglas en inglés, los cuales realizan una rehabilitación pasiva, es decir, el paciente no efectúa ningún movimiento por su cuenta, más bien, el dispositivo se encarga de mover la pierna afectada. Estos dispositivos presentan resultados favorables en el rango de movimiento obtenido, reducción del dolor y fuerza recuperada en programas de rehabilitación que lo incluyen [Lensen, 2003]. Además, estos equipos son utilizados, en su mayoría, en un centro de salud durante una etapa temprana de la recuperación. Por esto, se necesita un dispositivo que permita al paciente afectado por una patología de rodilla a realizar los movimientos definidos por el fisioterapeuta.

Por otra parte, durante el período de rehabilitación, a menudo, el fisioterapeuta debe movilizar la pierna mediante movimientos repetidos para recuperar el rango de movimiento del paciente; estas jornadas de manipulación demandan al terapeuta carga

física en una posición no natural que le generan problemas músculo esqueléticos. [Glover, 2002]

Por lo hasta aquí mencionado, se propone realizar el diseño mecatrónico de un dispositivo para la rehabilitación pasiva de la rodilla en sus movimientos de flexo-extensión. Con la finalidad de lograr este objetivo, se elaborará el estado del arte considerando la anatomía funcional, técnicas de rehabilitación y los dispositivos usados en estas. Asimismo, se definirán y enlistarán los requerimientos para esta propuesta y se elaborará una estructura de funciones que satisfaga los requerimientos definidos, a partir de la cual se propondrán distintos conceptos de solución que realicen las funciones planteadas y se someterán a una evaluación técnico-económica, de la cual se obtendrá una solución conceptual óptima, todo esto según la metodología VDI 2221. A partir de este concepto de solución, se elaborará el diseño del subsistema mecánico, para el cual se realizará un análisis de cargas a la que estará sometido el dispositivo durante el funcionamiento; se seleccionará los materiales adecuados para el diseño; se elegirá un actuador que cumpla la función deseada; se modelará el diseño 3D en el software AutoCAD Inventor y, finalmente, se realizarán simulaciones mecánicas para verificar la resistencia del diseño. El diseño del subsistema electrónico y de control involucrará la selección de componentes; el diagrama de conexiones entre estos componentes; los algoritmos que rigen al sistema para lograr el funcionamiento deseado para el dispositivo; y también se diseñará el espacio de alojamiento para el conjunto de componentes electrónicos. Asimismo, se unificará estos subsistemas en el diseño del dispositivo integrado. Por último, se elaborarán los planos de ensamble y despiece, y se estimarán los costos del dispositivo, considerando costo de diseño, costo de componentes, costos logísticos, costos de ensamblaje y pruebas y un monto destinado a imprevistos.

CAPÍTULO 1

PROBLEMÁTICA Y MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se expone una breve descripción de la anatomía de la articulación de la rodilla y su funcionalidad, y se detallan las principales lesiones y enfermedades asociadas a esta articulación. Asimismo, se describen los tratamientos empleados en la rehabilitación de la articulación. Además, se presentan tecnologías desarrolladas y en desarrollo en el área de rehabilitación pasiva de rodilla.

1.1 Problemática

Las patologías de rodilla afectan significativamente a los que la padecen. En un estudio, Alkan comparó niveles de calidad de vida de personas sanas con pacientes de osteoartritis de rodilla, esto se observa en la Tabla 1.1, donde se comparan indicadores relevantes para la calidad de vida de una persona, tales como dolor corporal, funcionalidad física, salud general, vitalidad, sociabilidad y salud mental. Los índices mencionados que muestran una menor calidad de vida para pacientes con la patología mencionada son, en mayor medida, el dolor corporal, la vitalidad y la funcionalidad física; además, también se muestran, en menor medida, una menor funcionalidad social y salud mental [Alkan, 2013].

Tabla 1. 1 Comparación de índices obtenidos por SF-36 en pacientes de Osteoartritis en la rodilla y personas saludables [Alkan, 2013]

Median (min-max)	Patients (n = 112)	Controls (n = 40)	p value
Age (years)	60 (45-76)	57 (47-74)	0.326
Males/females, n (%)	27 (24.1)/85 (75.9)	10 (25)/30 (75)	0.910
Body mass index (kg/ m ²)	30 (24.46-45.88)	29.08 (24-40)	0.059
SF-36 subgroups			
Physical function (PF)	50 (0-100)	77.50 (50-100)	0.000*
Role physical (RP)	25 (0-100)	100 (0-100)	0.000*
Bodily pain (BP)	41 (0-100)	72 (40-100)	0.000*
General health (GH)	57 (0-97)	59.50 (25-82)	0.772
Vitality (VT)	25 (0-90)	55 (20-75)	0.000*
Social function (SF)	50 (0-100)	87.50 (50-100)	0.000*
Role emotional (RE)	100 (0-100)	100 (0-100)	0.237
Mental health (MH)	52 (4-92)	62 (36-100)	0.001*

* $p \leq 0.001$

Debido al grado de discapacidad que implican las patologías de rodilla, es recomendable un tratamiento inmediato para reducir los síntomas causados y evitar posibles futuras complicaciones, generadas por un malfuncionamiento de la articulación; por ejemplo, la rotura del ligamento cruzado anterior necesita, en la mayoría de casos, una intervención quirúrgica para recuperar la funcionalidad de la articulación; en pacientes con tratamientos no quirúrgicos, se presenta, en algunas ocasiones, roturas crónicas del ligamento que derivan a largo plazo en la degeneración de la articulación [Jungmann 2016]. Esta degeneración también se presenta naturalmente con el paso de los años, en casos muy severos de osteoartritis la intervención quirúrgica de reemplazo de rodilla por una prótesis presenta, también, resultados favorables respecto a la disminución de dolor y discapacidad. La tendencia de los pacientes a optar por este tratamiento en países europeos ha ido en aumento en los últimos años, como se observa en la Figura 1.1[OECD 2016].

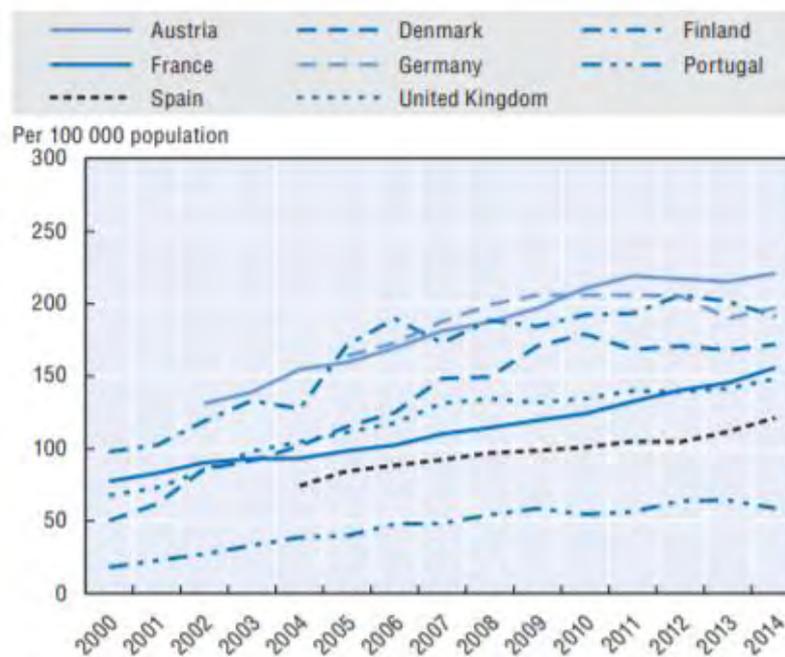


Figura 1.1 Tendencia en cirugía de reemplazo de rodilla, en años 2000-2014 [OECD 2016]

Los tratamientos, ya sean quirúrgicos o no, involucran a la fisioterapia para recuperar la funcionalidad de la articulación, y así el paciente podrá volver a gozar de sus capacidades motoras con normalidad. La duración de la rehabilitación depende del procedimiento realizado; en pacientes quirúrgicos puede extenderse desde los 6 hasta los 12 meses. [Álvarez 2008]

Por lo descrito anteriormente, se entiende que la fisioterapia de rodilla cumple una función importante en el tratamiento de patologías relacionadas a la articulación; ya que esta tiene gran participación en la locomoción de las personas, por ende, recuperar la funcionalidad de la rodilla para realizar sus actividades con normalidad influye en gran medida en su calidad de vida.

En la siguiente sección se describirá la anatomía de la articulación, detallando las partes que la componen y explicando los movimientos realizados por ella.

1.2 Anatomía y movimientos de rodilla

A continuación, se describirá la anatomía articular de la rodilla, incluyendo sus componentes y los movimientos realizados por la articulación.

1.2.1 Anatomía de rodilla

La rodilla es una articulación compleja, conformada por 2 uniones que participan en el movimiento: la unión tibiofemoral (compuesta por la tibia y el fémur) y la unión femororotuliana (compuesta por el fémur y la rótula), además de estas, se encuentra la unión tibioperoné que tiene una función importante, pero no participa en el movimiento de la articulación [Nordin, 2001]. En el Anexo A se detalla más sobre los huesos, tejidos blancos y grupos musculares que forman parte de esta articulación.

1.2.2 Movimientos de la rodilla

El movimiento humano se estudia en los tres planos anatómicos establecidos: plano sagital, plano frontal y plano longitudinal y sus respectivos ejes: longitudinal, mediolateral y anteroposterior. Estos planos y ejes se muestran en la Figura 1.2.

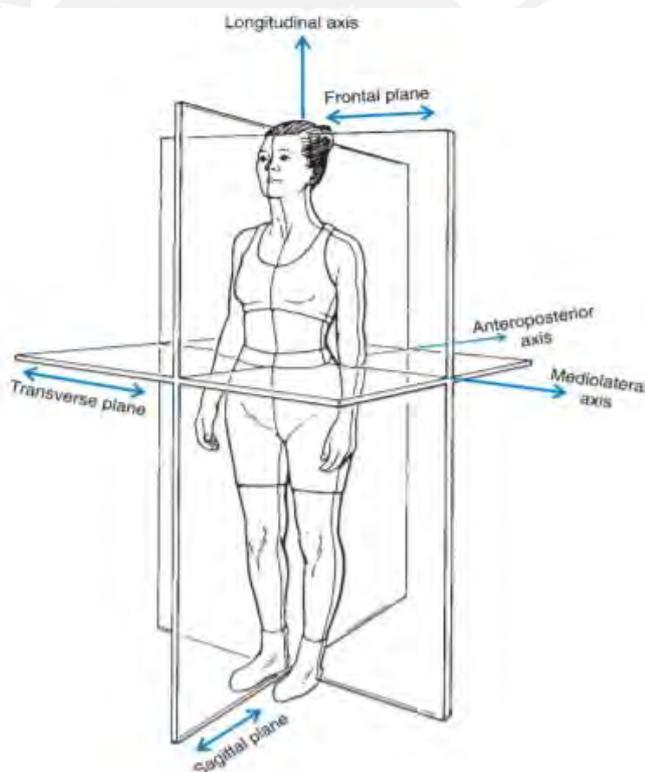


Figura 1.2 Planos anatómicos del cuerpo [Hamill, 2006].

En el caso de la rodilla, los principales rangos funcionales de movimiento están en el plano sagital, estos movimientos, denominados flexión y extensión, son necesarios para la marcha humana. Los movimientos principales, y otros que se presentan como consecuencia de la forma estructural ósea, se muestran en la Figura 1.3

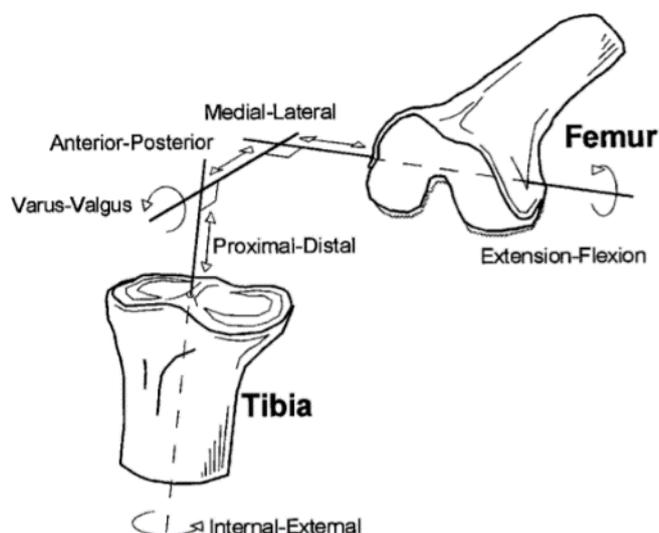


Figura 1.3 Grados de libertad en la rodilla [Woo, 1999].

Según Nordin, la flexión va desde 3° en hiperextensión (-3° de flexión) hasta 155° de flexión (Figura 1.4). Sin embargo, durante la marcha cotidiana de una persona, la articulación efectúa rangos menores. En la Figura 1.5 se evalúa el rango de movimiento de la flexión de la articulación tibio femoral durante la marcha [Nordin, 2001]. El objetivo de la rehabilitación es la de recuperar los rangos funcionales de la articulación.



Figura 1.4 Movimientos y posiciones de la rodilla [Hamill, 2006]

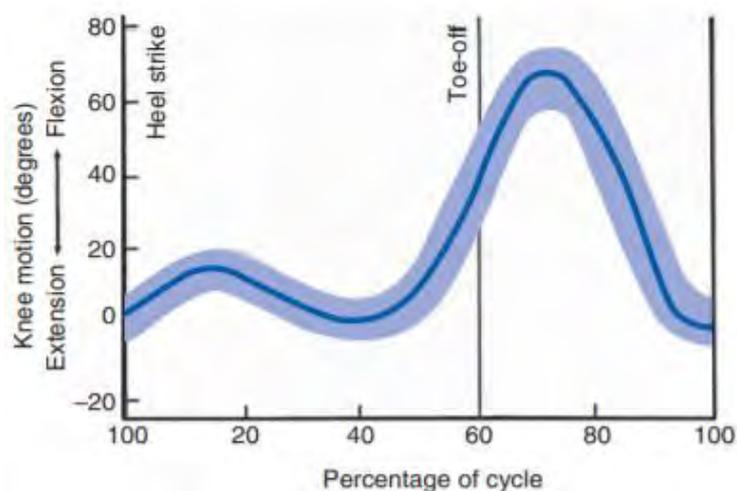


Figura 1.5 Rango de movimiento de la articulación de la rodilla en el ciclo de marcha [Nordin, 2001]

Durante la flexión, en la unión tibiofemoral, se producen movimientos de rodadura y de deslizamiento entre ambas superficies articulares. En la Figura 1.6, se aprecia el movimiento descrito por el fémur durante la flexión, la línea A es la recta desde el centro instantáneo de la articulación hacia el punto de contacto articular y la flecha B indica el desplazamiento del punto de contacto entre el fémur y la tibia. La Figura 1.6b representa el movimiento descrito por la articulación en el caso que el movimiento sea de deslizamiento puro, y la Figura 1.6c representa el caso de rodadura pura del fémur respecto a la tibia. Por último, la Figura 1.6d representa el movimiento real de la articulación, el cual involucra tanto rodadura como deslizamiento [Nordin, 2001].

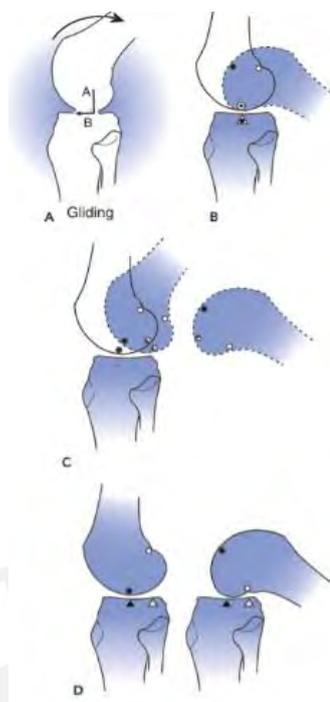


Figura 1. 6 Movimientos en la articulación de rodilla durante la flexión [Nordin 2001].

Además de la flexión y la extensión, se presentan, en menor medida, movimientos de rotación interna y externa en el plano transversal, representados en la Figura 1.7a. Este grado de libertad depende del ángulo de flexión en el que se encuentra la pierna, aumentando su rango de movimiento a mayor grado de flexión, detallado en la Figura 1.7b. Esta restricción en la extensión se debe a la configuración articular de los cóndilos femorales y los platillos tibiales en esta posición [Nordin 2001].

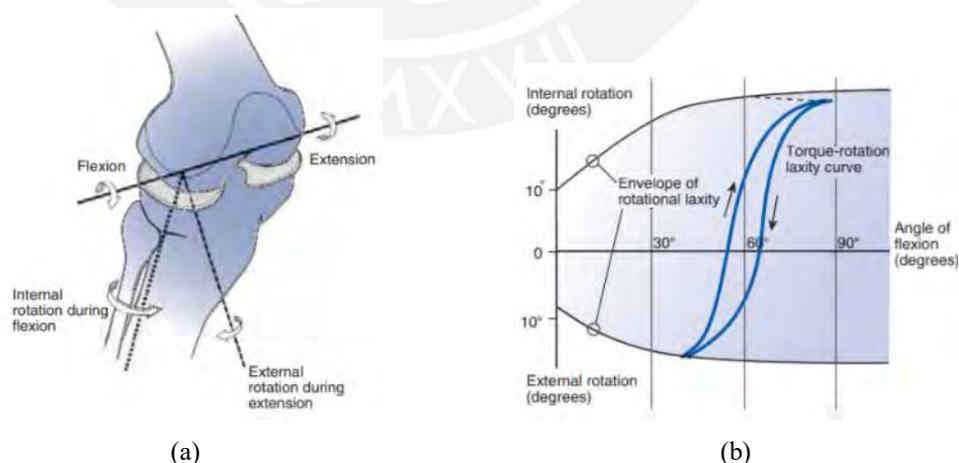


Figura 1.7 (a) Flexión, extensión, rotación interna y externa. (b) Rango de rotación interna y externa en función del ángulo de flexión presente en la rodilla [Nordin 2001]

1.2.3 Medidas antropométricas

La antropometría se encarga de estudiar las medidas del cuerpo humano y sus partes, para el presente trabajo, las medidas de los segmentos indicados en la Figura 1.8 son de interés para su consideración en el diseño.

Asimismo, En la Tabla 1.2 se muestra el peso relativo de cada parte del cuerpo con respecto al peso total del cuerpo. En esta tabla también se observa, análogamente, las proporciones de las longitudes de las partes del cuerpo.

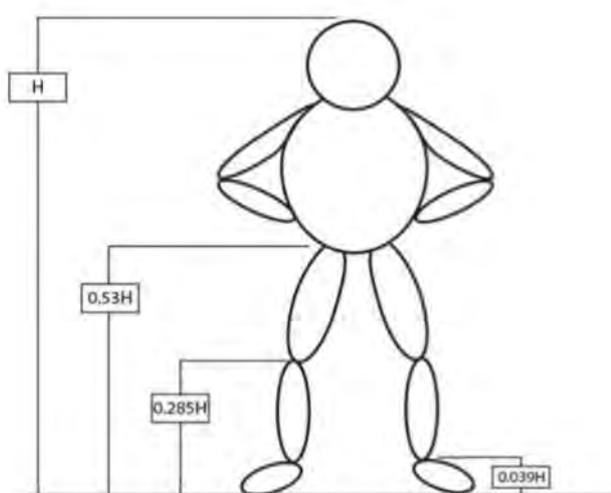


Figura 1.8 Proporción entre las dimensiones de la pierna y la altura de una persona [Chaffin, 1991].

Tabla 1.2 Pesos y longitudes relativas a los segmentos corporales en adultos [Tözeren, 1999]

Body segment	Men		Women	
	Weight	Length	Weight	Length
Whole body	100	100	100	100
Trunk	48.3	30.0	50.8	30.0
Head and neck	7.1	13.8	9.4	
Thigh	10.5	23.2	8.3	24.7
Shank	4.5	24.7	5.5	25.6
Foot	1.5	4.2 ^a	1.2	
Upper arm	3.3	17.2	2.7	19.3
Forearm	1.9	15.7	1.6	16.6
Hand	0.6	10.4	0.5	10.4

Weight and length measurements reported are percentages of body weight and body length, respectively.

^aThe number is associated with height of the foot not its length.

The data were gathered from de Leva (1996) and the skeletal anthropometric measurements by Santschi et al. (1963).

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se menciona las técnicas utilizadas por los fisioterapeutas en la rehabilitación de la rodilla. Asimismo, se presentan las tecnologías desarrolladas en esta área de rehabilitación, incluyendo patentes y productos comerciales y en desarrollo. Por último, se presentan elementos usados en la instrumentación para el desarrollo de dispositivos para rehabilitación de rodilla.

2.1 Técnicas en rehabilitación

Existen distintos tratamientos en la rehabilitación de la rodilla, por lo que el planeamiento del programa de fisioterapia está sujeto al tipo de lesión y a las condiciones del paciente. Clark define que la fisioterapia cuenta con tres técnicas principales: terapia manual, electroterapia y terapia de ejercicio [Clark, 2015]. Para fines de este trabajo, se centrará en la terapia manual pasiva, se extiende más información sobre el resto de técnica de fisioterapia en el Anexo B.

2.1.1 Terapia manual pasiva

La rehabilitación pasiva, es la técnica que implica que el fisioterapeuta movilice la pierna sin participación del paciente como se observa en la Figura 2.1; se usa cuando el paciente presenta escaso rango de movimiento en la articulación del paciente, generalmente luego de una intervención quirúrgica. El movimiento pasivo que se efectúa es el de flexión y extensión. El principal objetivo de la terapia pasiva es la de aumentar el rango de movimiento del paciente afectado por una rigidez que limita dicho rango.

En el caso de una rehabilitación de paciente quirúrgico con lesión del ligamento cruzado anterior, la recuperación del rango de movimiento es una prioridad, y se busca obtener la extensión completa y una flexión a 90° durante la primera semana postoperatoria [Álvarez, 2008].



Figura 2.1 Terapia Pasiva de la rodilla¹

2.2 Técnicas y tecnologías empleadas en rehabilitación de rodilla

En esta sección se detallarán algunas de las técnicas y tecnologías empleadas en la rehabilitación de rodilla.

2.2.1 Patentes

Una propuesta es la patente US 2020 030174 A1 (Figura 2.2), que es un instrumento para la rehabilitación de la articulación de la rodilla (*“knee joint rehabilitation instrument”*). Es un dispositivo que cuenta con una estructura que se apoya al piso, cuya altura puede ser regulada, cuenta con dos unidades de sujeción a la pierna del paciente, la primera se ajusta al muslo y la segunda a la canilla. La unidad que se sujeta al muslo presenta una guía de posición de la rodilla, lo que facilita la corrección de la posición de la rodilla durante la rehabilitación. El movimiento en la fisioterapia lo realiza un motor acoplado a la unidad que se ajusta al muslo, cuyo eje moviliza la unidad ajustada a la canilla. Además, posee una interfaz donde se ingresa el movimiento que se desea realizar, y se almacenan los datos sobre movimientos realizados con anterioridad [Chang-Soo Han, 2020].

¹ Imagen obtenida de Innova asistencial. Recuperado de: <https://www.innovaasistencial.com/blog/movilizaciones-pasivas-2/>

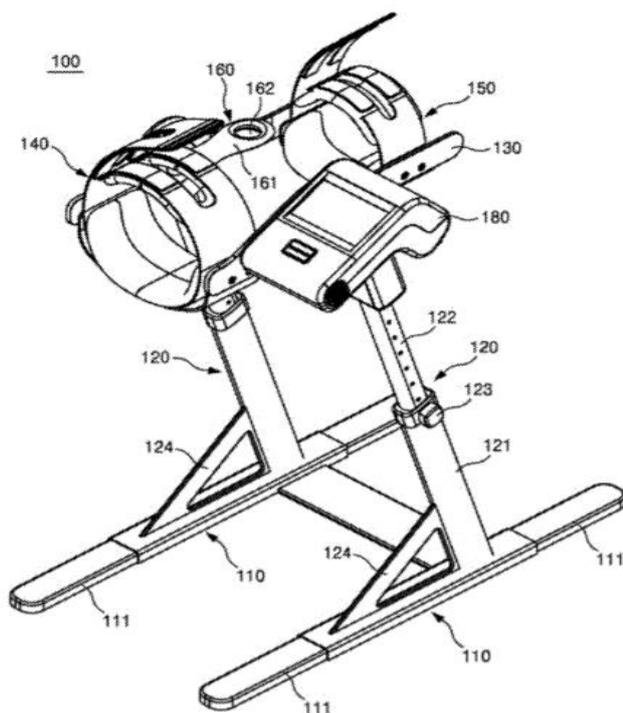


Figura 2.2 Instrumento de rehabilitación de rodilla [Chang-Soo Han, 2020]

Otra patente relevante es la US 9,492,342 B2, un dispositivo de rehabilitación de rodilla (“*knee rehabilitation device*”), la cual es un bastidor en forma de L con longitudes regulables, en la Figura 2.3 se aprecia los dos segmentos de esta estructura, la parte inferior cuenta con 3 elementos rígidos que aprisionarán la pierna del paciente, de esta manera la pierna se moverá solidaria a el segmento inferior. El segmento superior se mantendrá libre y la persona podrá movilizar la pierna aplicando una fuerza a este segmento el ajuste a la pierna del paciente y el agarre del paciente será de la forma mostrada en la Figura 2.4a.

El movimiento se generará cuando la persona aplique una fuerza jalando el segmento superior hacia su cuerpo, el dispositivo al ser rígido girará sobre el eje de la rodilla generando la flexión y extensión, el movimiento generado se puede observar en la Figura 2.4b [Hall, 2016].

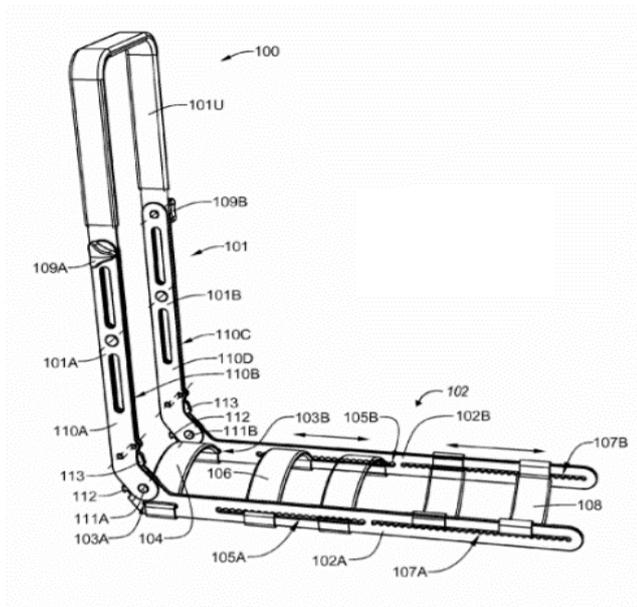


Figura 2.3 Asistente de ejercicio y rehabilitación de la rodilla [Hall, 2016]

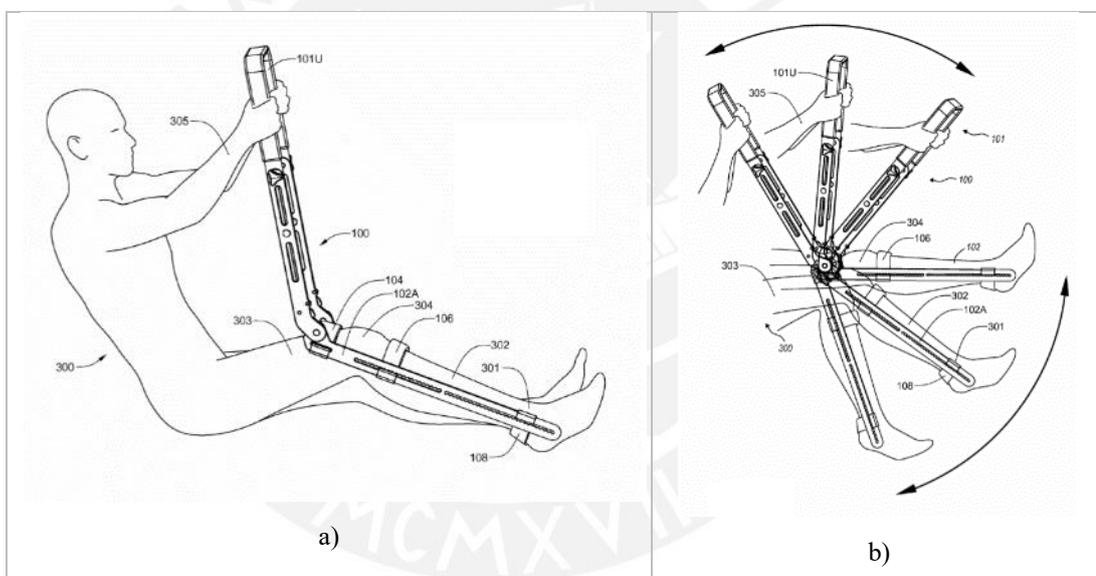


Figura 2.4 a) Uso del dispositivo en el paciente b) Movimientos realizados [Hall, 2016]

2.2.2 Modelos Comerciales

Los modelos comerciales son equipos para movimiento pasivo continuo. En estos casos poseen mecanismos encargados de una rehabilitación pasiva, es decir, el paciente no efectúa fuerza alguna para movilizar la pierna, sino el mecanismo se encarga de realizar el movimiento deseado de manera continua. De este modo, se reduce la acumulación de fluidos y sangre en la articulación afectada, así, estos dispositivos reducen la rigidez que se puede formar luego de un evento traumático [Driscoll,2000].

La mayoría de modelos existentes basan su movimiento en una transmisión de tornillo de potencia, que transforma el movimiento generado por un motor de paso en movimiento lineal. El movimiento lineal generado realiza la flexión y la extensión de la pierna a partir del mecanismo mostrado en la Figura 2.5 [Le, 2013], para este movimiento es necesario el giro simultáneo de la cadera y la rodilla en el plano sagital.

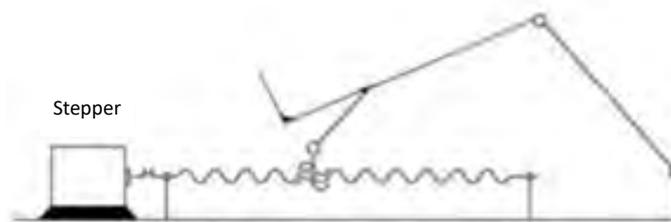


Figura 2.5 Mecanismo de los CPM [Le, 2013].

Algunos ejemplos de este tipo de equipos de rehabilitación de rodilla basados en el principio de movimiento pasivo continuo son los siguientes:

El modelo comercial Kinetic Spectra Rodilla Maquina CPM, mostrado en la Figura 2.6, cuenta con rango de movimiento de -10° a 120° de flexión y una velocidad rotacional en la articulación desde $40^{\circ}/\text{minuto}$ hasta $155^{\circ}/\text{minuto}$, el peso total de la máquina es de 12 kg.

Las dimensiones de un paciente para el uso adecuado de este dispositivo son las siguientes: peso de usuario máximo de 130kg, la estatura del paciente en el rango de 1,45m a 1,95m, la longitud de la tibia considerada será de 38 a 53 cm y la longitud del fémur de 33 a 46 cm. El control de la máquina es mediante un control remoto y una pantalla LCD que indica los parámetros de acción (velocidad y rango de movimiento)².

² Datos técnicos del dispositivo CPM de la marca Kinetec. Recuperado de: <https://www.kinetecusa.com/kinetec-spectra-with-washable-pads>.



Figura 2.6 Kinetec™ Spectra™ Rodilla Maquina CPM ³

Otro modelo comercial es el Equipo Optiflex 3 Knee CPM (Figura 2.7), este modelo cuenta con un rango de movimiento de -10° extensión a 120° de flexión, las longitudes de los segmentos que incluye este dispositivo se encuentran en los siguientes rangos: Pantorrilla: 25,4 - 59,7 cm y muslo: 30,5 - 48,3 cm. El rango de velocidad en la articulación que este modelo puede realizar es de 30° a 150° por minuto. Está diseñado para ser usado por un paciente con peso máximo de hasta 159 kg. El actuador principal usado en este sistema es un motor DC sin escobillas. El dispositivo pesa en total 12 kg.⁴



Figura 2.7 Equipo Optiflex® 3 Knee CPM ⁵

³ Dispositivo CPM de la marca Kinetec. Recuperado de: <https://www.kinetecusa.com/kinetec-spectra-with-washable-pads>.

⁴ Datos técnicos del Información obtenida del catálogo de Chatanooga Training and mobility 2013. Recuperado de: https://pdf.medicaexpo.es/pdf/chattanooga-international/training-mobility/96097-115547-_2.html

⁵ Imagen obtenida de la página web de CPM de rodilla de la marca Optiflex3. Recuperado de: <https://international.chattgroup.com/products/optiflexr-3-knee-cpm>

2.2.3 Productos en desarrollo

En esta sección se presentarán algunos productos en desarrollo destinados a la rehabilitación física de la articulación de rodilla.

a) ArtroSemper

Este trabajo presenta un diseño de bajo costo para un equipo de rehabilitación que incluya 3 tipos de fisioterapia.

El prototipo mostrado en la Figura 2.8 cuenta con un sistema térmico que le otorgará calor a la pierna; un sistema mecánico conformado por el actuador lineal para la flexión y extensión y la aplicación impulsos eléctricos mediante un dispositivo de Estimulación Transcutánea Nerviosa (TENS). Adicionalmente, el ArtroSemper fue diseñado para ser controlado mediante un Smartphone utilizando un microcontrolador [Gonzalez-Sandoval, 2017].



Figura 2.8 Prototipo ArtroSemper v1.2. [Gonzalez-Sandoval, 2017]

b) Sistema de rehabilitación de rodilla en casa

El sistema representado en la Figura 2.9a cuenta con una interfaz visual, la cual brinda un ejemplo visual de los movimientos que deben ser efectuados por el paciente para su recuperación; registra los movimientos efectuados por el paciente mediante sensores inerciales; y almacena la información de los ejercicios realizados. Asimismo, el sistema transmite esta información al paciente y al terapeuta como retroalimentación y medición de progreso (Figura 2.9b).

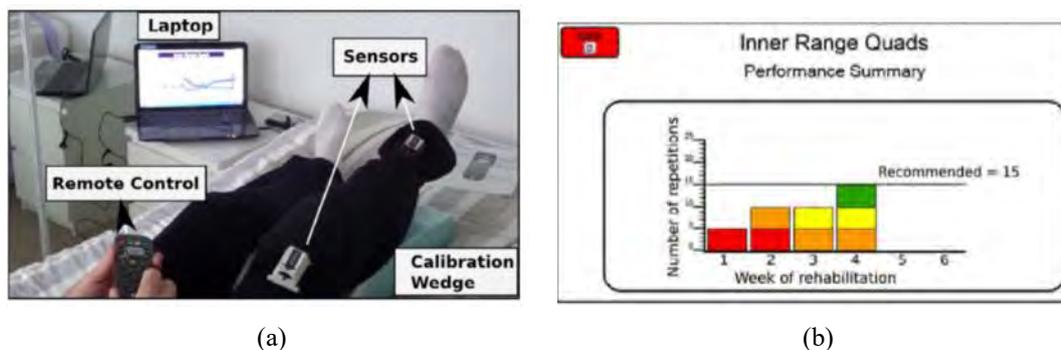


Figura 2.9 (a) Sistema de rehabilitación en casa, (b) Cuadro de realimentación al paciente [Ayoade,2014]

c) Sistema robótico inteligente para la rehabilitación de rodilla

Este dispositivo, mostrado en la Figura 2.10, cuenta con 2 modos de uso: modo de aprendizaje y modo de terapia. Durante el modo de aprendizaje el fisioterapeuta realiza los movimientos y el sistema almacena los datos para repetirlos luego. En caso los movimientos que tenga que realizar el robot correspondan a una terapia pasiva, esta forma de uso se denominará “direct therapy”. En el caso de que la terapia se realice con cierto grado de actividad del paciente, el dispositivo, mediante sensores de torque y motores, aplicará una resistencia al movimiento. Este modo de terapia se denominará “therapy with reaction” [Akdoğan, 2009]. El sistema cuenta con un servomotor, un sensor de torque, los drivers correspondientes y una tarjeta de adquisición de datos útiles para el control. El mecanismo usado está representado en la Figura 2.11.



Figura 2.10 Robot de rehabilitación de rodilla [Akdoğan, 2009]

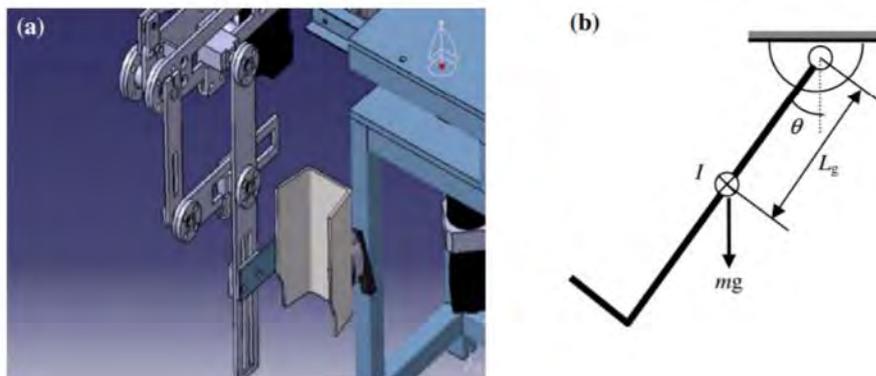


Figura 2.11 Mecanismo usado en el robot inteligente de rehabilitación [Akdoğan, 2009]

d) Dispositivo modular de rehabilitación de rodilla

El autor de este dispositivo menciona que se basó en las limitaciones de las máquinas de movimiento pasivo continuo, las cuales solo pueden generar un tipo de rutina de rehabilitación. Sin embargo, en la fisioterapia de rodilla el fisioterapeuta realiza distintos movimientos durante el proceso de rehabilitación. Por ello, este dispositivo, conformado por 5 eslabones (Figura 2. 12), será capaz de realizar diferentes rutinas de fisioterapia que involucren el giro de la rodilla y la cadera en el plano sagital, los ejercicios que puede efectuar son los mostrados en la Figura 2. 13 [Romero-Acevedo, 2018].



Figura 2.12 Cinco eslabones del dispositivo. [Romero-Acevedo, 2018]

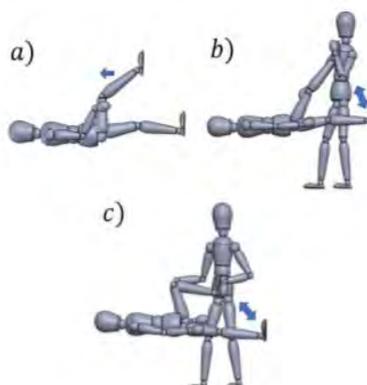


Figura 2.13 Ejercicios que puede emular el dispositivo. [Romero-Acevedo, 2018]

Con el fin de lograr los movimientos mostrados en la Figura 2.13, el dispositivo posee dos actuadores ubicados en la articulación J_a y J_e , mostrados en la Figura 2.14. En este caso el eslabón B_1 se mantiene fijo, mientras que la rodilla se sostiene en la articulación J_b , por lo que es necesario de un análisis cinemático para hallar el ángulo de J_b a partir de los ángulos en J_a y J_e [Romero-Acevedo, 2018].

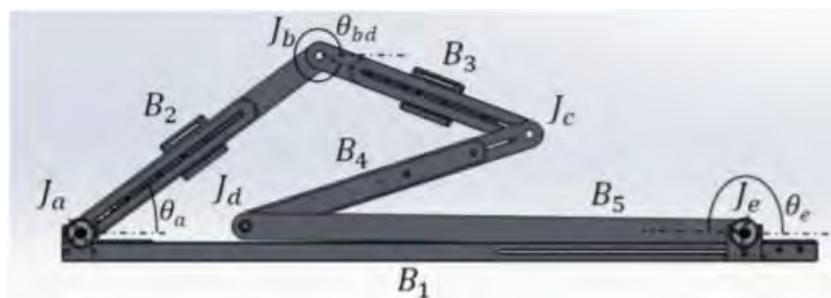


Figura 2.14 Ejercicios que puede emular el dispositivo. [Romero-Acevedo, 2018]

Además, se implementó un procesador (Figura 2.15) que a partir de un ángulo de deseado en la articulación de la cadera y de la rodilla, genera las señales que necesitan los actuadores para efectuar el movimiento deseado, obteniendo como resultado los movimientos mostrados en la Figura 2.166.

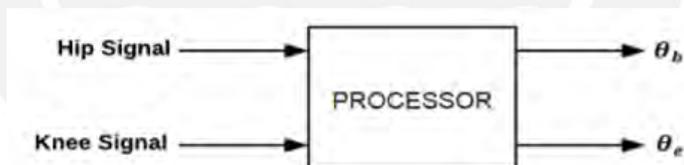


Figura 2.15 Procesador del dispositivo. [Romero-Acevedo, 2018]

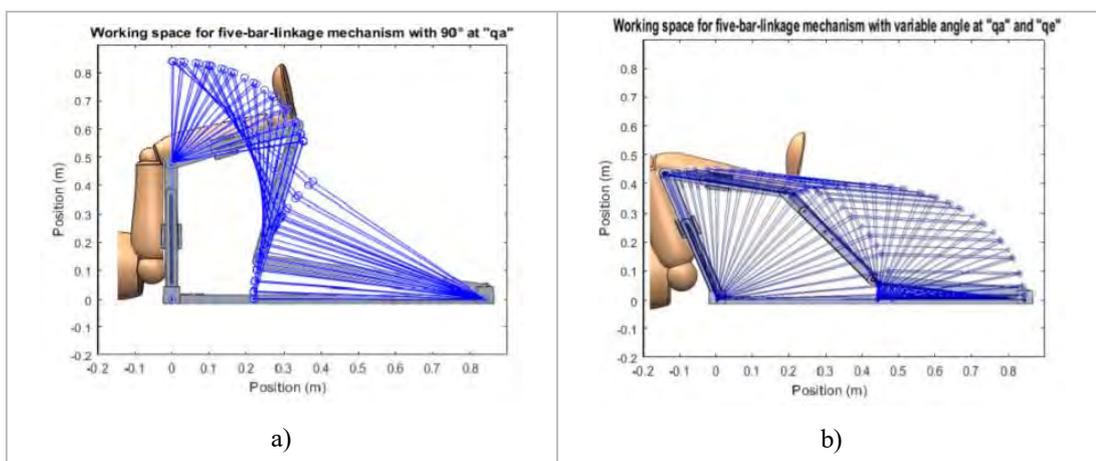


Figura 2.16 Ejercicios realizados a) fisioterapia pasiva con movimiento exclusivo de rodilla. b) fisioterapia pasiva con movimientos de rodilla y cadera. [Romero-Acevedo, 2018]

2.3 Instrumentación

Los principales componentes presentes en los sistemas descritos anteriormente son los actuadores y sensores, por lo que se mencionarán los más representativos.

2.3.1 Actuadores

a) **Servomotores:** El servomotor (Figura 2.17) tiene un rango de movimiento restringido, el cual es, generalmente, controlado por una señal PWM. El ciclo de trabajo de la señal PWM define su posición angular.



Figura 2.17 Servomotor⁶.

b) **Motores de Paso:** Son motores que contienen un estator con varios bobinados distribuidos alrededor del estator, se energizan los estatores consecutivamente para variar la posición angular del rotor, es decir se controlan por pulsos, cada pulso gira una cantidad precisa de grados (dependiendo del modelo puede ser de 1.8° a 90°), para un uso más sencillo de estos motores se utiliza un driver que varíe la polaridad de las bobinas consecutivamente. En la Figura 2.18 se muestra un modelo de Motor de paso de la marca NEMA.



Figura 2.18 Motor de Paso⁷.

⁶ Imagen obtenida de Electrotec. Recuperado de: <https://electrotec.pe/blog/Servo>

⁷ Imagen obtenida de libreHardware. Recuperado de: <https://www.hwlibre.com/motor-paso-a-paso/>

c) **Actuadores lineales:** A diferencia de los motores, estos actuadores no generan movimiento rotatorio sino movimiento lineal en una dirección definida. El principio de funcionamiento puede ser diverso, los más comunes son: mecánicos, hidráulicos o neumáticos. Los modelos comerciales tienen la forma mostrada en la Figura 2. 19



Figura 2.19 Actuador Lineal ⁸.

2.3.2 Sensores

Los sensores de interés para este sistema se pueden agrupar en sensores de posición angular y acelerómetros.

Sensores de posición angular:

a) **Encoder:** Estos sensores (Figura 2.20) brindan información sobre la posición angular en la que se encuentra el sistema. Esto se realiza a través de códigos binarios generados por el codificador que dependen de la posición angular.



Figura 2.20 Módulo de encoder⁹.

⁸ Actuador lineal de Automatic System Partners.

Recuperado de: http://www.interempresas.net/Componentes_Mecanicos/FeriaVirtual/Producto-Actuadores-lineales-hidroneumaticos-ASP-92722.html

⁹ Imagen obtenida de Dipmecatronica. Recuperado de: <https://www.dipmecatronica.com.mx/product/modulo-encoder-arduino/>

b) Potenciómetro: Estos componentes varían el valor de su resistencia eléctrica dependiendo de su posición angular. En la Figura 2.21 se observa el modelo real de potenciómetro y su diagrama esquemático.

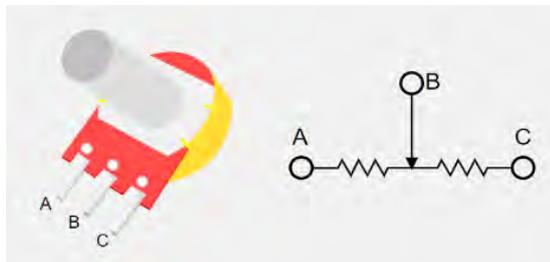


Figura 2.21 Potenciómetro y su diagrama esquemático¹⁰.

c) Sensores inerciales: También llamadas Unidades de Medición Inercial (IMU) (Figura 2.22) es un sensor conformado por 3 sensores, Un giroscopio que brinda la posición angular, un acelerómetro que brinda la aceleración lineal y un magnetómetro que funciona como brújula brindando la orientación del norte magnético.

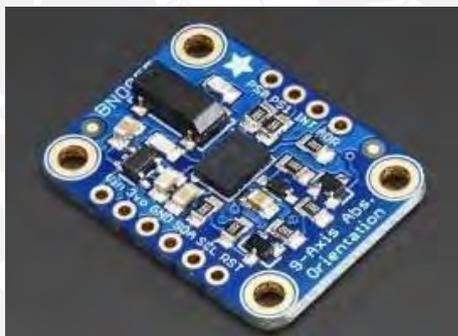


Figura 2.22 Sensor de medición Inercial IMU¹¹.

Sensores de aceleración:

a) Acelerómetros piezoeléctricos: Estos componentes mostrados en la Figura 2.23 se basan en la propiedad de los materiales piezoeléctricos de transducir energía mecánica, aplicada al material, a energía eléctrica generando una diferencia de tensión cuando se le aplican esfuerzos.

¹⁰ Imagen de la explicación de potenciómetros en Mecatrónica LATAM. Recuperado de: <https://www.mecatronicalatam.com/es/tutoriales/electronica/componentes-electronicos/potenciometro/#:~:text=Un%20potenci%C3%B3metro%20consiste%20en%20una,en%20proporci%C3%B3n%20al%20desplazamiento%20angular>.

¹¹ Imagen obtenida del sensor BNO055 en la tienda virtual Brico Geek. Recuperado de: https://tienda.bricogeek.com/medicion-inercial-imu/802-sensor-inercial-absoluto-9-dof-bno055.html?search_query=BNo055&results=1

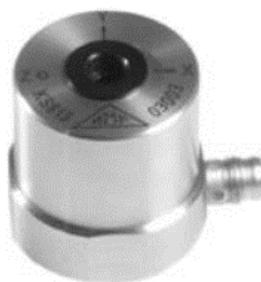


Figura 2.23 Acelerómetro piezoeléctrico¹²

b) Acelerómetros Capacitivos: Estos sensores de aceleración basan su funcionamiento en la variación de la capacitancia al aplicar una fuerza a la masa que se encuentra entre las placas de un condensador. Un ejemplo es el modelo SPARKFUN ELECTRONICS INC. BOB-13926 (Figura 2.24).

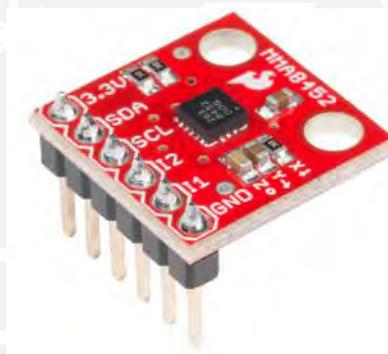


Figura 2.24 Acelerómetro Capacitivo Sparkfun¹³.

2.3.3 Dispositivos de control

Los dispositivos encargados de la recepción de datos obtenidos por los sensores, las señales enviadas para el funcionamiento del sistema y el control de los actuadores son los siguientes:

a) Microcontrolador: Estos dispositivos de control cuentan con unidad central de procesamiento, unidad de memoria y periféricos de entrada y salida. La unidad central de procesamiento se encarga de realizar todas las operaciones lógicas y de control requeridas para el funcionamiento. La memoria se encarga de almacenar las

¹² Imagen de Instrumentos de medida S.L. Recuperado de: <https://idm-instrumentos.es/acelerometros-piezoelctricos-vibracion/>

¹³ Imagen del modelo SparkFun Triple Axis Accelerometer Breakout - MMA8452Q (with Headers) obtenida en la página web de Sparkfun. Recuperado de: <https://www.sparkfun.com/products/9269>

instrucciones, valores de variables y espacio de direcciones. Por último, los periféricos de entrada y salida permiten a la unidad de microcontrolador, interactuar con el entorno a través de sus puertos de entrada y salida. La Figura 2.25 muestra un microcontrolador de la marca Arduino UNO.



Figura 2.25 Unidad de microcontrolador Arduino UNO¹⁴.

b) Microprocesador: Es un circuito integrado complejo para la ejecución de programas, se usa, generalmente en aplicaciones de alta complejidad que requieran una gran capacidad de procesamiento. Cuenta con una unidad aritmético lógica que realiza las operaciones aritméticas, un registro de memoria para almacenar los datos y una unidad de control que regula el flujo de información y las instrucciones. La tarjeta Raspberry Pi mostrada en la Figura 2.26 es un modelo comercial de microprocesador de uso extendido.

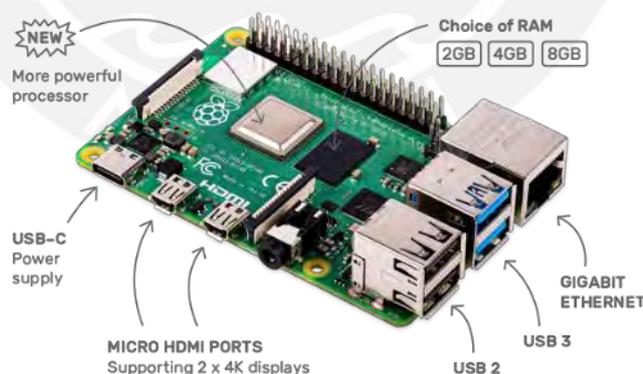


Figura 2.26 Unidad Microprocesadora Raspberry Pi 4¹⁵.

¹⁴ Imagen de Arduino UNO obtenida de la página oficial de Arduino. Recuperado de: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>

¹⁵ Imagen obtenida de la página oficial de Raspberry. Recuperado de: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-4-model-b/>

CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se detallará el diseño conceptual del proyecto basado en la norma VDI 2221, en primer lugar, se describirá una lista de requerimientos planteados para el dispositivo. En segundo lugar, se determinará una estructura de funciones que satisfaga los requerimientos del dispositivo. En tercer lugar, se elaborará la matriz morfológica del proyecto. En cuarto lugar, se propondrán distintos conceptos de solución. En último lugar, se evaluarán estas propuestas bajo criterios técnico-económicos, y se obtendrá el concepto de solución óptima.

3.1 Requerimientos del Dispositivo

El concepto de solución obtenido debe resolver la problemática planteada. Para ello se mencionarán los requerimientos del sistema.

Función principal: El dispositivo será capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión correspondientes a la rehabilitación pasiva de la rodilla en adultos.

Geometría:

La estructura debe ser capaz de sostener las longitudes del segmento muslo (entre 40 a 45 cm) y del segmento pierna (entre 40 a 45 cm). Estas longitudes se obtuvieron considerando un rango de estaturas de usuario entre 1,65m y 1,85m, en base al estudio de la Lic. Mariela Contreras Rojas para el MINSa [Contreras, 2007], y las proporciones presentadas en la Tabla 1. 2.

Cinemática:

El rango de movimiento realizado por el dispositivo será basado en los rangos anatómicos de flexión y extensión brindados por Nordin: -5° (hiperextensión) a 155° en flexión [Nordin, 2001].

El rango de velocidades angulares de la articulación de rodilla que el dispositivo deberá garantizar será basado en un dispositivo comercial mencionado en el capítulo anterior. tomando el modelo Optiflex 3 como referencia, el rango de velocidades en la articulación de la rodilla que el dispositivo diseñado puede realizar será de $30^{\circ}/\text{minuto}$ a $150^{\circ}/\text{minuto}$. La velocidad en la articulación debe ser constante.

Fuerzas:

El dispositivo deberá contar con la capacidad de generar la fuerza necesaria para mover una pierna de una persona de 90kg. Este peso se obtuvo considerando las estaturas de usuario seleccionadas (hasta 1.85 cm) y el índice de masa corporal señalado por Contreras en su estudio (IMC=29) [Contreras, 2007].

Debido a que el dispositivo será cargado para su traslado, deberá tener un peso total máximo de 19kg este valor representa el 75% del peso límite de carga establecido para una persona según la Resolución Ministerial N° 375-2008-TR (25 kg).

Energía:

El dispositivo funcionará mientras esté conectado a una toma de corriente. La entrada del dispositivo será la comúnmente encontrada en el sistema eléctrico del Perú 220V/60Hz.

Comunicación:

La comunicación entre los dispositivos electrónicos será mediante cable. Por otro lado, la comunicación entre el dispositivo y el usuario, sea paciente o fisioterapeuta, será mediante una interfaz gráfica.

Señales:

El dispositivo recibirá señales de encendido y apagado, al iniciar y culminar su uso respectivamente. Además, se transmitirá la información de control obtenida por los

sensores, para procesarla y redirigirla a los actuadores para realizar el movimiento deseado.

Se registrarán los siguientes datos del procedimiento de rehabilitación realizado: número de repeticiones hechas, velocidad en la articulación, rango de flexión y extensión alcanzados; el terapeuta o el paciente podrán acceder al registro de estos datos para obtener información de la evolución del proceso.

Por último, el equipo debe proporcionar una señal de alerta para activar la función de parada de emergencia, para así detener el funcionamiento del dispositivo.

Material:

El material empleado deberá ser comercial, de adquisición local y fácil de manufacturar.

Uso:

El funcionamiento del dispositivo será bajo condiciones ambientales de la costa peruana (hasta 500 m.s.n.m. temperaturas desde 15°C hasta 33°C y con humedad de 90%). Además, el dispositivo deberá ser usado en el establecimiento de salud donde se realice la fisioterapia. El fisioterapeuta será el encargado de seleccionar los parámetros de funcionamiento del dispositivo. Por último, el paciente deberá usar el dispositivo mientras se encuentre recostado y la pierna se encuentre a un nivel mayor al del cuerpo, pues es la posición ideal para una fisioterapia de rodilla.

Seguridad:

El equipo contará con un botón de emergencia de fácil acceso para el usuario en caso necesite detener el proceso de rehabilitación. Sin embargo, también se contarán con topes físicos para evitar que los grados de flexión y extensión del dispositivo salga del rango: -5°(hiperextensión) a 155° (flexión) y se ponga en riesgo la integridad del paciente.

3.2 Estructura de funciones

En esta sección se elaborará la estructura de funciones del sistema necesarias para cumplir con los requerimientos planteados. Estas funciones serán clasificadas en los siguientes dominios: dominio de interfaz, dominio de control, dominio de sensores, dominio de actuadores, dominio de energía y dominio mecánico. Con el fin de definir las funciones en cada dominio, se dispondrá de una caja negra del sistema completo que visualiza las entradas y salidas del sistema; estas son de tres tipos: señales, energía y humano. En la Figura 3.1 se muestra la caja negra mencionada.

Las entradas del sistema son las siguientes:

a) Señales:

- Encendido/Apagado: Esta señal energiza/desenergiza a todo el sistema.
- Señal de Inicio: Esta señal da inicio a un ciclo de rehabilitación.
- Parada de Emergencia: Parada de emergencia que puede ser accionada cuando el usuario desee detener el funcionamiento del dispositivo.
- Parámetros de funcionamiento: Se ingresan los parámetros de funcionamiento: velocidad en la articulación, rangos de flexión-extensión y tiempo de funcionamiento.
- Solicitar ver Registro: Se solicita al sistema ver el registro de los ciclos de rehabilitación hechos con anterioridad para ver el progreso del programa de fisioterapia.

b) Energía:

- Energía Eléctrica: Entra energía al sistema que alimentará a todos los componentes electrónicos y de control necesarios.
- Energía Humana: Energía que aplica el usuario o fisioterapeuta para ajustar la pierna al dispositivo, para iniciar y apagar el dispositivo.

c) Humano:

- Usuario con rodilla a rehabilitar: El usuario con la rodilla afectada que va a realizar la rehabilitación.

Similarmente, las salidas principales son las siguientes:

a) Señales:

- Información del progreso de la rehabilitación: Se muestra la información al usuario sobre el progreso en el programa de rehabilitación
- Parámetros escogidos: Se muestra en la interfaz los parámetros escogidos durante la rehabilitación.
- Tiempo restante de tratamiento: Se muestra el tiempo restante de rehabilitación realizada por el dispositivo.

b) Energía:

- Ruido, Calor: Pérdidas generadas por la fricción entre las superficies.

c) Humano

- Usuario con rodilla ejercitada según tratamiento: El usuario luego de cumplir con el tratamiento realizado por el dispositivo

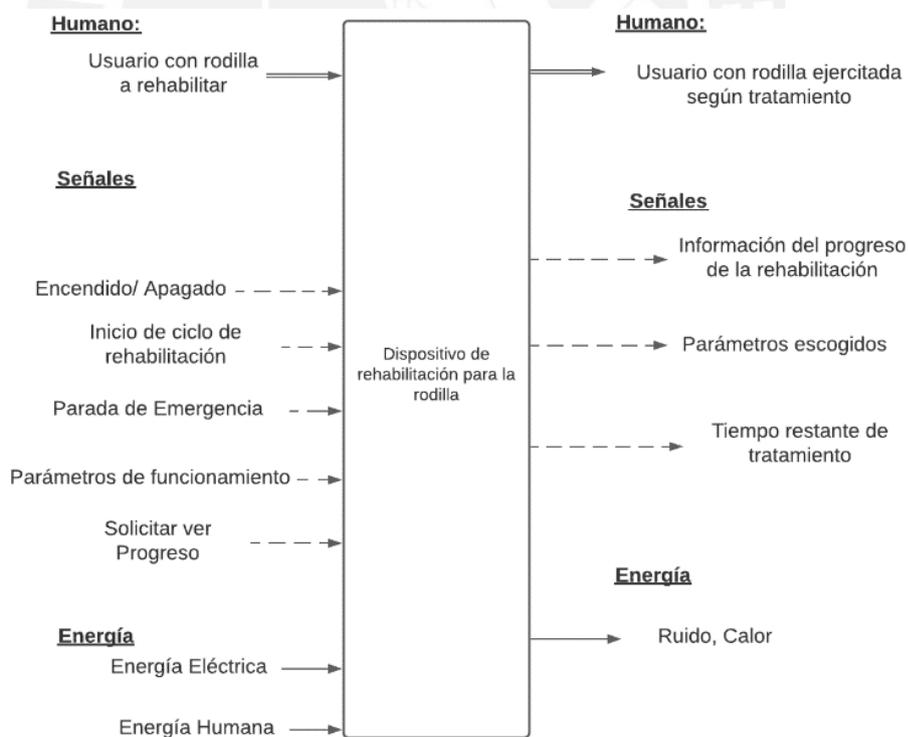


Figura 3. 1 Caja negra.

A partir de estas entradas y salidas de esta caja negra se puede identificar los siguientes dominios:

Dominio de interfaz:

Son las funciones que permiten la interacción del usuario con el dispositivo. Funciones de recepción de señales de entrada: encendido, apagado, parámetros de funcionamiento, solicitud de ver progreso e inicio de ciclo de rehabilitación y muestra como salidas la información del progreso de rehabilitación, los parámetros escogidos por el fisioterapeuta y el tiempo restante una vez iniciado el ciclo de rehabilitación. En la Figura 3.2 se observa el dominio de interfaz, y se explicarán las funciones involucradas.

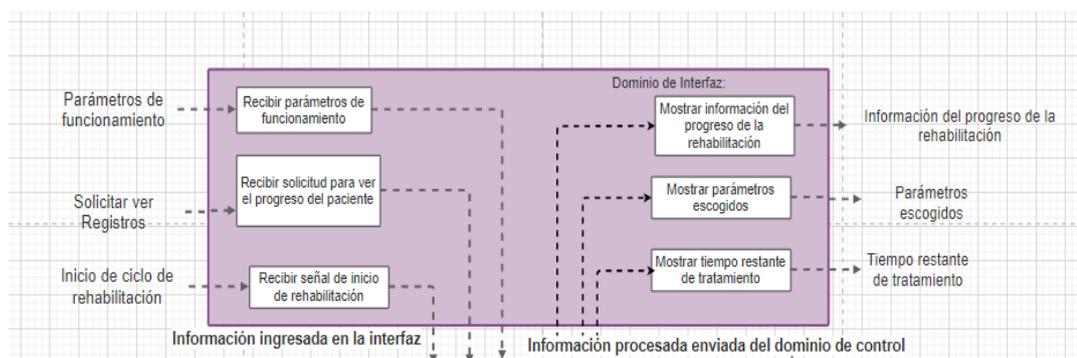


Figura 3.2 Dominio de Interfaz

Las tres funciones mencionadas a continuación, reciben las señales del exterior del sistema y envían la información al dominio de control:

- Recibir parámetros de funcionamiento: Se recibe los parámetros de velocidad de trabajo y rangos de movimiento (grados en flexión a lograr)
- Recibir solicitud para ver el progreso del paciente: Se solicita ver los registros del progreso del paciente considerando los ciclos de rehabilitación hechos con anterioridad
- Recibir señal de inicio de rehabilitación: Se inicia un ciclo de rehabilitación con los parámetros ingresados

Por otro lado, las funciones mencionadas a continuación reciben las señales del control del sistema y envían la información al exterior:

- Mostrar información del progreso de la rehabilitación: Recibe la información del dominio de control de los registros del progreso del programa de rehabilitación y los muestra al usuario
- Mostrar parámetros escogidos: Se muestran los parámetros escogidos inicialmente
- Mostrar tiempo restante de tratamiento: Se muestra el tiempo faltante en el ciclo de rehabilitación actual

Dominio de control:

Proporciona la señal para el control de los actuadores, la cual se logra a partir del procesamiento de la información obtenida de los sensores y las señales de entrada recibidas por el subsistema de interfaz. Además, se gestiona el funcionamiento de la parada de emergencia. Por último, este dominio envía las señales requeridas por el dominio de interfaz para mostrar las señales de salida. En la Figura 3.3 se observan las funciones presentes en este dominio.

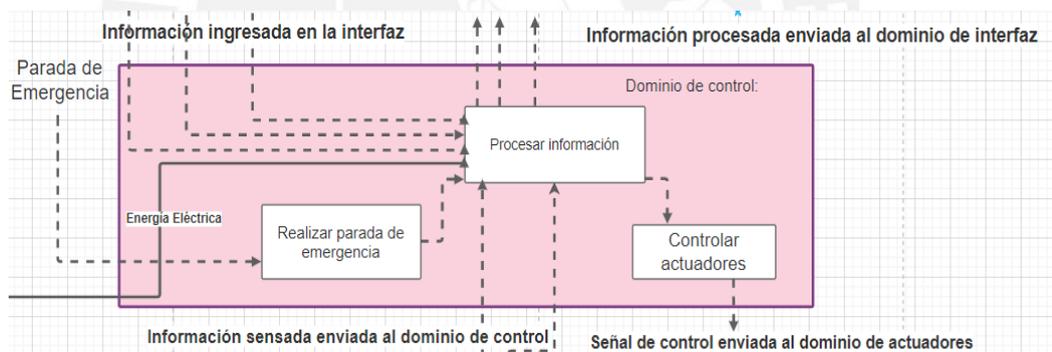


Figura 3.3 Dominio de Control

- Procesar información: Recibe toda la información obtenida del exterior a través de la interfaz y la obtenida por los sensores para enviar información de nuevo a la interfaz y realizar el control de actuadores.
- Realizar parada de emergencia: Esta función se encarga de realizar la parada de emergencia cuando se necesite.
- Controlar actuadores: Se recibe la señal de control procesada para accionar los actuadores según se requiera.

Dominio de sensores:

Este dominio se encarga de medir los parámetros de velocidad y posición angular del sistema a través de componentes electrónicos. En la Figura 3.4 se aprecian las funciones pertenecientes a este dominio.

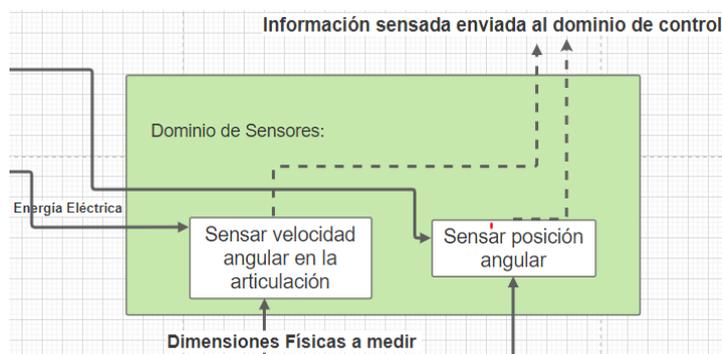


Figura 3.4 Dominio de Sensores

- Sensar velocidad angular en la articulación: Esta función, transforma la medición de velocidad angular realizada en una señal, la cual envía al dominio de control.
- Sensar posición angular: Esta función, tiene como entrada el ángulo de flexión de la rodilla y la transforma en una señal que pueda usar el dominio de control.

Ambas Funciones reciben energía eléctrica del dominio de energía y presentan como salidas residuales ruido y calor

Dominio de actuadores:

En este dominio, mostrado en la Figura 3.5, se encuentra la función de actuación de componentes para movilizar la pierna del paciente.

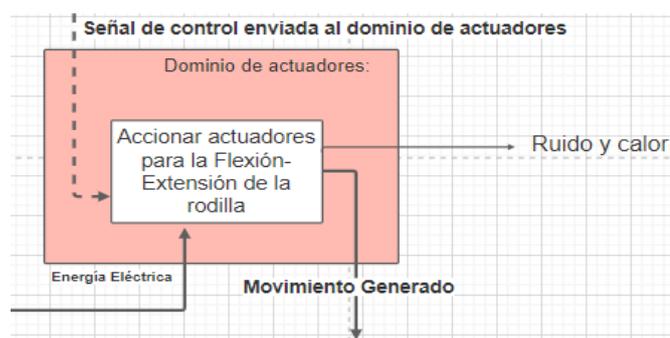


Figura 3.5 Dominio de Actuadores

- Accionar actuadores para la Flexión-Extensión de la rodilla: Esta función recibe la información del dominio de control y es energizado por el dominio de energía para accionar los actuadores según se requiera para realizar el movimiento de flexión-extensión de la rodilla. El componente que cumpla esta función presentará pérdidas por calor y ruido.

Dominio de Energía:

En el dominio de energía se encarga de energizar y desenergizar todo el sistema (sensores, actuadores y control), además le brinda la energía que necesitan los componentes electrónicos a partir de la energía de entrada (220V/60Hz). En la Figura 3.6 se observa el dominio en cuestión, a continuación, se detallarán las funciones del dominio de Energía.

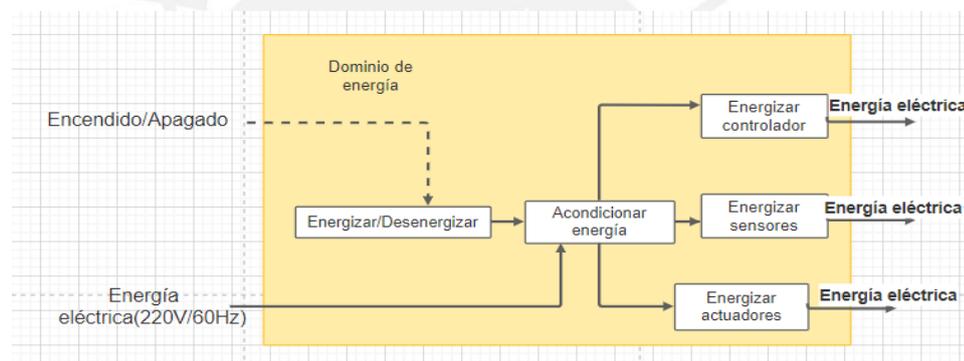


Figura 3.6 Dominio de Energía

- Energizar/Desenergizar: Esta función recibe la orden de energizar todo el sistema (controladores, sensores, actuadores)
- Acondicionar energía: Se transforma la energía obtenida (220V AC) en la energía eléctrica que se necesite según los componentes.

Las funciones encargadas de brindar energía eléctrica a los componentes según su dominio correspondiente son las siguientes:

- Energizar controlador
- Energizar sensores
- Energizar actuadores

Dominio Mecánico:

En este dominio se encuentran las funciones relacionadas a partes físicas del sistema, se apoya y ajusta la pierna para luego realizar el movimiento de flexión-extensión de la rodilla (giro en el plano sagital), cuando el ciclo de rehabilitación haya finalizado se retira la pierna del paciente del dispositivo. En la Figura 3.7 se observa el dominio en cuestión. Siendo sus funciones las siguientes:

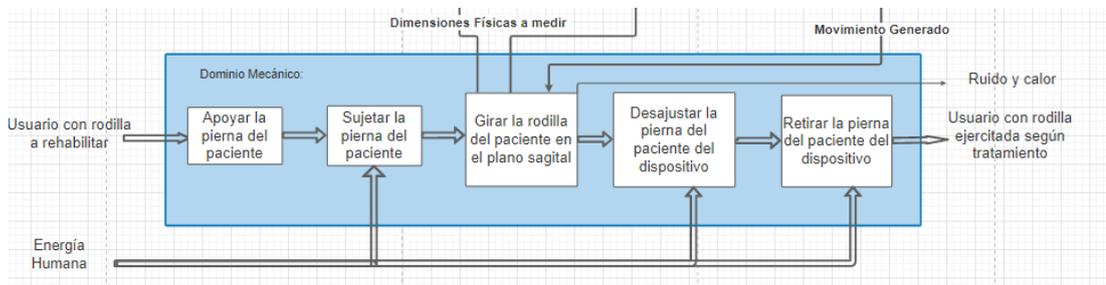


Figura 3.7 Dominio Mecánico

- Apoyar la pierna del paciente: Se recibe la pierna del paciente con la rodilla a rehabilitar y se sitúa en una superficie de apoyo.
- Sujetar la pierna del paciente: Se fija la pierna del paciente a la superficie de apoyo
- Girar la rodilla del paciente en el plano sagital: Se efectúa el giro de rodilla del paciente en el plano sagital
- Desajustar la pierna del paciente del dispositivo: Se libera la pierna ajustada al dispositivo para poder retirarla
- Retirar la pierna del paciente del dispositivo: Culminado el ciclo de rehabilitación se retira la pierna del paciente rehabilitado según el tratamiento.

En este dominio mecánico, la fricción en los elementos genera energía residual en forma de ruido y calor.

Finalmente, en la Figura 3.8 se muestra la estructura de funciones propuesta para todo el equipo, en la que se integran los diferentes dominios

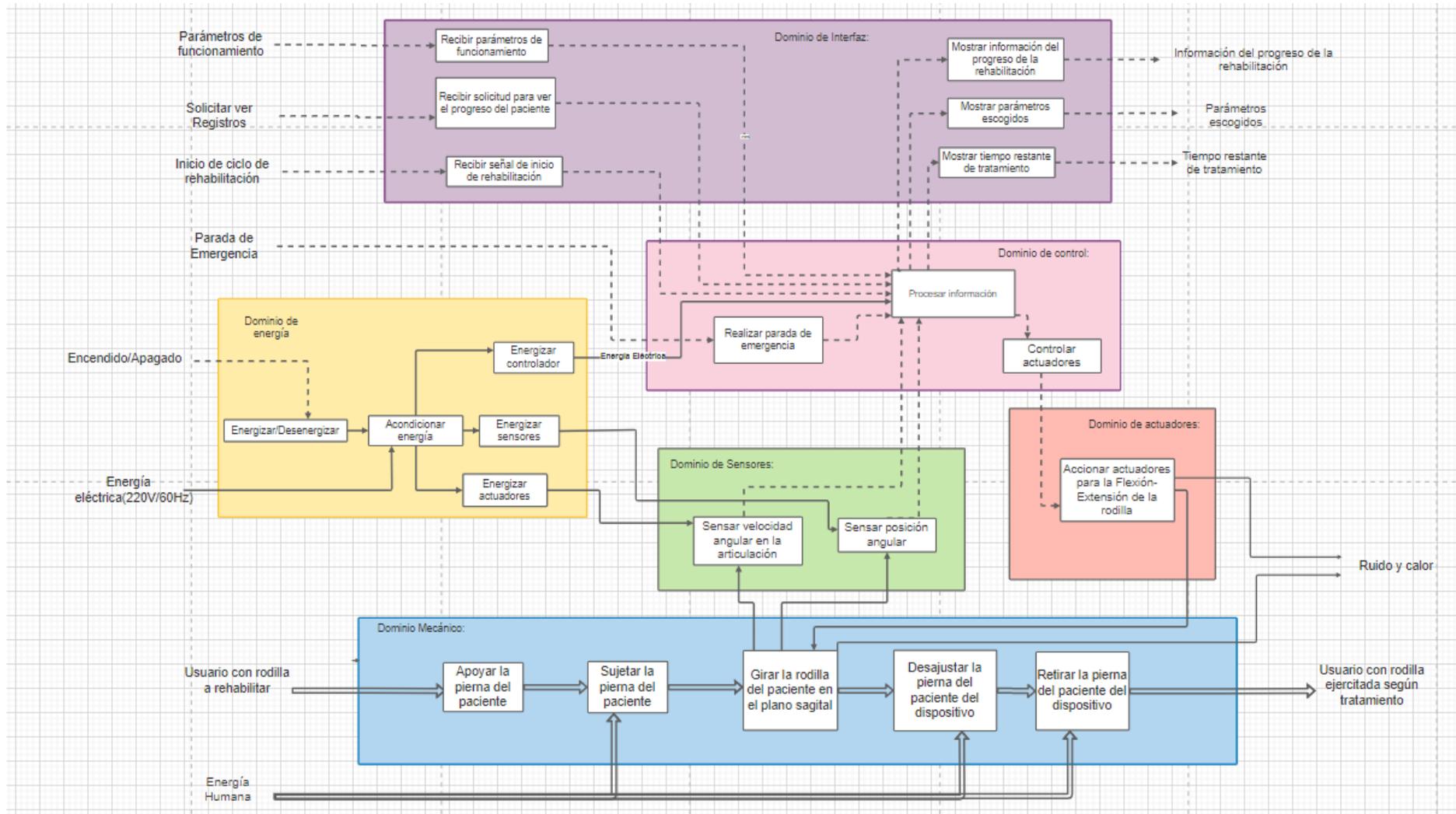


Figura 3.8 Estructura de funciones.

3.3 Proyecto Preliminar

A partir de los requerimientos planteados en la sección anterior, se elaboró una matriz morfológica (Anexo C) y se elaboraron 3 conceptos de solución, a partir de los cuales, mediante una evaluación técnico económica (Anexo D) se escogió el concepto de solución óptimo, el cual consiste en una estructura que se ajusta a los segmentos de muslo y pierna, para luego generar el giro de la rodilla en el plano sagital mediante un servomotor cuyo eje gira solidario al eslabón acoplado al segmento de la pierna. Los sensores de posición angular (encoder absoluto) y velocidad angular (sensor de efecto Hall) son los encargados de retroalimentar el sistema para guardar los datos en el registro. En las Figura 3.9 y Figura 3.10 se aprecia el uso del dispositivo por parte de una persona y los elementos del dispositivo ajustado a la pierna del paciente respectivamente.

Con el fin de disminuir costos, la interfaz se mostrará en una aplicación de celular. La comunicación entre la interfaz y el sistema de control será por medio de una conexión inalámbrica (Bluetooth), para esto se requerirá de un módulo Bluetooth en el sistema de control, de esta manera el sistema de control generará la señal de control necesaria para activar el servomotor según el movimiento deseado. La interfaz a usar será la mostrada en la Figura 3.11 donde se muestra cada una de las pantallas que el usuario puede usar para el funcionamiento del dispositivo.

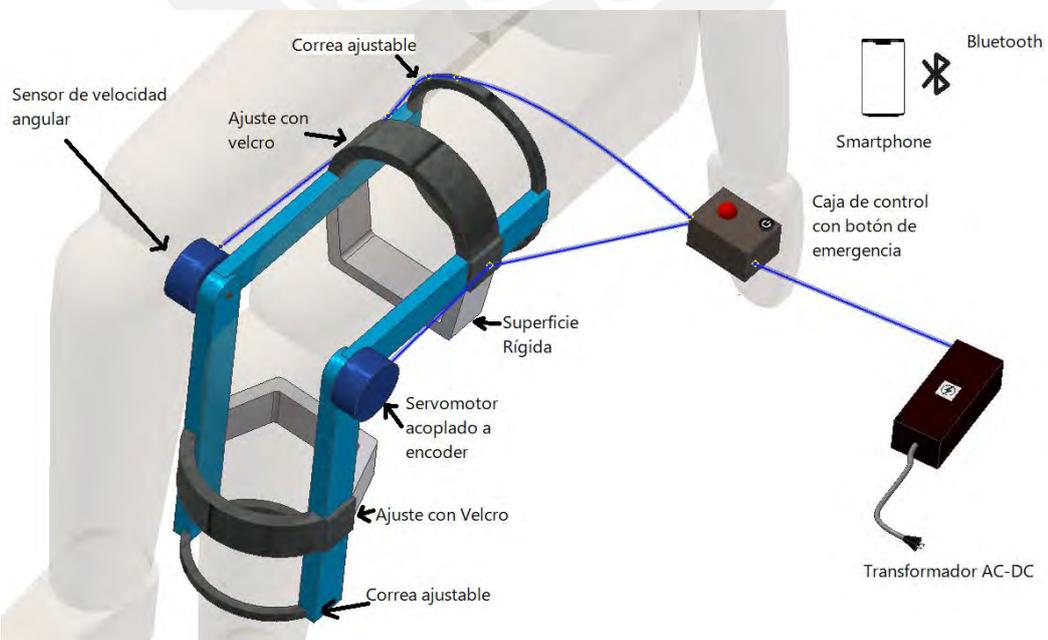


Figura 3.9 Uso del dispositivo de rehabilitación pasiva de rodilla.

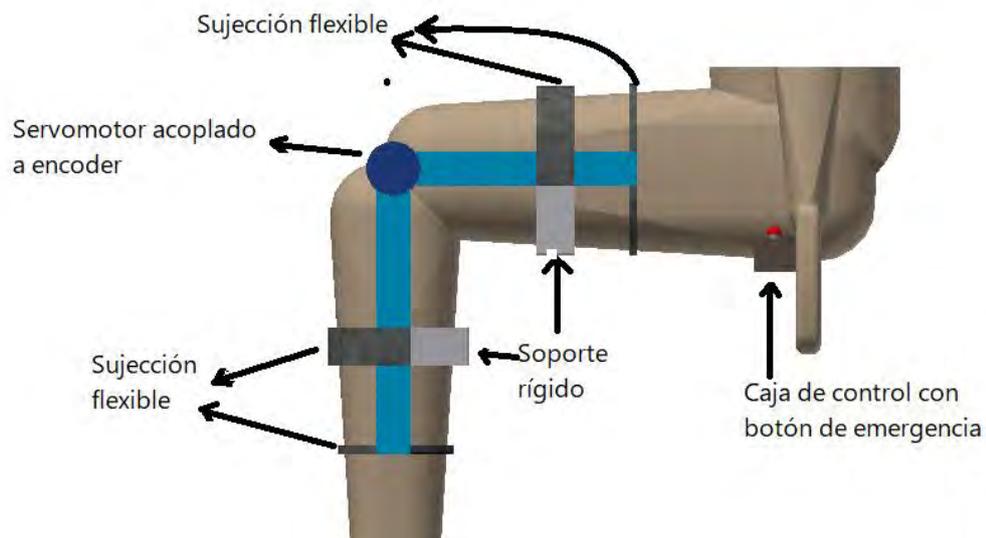


Figura 3.10 Ajuste a la pierna del paciente

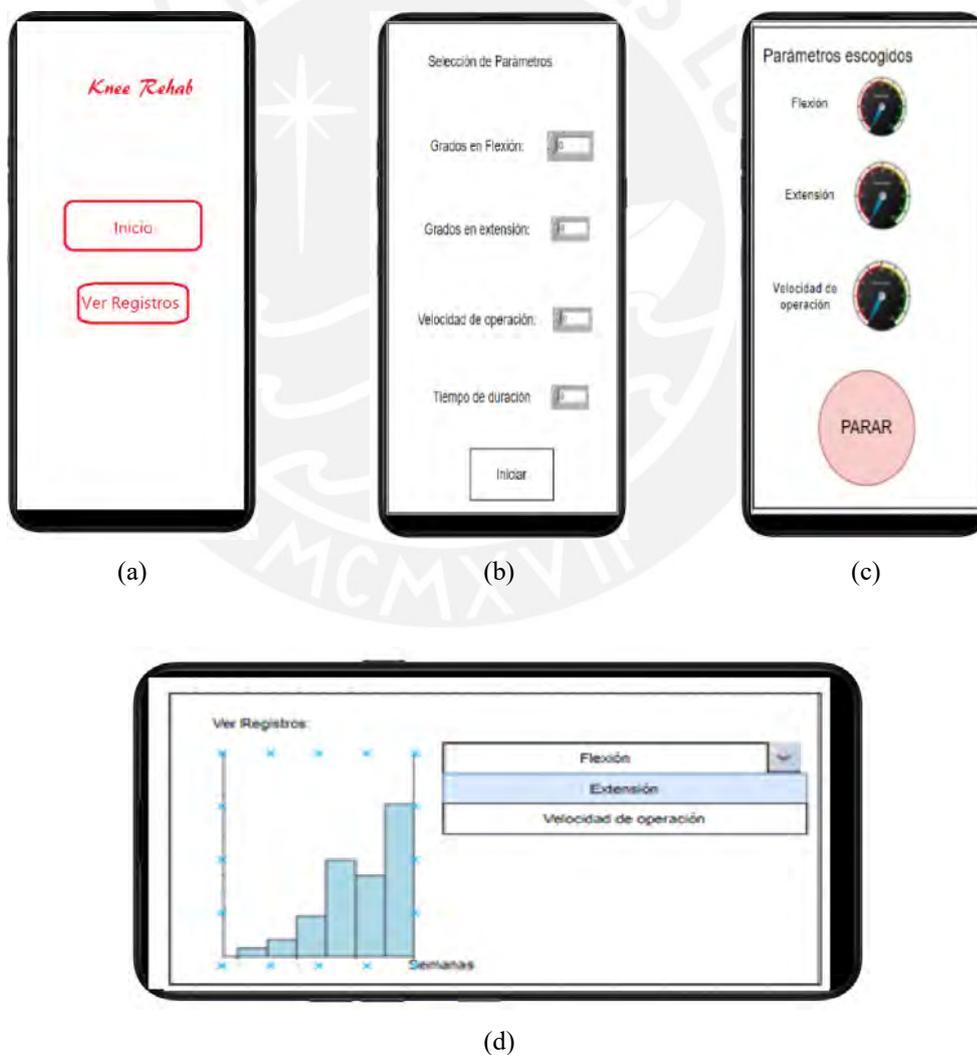


Figura 3.11 Pantallas de la interfaz del dispositivo. (a) Pantalla de Inicio. (b) Pantalla de selección de parámetros. (c) Pantalla de parámetros seleccionados. (d) Pantalla de Ver Registros.

3.6.1 Diagrama de bloques

A continuación, en la Figura 3.12 se observa un diagrama de bloques del sistema donde se muestran las conexiones eléctricas entre los componentes, la transmisión de energía y el flujo de información.

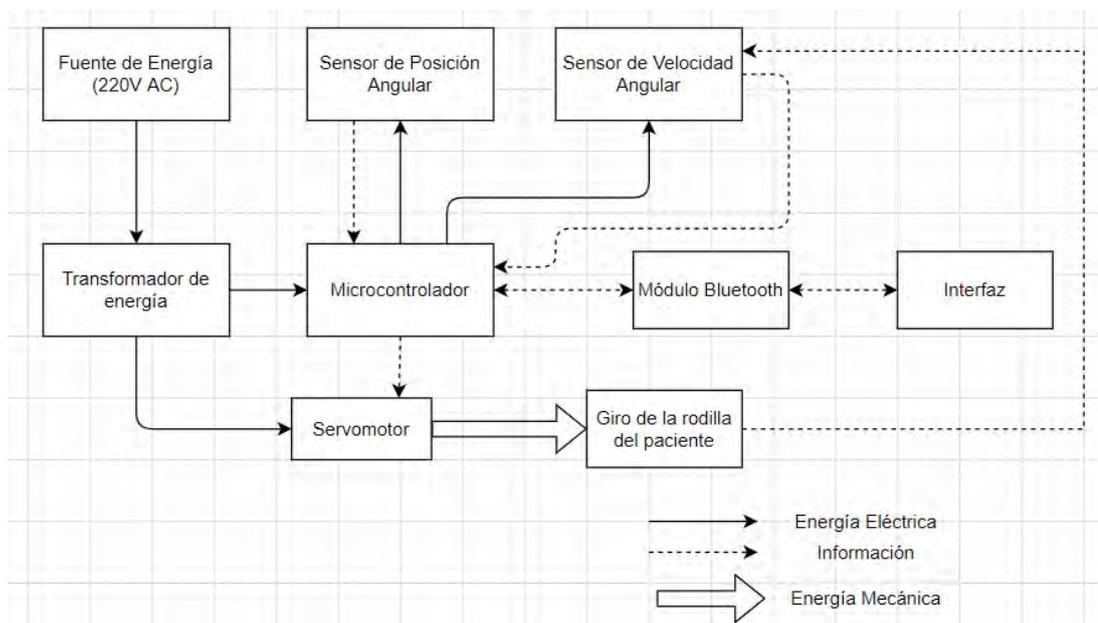


Figura 3.12 Diagrama de bloques del sistema

3.6.2 Diagrama de operaciones

En la Figura 3.13 se detallan las acciones que el usuario deberá realizar secuencialmente para lograr el correcto funcionamiento del dispositivo.

En primer lugar, se conectará el dispositivo a la fuente de energía, luego se encenderá el dispositivo, para después, ajustar el dispositivo a la pierna del paciente. Luego, se accederá a la interfaz de usuario donde se tendrá la opción de iniciar la rehabilitación o la de ver registros. En el primer caso, se accederá a una pantalla donde se seleccionará los parámetros de rehabilitación (grados de flexión, extensión, velocidad de giro y duración), luego se dará inicio al ciclo de rehabilitación, el usuario podrá apretar el botón de parada de emergencia en caso se necesite parar el dispositivo. En el caso de seleccionar la opción “Ver Registros”, se accederá a una pantalla donde se podrá ver el progreso del paciente en la rehabilitación.

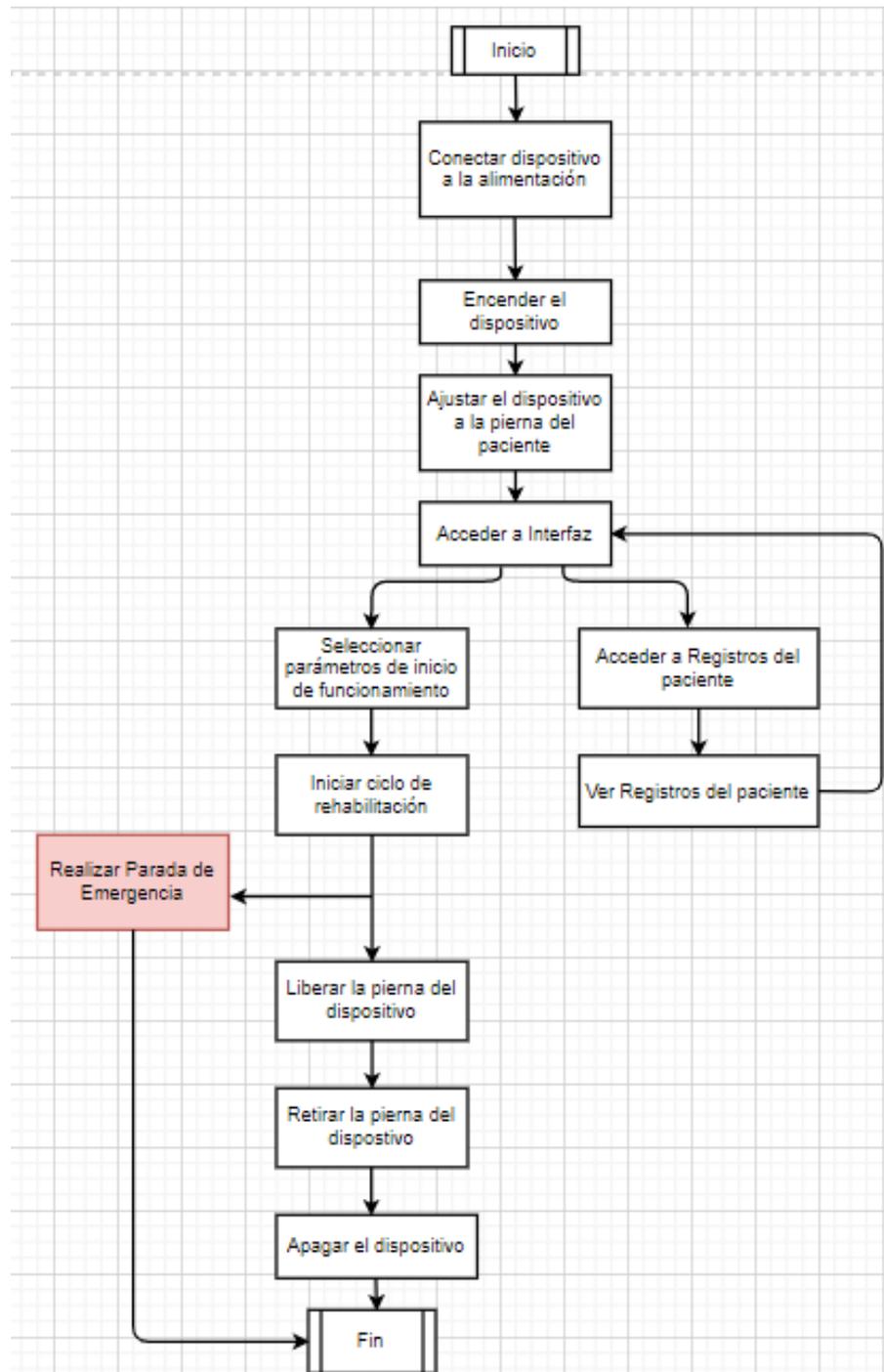


Figura 3.13 Diagrama de Operaciones

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

En el presente capítulo se realizará el desarrollo del diseño del sistema mecánico del dispositivo planteado en el capítulo anterior. Para esto, se establecen las consideraciones preliminares a tomar en cuenta para el diseño requerido, tales como análisis de resistencia, análisis del movimiento, dimensiones de la estructura. Se realizará un modelado mediante un Software (Inventor) del sistema integrado, y de sus piezas. Se seleccionará el actuador adecuado para el dispositivo, a partir de un análisis del movimiento que se necesita generar. Por último, se seleccionarán los materiales a utilizar en el desarrollo del dispositivo.

4.1 Consideraciones preliminares

En la presente sección se plantean las consideraciones que se tomarán para el diseño del sistema mecánico del dispositivo planteado.

Dimensionamiento

El dispositivo debe ser capaz de ser usado por un gran porcentaje de la población peruana. Para esto se consideró en la lista de requerimientos que el rango de estaturas a considerar sería de 1,65m a 1,85m y se utilizarán las proporciones antropométricas mostradas en la Figura 4.1

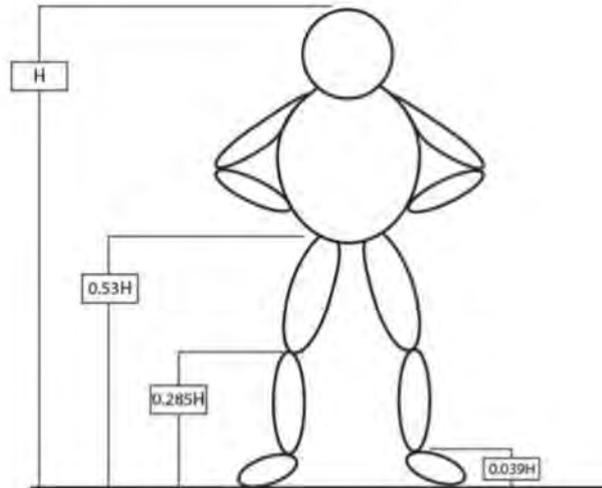


Figura 4.1 Proporciones antropométricas [Chaffin, 1991].

Por lo tanto, el rango de medida de los segmentos tanto de muslo como de pierna que se tomarán en consideración serán de 40 a 45 cm. Para el uso del dispositivo no se tomará en cuenta toda la longitud, pues el dispositivo se ajustará a una porción de la pierna y muslo.

La longitud máxima a considerar de la pierna es de 45 cm. Se utilizará una longitud a cubrir por el dispositivo mientras esté ajustado a la pierna de 30 cm de muslo y 30 cm de pierna, como se muestra en la Figura 4.2

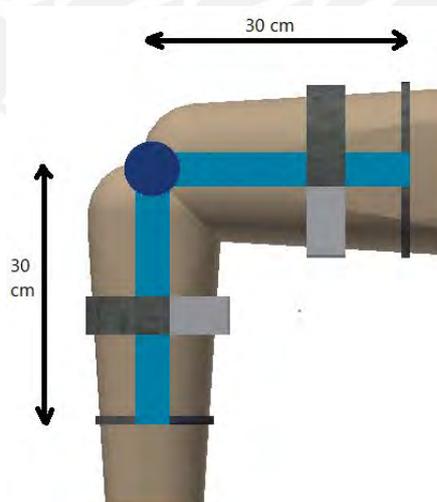


Figura 4.2 Longitud de los segmentos del dispositivo

Análisis estático preliminar

Se realizarán diagramas de cuerpo libre en posiciones de carga crítica y se elaborará un cálculo de esfuerzos para garantizar que el dispositivo no falle, esto para piezas cuya geometría no sea compleja, para piezas con formas geométricas complejas se utilizará simulación mediante software, como por ejemplo el Autodesk Inventor.

Preliminarmente, un estado crítico será cuando la pierna se encuentre totalmente extendida, ya que esta posición es la que requiere el mayor torque brindado por el actuador.

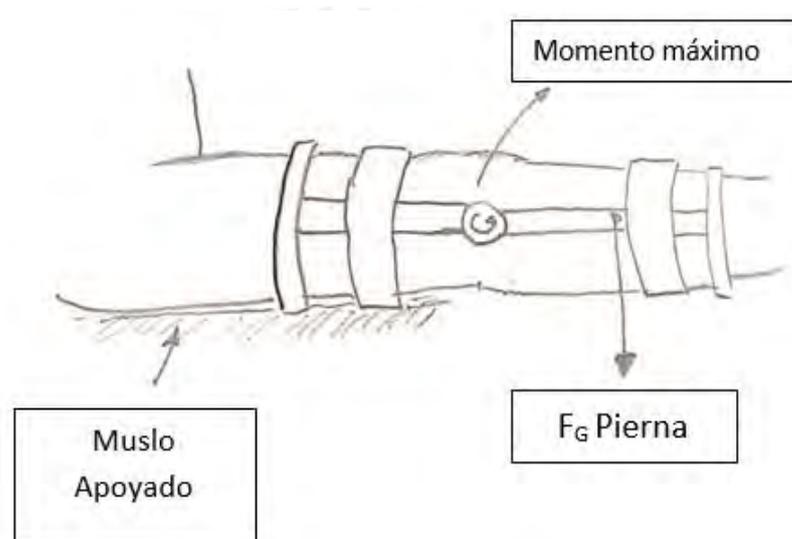


Figura 4.3 Posición crítica

En lo que se refiere al peso que el dispositivo debe mover, se considerará la proporción de masa de segmentos de pierna respecto al cuerpo que se muestra en la Tabla 4.1. Entonces, según el peso máximo de 90 kg de una persona que puede utilizar este dispositivo, los segmentos presentarán los siguientes pesos: muslo: 9 kg y pierna: 4.185 kg. Con este valor, la carga de la pierna tendrá una magnitud de 41.85 N.

Tabla 4.1 Proporción de masas de los segmentos del cuerpo humano¹⁶

Segmento	% Masa	% distancia del CG		% Ubicación radio de giro cuando el segmento gira respecto a		
		Proximal	Distal	CG	Proximal	Distal
Mano	0.60	50.6	49.4	29.7	58.7	57.7
Antebrazo	1.60	43.0	57.0	30.3	52.6	64.7
Brazo	2.80	43.6	56.4	32.2	54.2	64.5
Pie	1.45	50.0	50.0	47.5	69.0	69.0
Pierna	4.65	43.3	56.7	30.2	52.8	64.3
Muslo	10.00	43.3	56.7	32.3	54.0	65.3

Asimismo, es necesario ubicar el centro de masa de la pierna y el muslo para definir el punto de aplicación de la fuerza de gravedad. Para el caso del muslo, la distancia desde la cadera hasta el centro de gravedad del muslo está representada por la distancia proximal, es decir, el centro de gravedad de este segmento dista de la cadera 43.3% de la longitud total del muslo. Análogamente, la distancia de la rodilla al centro de gravedad de la pierna es representada, también, por la distancia proximal, en este caso, también es 43.3% de la longitud del segmento.

En este trabajo se consideran las longitudes de ambos segmentos iguales y de 40 a 45 cm. Por ello, la distancia proximal de ambos segmentos será la misma. Usando la Ecuación 4.1, se obtiene la distancia proximal del centro de gravedad para el muslo y la pierna. Considerando una longitud de segmento de muslo y pierna de 40 cm, el centro de masa del muslo se ubica a 17.32 cm de la cadera y el centro de masa de la pierna se ubica a 17.32 cm de la rodilla. Por otro lado, para longitudes de segmento de 45 cm, el centro de masa del muslo se ubica a 19.49 cm de la cadera y el centro de masa de la pierna a 19.49 cm de la rodilla.

$$C.M = \% \text{ distancia del } C.G_{\text{proximal}} * \text{ longitud del segmento} \quad (4.1)$$

Con estos valores, se procede a calcular el momento máximo mostrado en la Figura 4.3 con la Ecuación 4.2, donde la fuerza de gravedad de la pierna es de 41.85 N y r es

¹⁶ Propiedades inerciales de segmentos corporales. Recuperado de: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164195&inpopup=1> Fecha de revisión 10-03-2021

la distancia del centro de masa de la pierna a la rodilla, se utilizará la longitud máxima de segmento de pierna, por lo que la distancia proximal del centro de masa será 19.49 cm, con esto se obtiene un momento máximo de 8.15 Nm.

$$M = F_g * r \quad (4.2)$$

Además, se deben considerar los momentos de inercia de los segmentos del miembro inferior de la persona. Este dispositivo se encargará de movilizar el segmento de la pierna mientras el muslo se encuentra en reposo, por ello se necesita el momento de inercia del segmento de la pierna cuando gira respecto de la rodilla. Se necesita la masa de la pierna, su longitud y la ubicación de radio de giro cuando el segmento gira respecto a la rodilla (extremo proximal), este último valor se obtiene de la Tabla 4.1; en la sección anterior se definió que la longitud máxima de pierna es de 45 cm. Con la Ecuación 4.3 se obtiene el momento de inercia proximal de la pierna de 0.236 kg-m².

$$I_{pierna} = masa_{pierna} * (long_{pierna} * \% \text{ubicación de radio de giro})^2 \quad (4.3)$$

En este caso, podría ser necesario considerar, además de la fuerza de gravedad de la pierna, las fuerzas inerciales generadas por el movimiento. Para sustentar la necesidad u omisión de estas fuerzas en el análisis, se deberá comparar la magnitud de estas fuerzas con la fuerza de gravedad, la cual es la principal fuerza presente en el análisis estático. Para ello se define un diagrama de posición, velocidad y aceleración del dispositivo presentes durante el funcionamiento, mostrado en la Figura 4.4.

La velocidad angular máxima de funcionamiento es 150°/min (definida en la lista de requerimientos), esta velocidad, como se muestra en el diagrama, se mantiene constante durante la mayor parte del movimiento. Se presenta una aceleración para iniciar el movimiento y también para cambiar la dirección del movimiento, es decir, cuando el dispositivo cambia de realizar el movimiento de flexión al de extensión y viceversa.

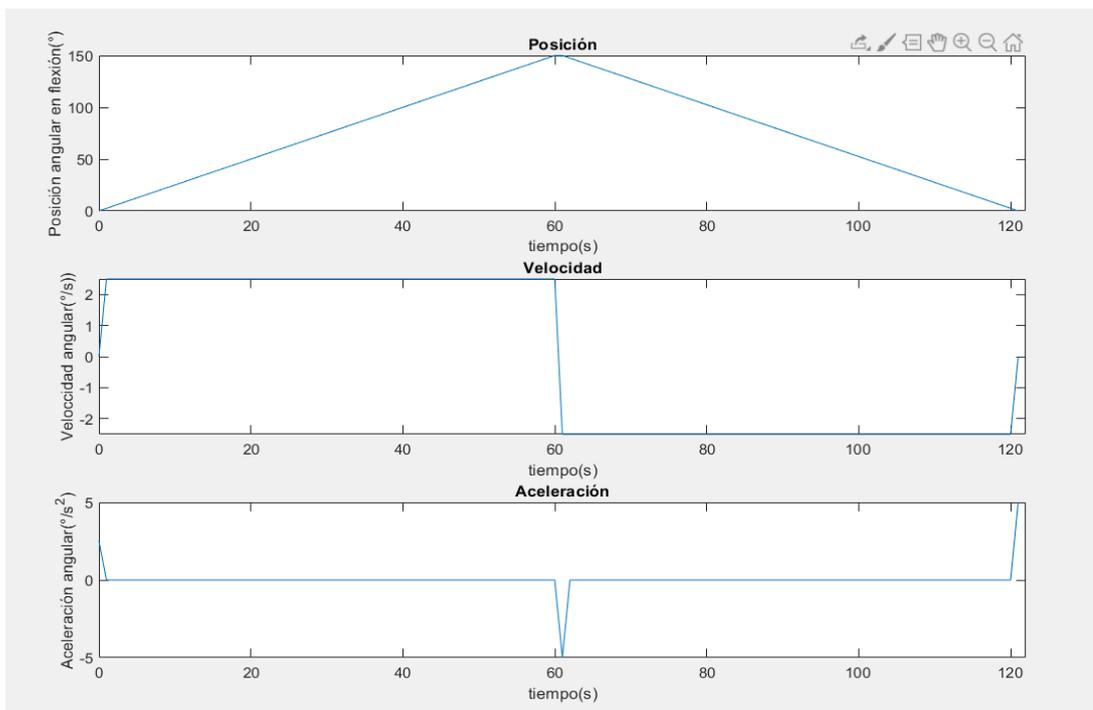


Figura 4.4 Gráfico de posición, velocidad y aceleración angular en la rodilla

La fuerza centrípeta generada por el movimiento circular se obtendrá mediante la Ecuación 4.4.

$$F_{centrípeta} = m_{pierna} * \omega^2 * r \quad (4.4)$$

Utilizando el valor de masa de la pierna de 4.185 kg, la velocidad máxima de 2.5°/s (0.0436 rad/s) y el radio de giro, es decir, la distancia de la rodilla al centro de masa de 19.485 cm, se obtiene un valor de fuerza centrípeta de magnitud 0.00155 N. Este valor de fuerza no es considerable en comparación a la magnitud de la fuerza de gravedad de la pierna (41,85 N). Por lo tanto, no se considerarán fuerzas inerciales para el cálculo de resistencia del dispositivo.

Análisis dinámico preliminar

Se analizará el momento necesario para alcanzar la aceleración mostrada en la Figura 4.4 (5°/s²). Esta es la aceleración necesaria que se debe generar para iniciar el movimiento desde el reposo. Para ello, se utilizará el valor de inercia obtenido a partir de la Ecuación 4.3 (0,236 kg.m²) y mediante la Ecuación 4.5 se hallará dicho momento.

$$M_{arranque} = I_{pierna} * \alpha \quad (4.5)$$

Se obtiene que el momento necesario para iniciar el movimiento es de 1.18 N.m. Este momento es menor al generado por la fuerza de gravedad de la pierna. Por lo que, se utilizarán los valores obtenidos en el análisis estático para el diseño, puesto que estos valores son más críticos.

4.2 Modelamiento geométrico del sistema mecánico

Se utilizó el software Autodesk Inventor 2021 para el modelado de las piezas y el dispositivo ensamblado; las imágenes que se presentan fueron elaboradas en este programa. Se elaboraron dos estructuras con el software mencionado, cada una de ellas se ajustará a los segmentos de muslo y pierna para el funcionamiento del dispositivo. A continuación, se describen ambos elementos desarrollados y la articulación entre ellos.

Estructura ajustable al muslo

En la Figura 4.5 se muestra la estructura que se ajusta al muslo, la cual cuenta con dos barras laterales unidas por un apoyo rígido donde el usuario reposará el muslo. la estructura se ajustará a este segmento mediante una faja con velcro y una correa ajustable ubicada en un extremo. Asimismo, se cuenta con cajas de alojamiento para los actuadores que se ubicarán al nivel de la articulación de la rodilla. La estructura ajustada al muslo durante el funcionamiento se muestra en la Figura 4.6. Tanto la superficie del apoyo rígido como las barras laterales serán cubiertas por espuma de poliuretano para confort del usuario.

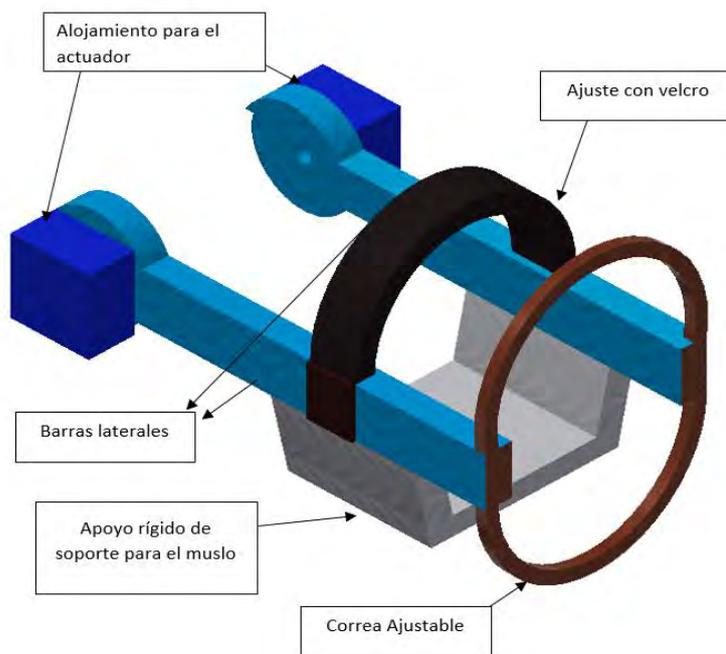


Figura 4.5 Estructura ajustable al muslo

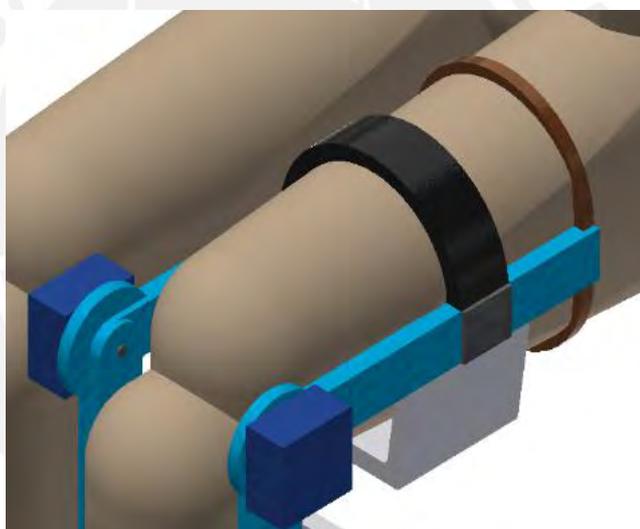


Figura 4.6 Dispositivo ajustado al muslo

Estructura ajustable a la pierna

La estructura ajustable a la pierna es mostrada en la Figura 4.7, esta, similarmente a la estructura anterior, cuenta con dos barras que se ubicarán a los lados laterales de la pierna, estas barras están unidas mediante un soporte rígido donde el usuario podrá reposar dicho segmento y se ajustará a él mediante un ajuste con velcro y una correa ajustable. El ajuste de la estructura a la pierna se observa en la Figura 4.8. Similarmente a la anterior estructura las superficies en contacto con el usuario serán cubiertas con espuma de poliuretano para confort del paciente.

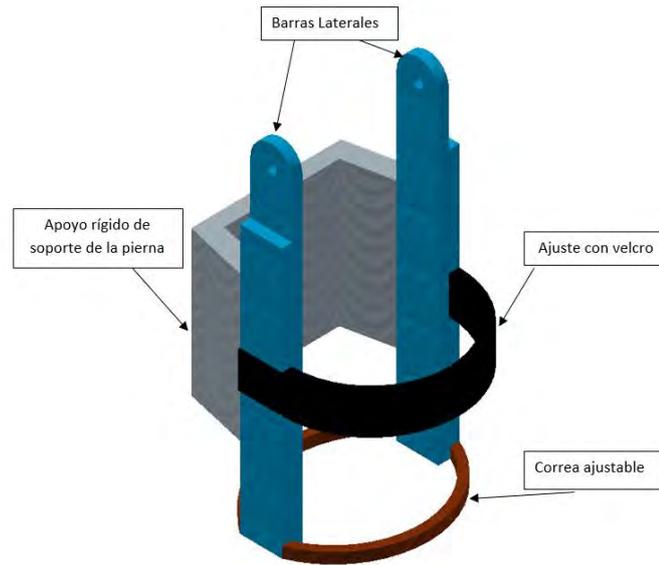


Figura 4.7 Estructura ajustable a la pierna



Figura 4.8 Dispositivo ajustado a la pierna

La estructura que se ajusta al muslo tiene una configuración geométrica con toques físicos mostrados en la Figura 4.9, que bloquea el movimiento de la estructura ajustable a la pierna que sobrepasaría el rango de 0° a 150° en flexión de la articulación de la rodilla, el rango se muestra en la Figura 4.10, ya que movimientos fuera de este rango podrían causar daño al usuario.

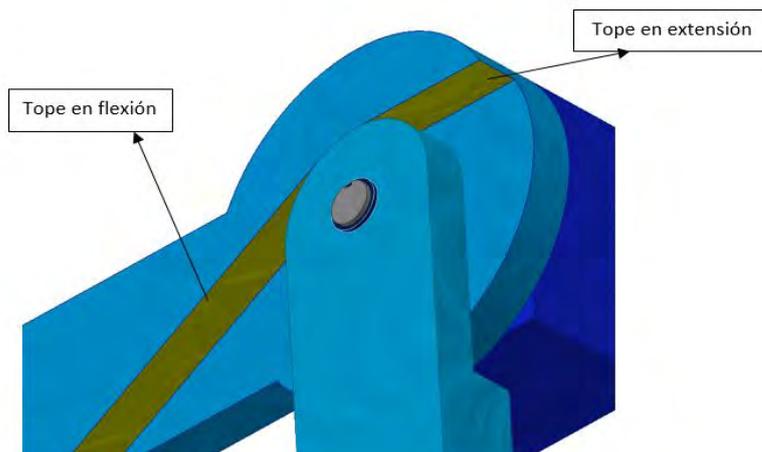


Figura 4.9 Restricciones del rango de movimiento

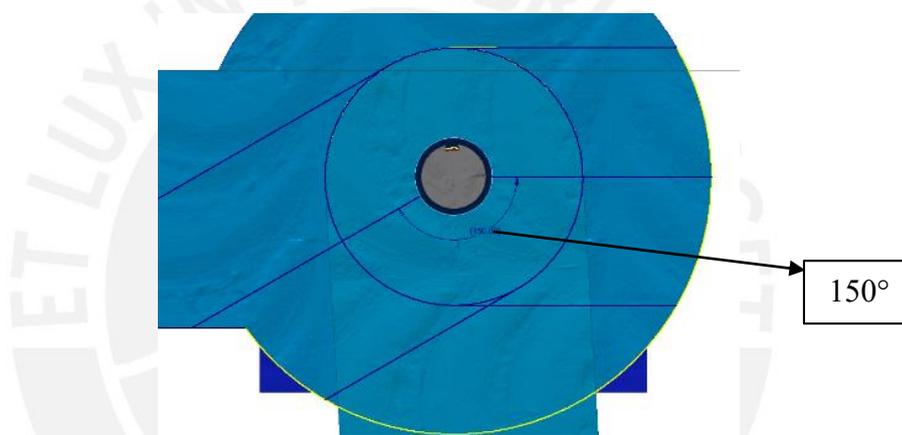


Figura 4.10 Rango de movimiento del dispositivo

En la Figura 4.11a se muestra la posición del eslabón de la estructura ajustable a la pierna en flexión completa y en la Figura 4.11b la posición en extensión completa.

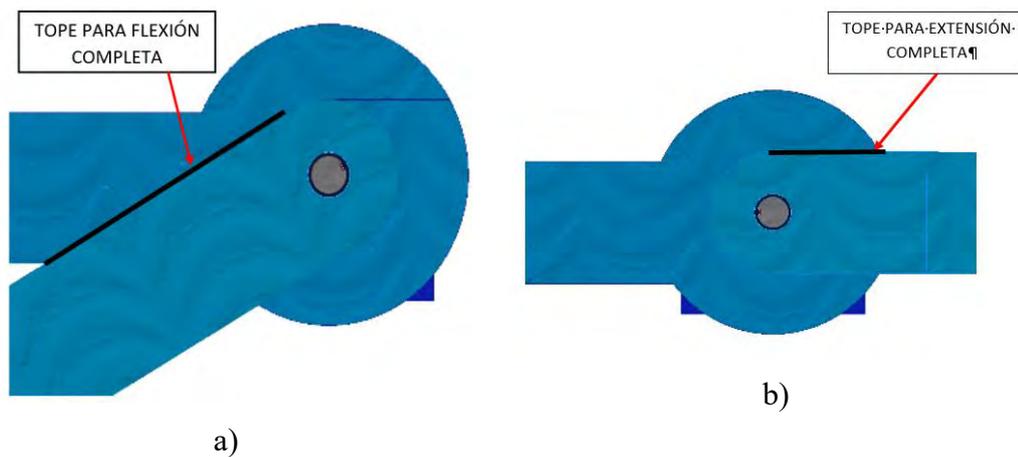


Figura 4.11 a) Dispositivo en flexión completa b) Dispositivo en extensión completa

4.3 Análisis de cargas

En esta sección se analizarán las cargas a las que están sometidas las distintas partes del dispositivo. Para este análisis se considerará la mayor longitud de segmentos de pierna y muslo admitidos para un paciente, así como la mayor masa de ambos segmentos. Estos valores fueron establecidos en la sección de consideraciones preliminares; la Figura 4.12 y la Tabla 4.2 presentan los valores.

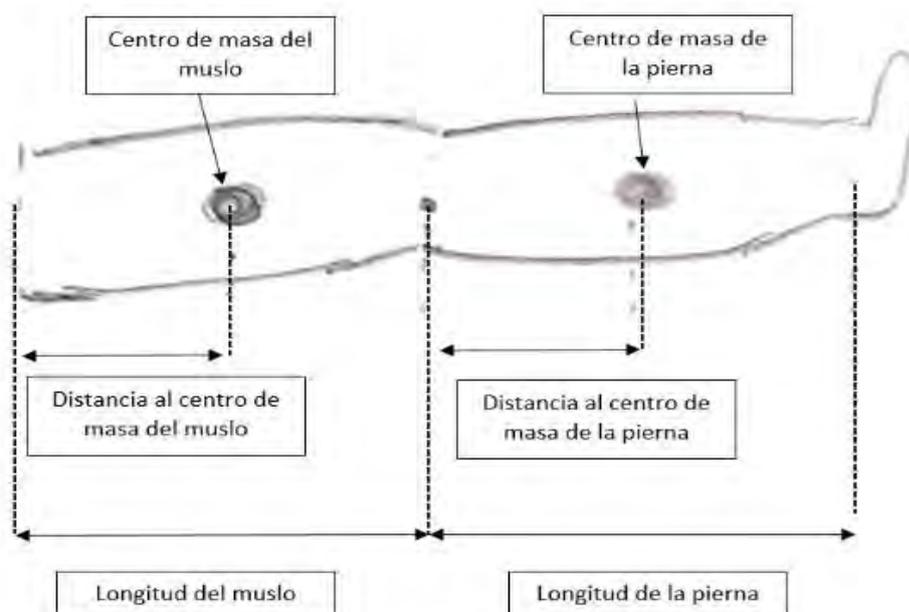


Figura 4.12 Medidas antropométricas

Tabla 4. 2 Magnitudes antropométricas en consideración

Magnitud	Dimensión
Longitud de muslo(máx)	45 cm
Longitud de pierna(máx)	45 cm
Masa de la pierna(máx)	4.185 kg
Masa del muslo	9 kg
Distancia al centro de masa del muslo	19.49 cm
Distancia al centro de masa de la pierna	19.49 cm
Momento de inercia de la pierna	0.236 kg.m ²

Sistema General ajustado a la pierna

El dispositivo es diseñado con el fin de ser usado por el paciente mientras este se encuentre apoyado en un banco o una silla, esto significa que el muslo se representa

como un segmento empotrado. Esto se muestra en la Figura 4.13, en la cual se esquematiza el dispositivo ajustado a la pierna en un esquema general.

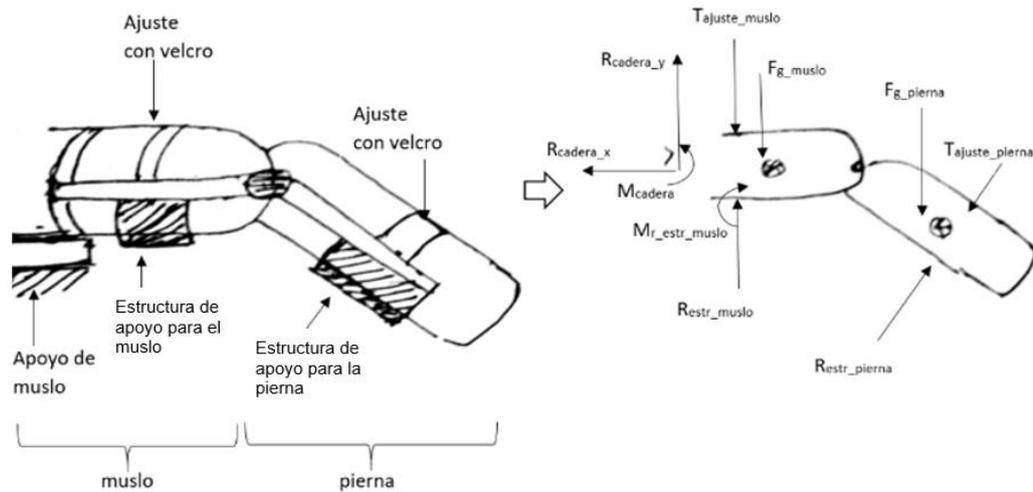


Figura 4.13 Esquema general de la distribución de cargas que se generan en la pierna.

En el análisis de cargas se usará la posición con la pierna en extensión completa. En esta posición el torque requerido por el motor es máximo, ya que la fuerza de gravedad de la pierna generaría el máximo momento. Se utilizará esta posición para el análisis de cargas en el dispositivo. En este caso se tomarán las siguientes consideraciones para simplificar los cálculos: el contacto entre la estructura de apoyo y el muslo es mínima y por lo tanto la fuerza de reacción generada por esta estructura es nula.

La tensión de ajuste del velcro a la pierna también se considera nula. Con ello se obtienen las cargas mostradas en la Figuras 4.14 y 4.15, en las que se observan las reacciones generadas internamente entre ambos segmentos.

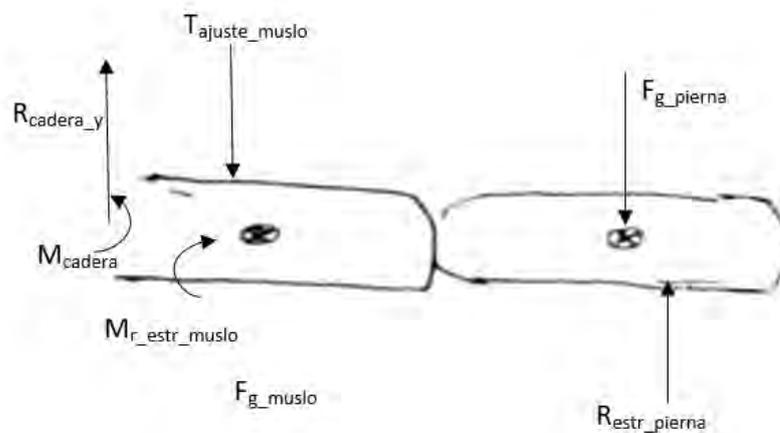


Figura 4.14 Distribución de cargas sobre la pierna y muslo del paciente en extensión completa

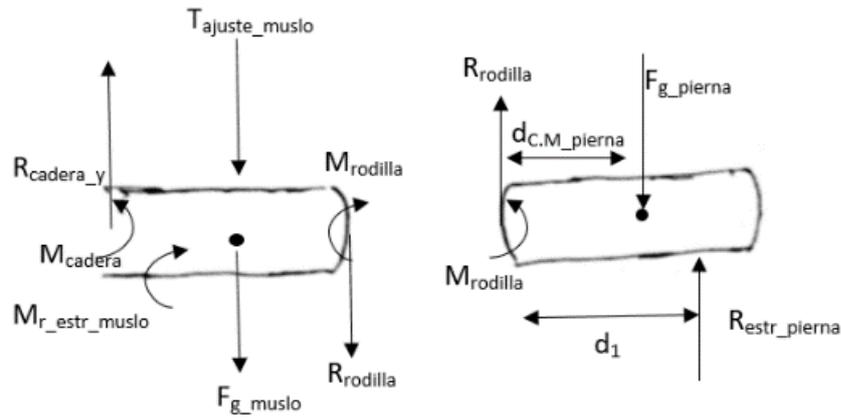


Figura 4.15 Distribución de cargas en ambos segmentos

Debido a que se busca una rehabilitación pasiva, el momento interno generado en la rodilla debe ser nulo, por ello se obtiene la Ecuación 4.6.

$$M_{rodilla} = 0 = F_{g_{pierna}} * d_{C.M_{pierna}} - R_{estr_{pierna}} * d_1 \quad (4.6)$$

Las cargas en las distintas partes del dispositivo se muestran en la Figura 4.16

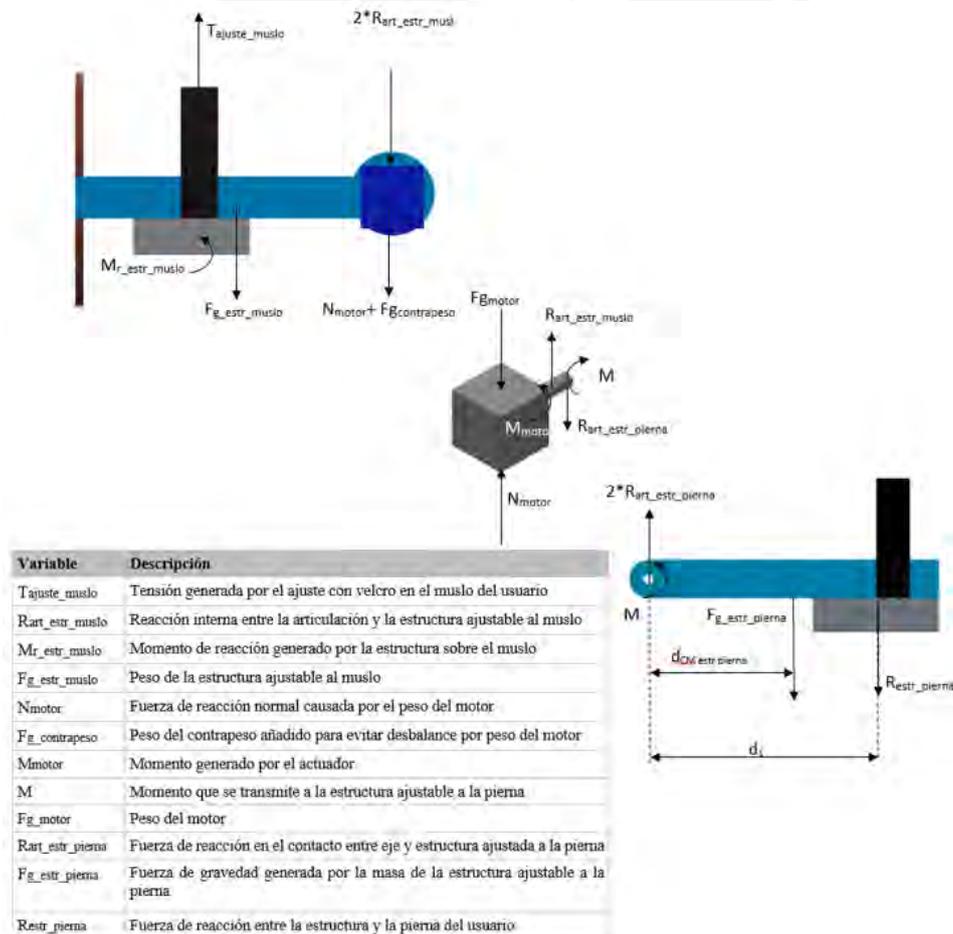


Figura 4.16 Distribución de cargas en cada parte del dispositivo

Cargas en estructura ajustable al muslo

Ya que el dispositivo se ajusta al muslo, este no cargará el peso del muslo, sino el muslo del paciente se encargará de soportar el peso de la estructura y de las cargas de reacción generadas por el dispositivo. El diagrama de cuerpo libre con las cargas que aparecen en esta estructura se muestra en la Figura 4.17. Con fines de facilitar el cálculo, se asume que las fuerzas de reacción con la articulación generadas a ambos lados laterales son iguales.

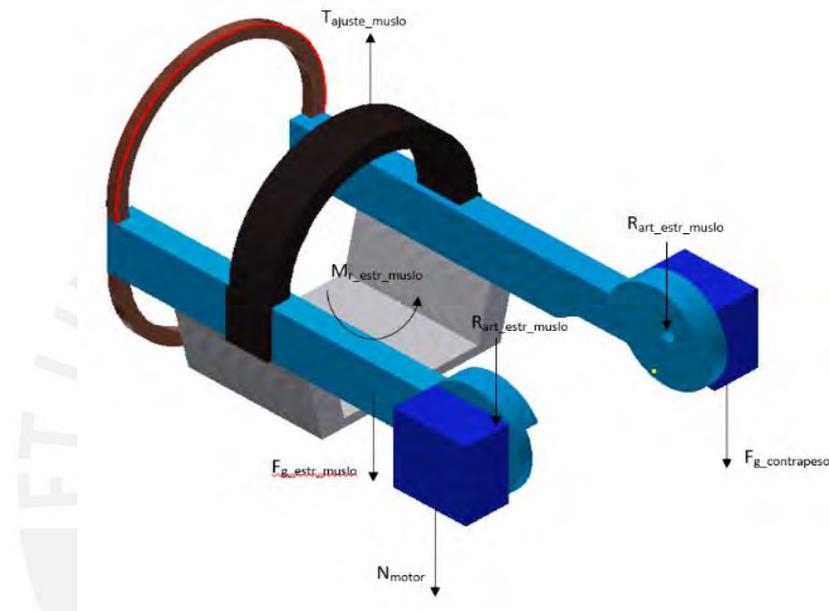


Figura 4.17 Diagrama de Cuerpo Libre de los ejes en la estructura ajustable al muslo

A partir del diagrama mostrado en la Figura 4.18, se obtienen las ecuaciones de equilibrio 4.7 y 4.8.

$$T_{ajuste_muslo} = F_{g_contrapeso} + N_{motor} + F_{g_estr_pierna} + 2 * R_{art_estr_muslo} \quad (4.7)$$

$$M_{r_estr_muslo} = (2 * R_{art_estr_muslo} + N_{motor} + F_{g_contrapeso}) * L_1 \quad (4.8)$$

Cargas en el actuador y el eje de articulación

El eje de articulación entre ambas estructuras se encarga de unir las y de transmitir el movimiento del actuador hacia la estructura ajustada a la pierna, por lo que se presentan fuerzas de reacción debido a la interacción del eje con las estructuras. En la Figura 4.18 se observa el Diagrama de Cuerpo Libre con las cargas presentes en el elemento mencionado.

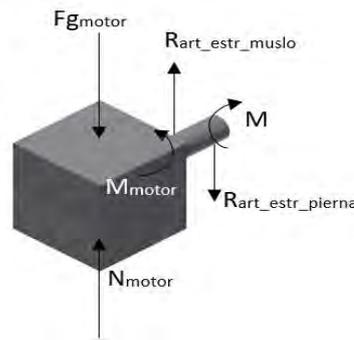


Figura 4.18 Diagrama de Cuerpo Libre de los ejes en la articulación

A partir del DCL, el equilibrio estático, y la Figura 4.18, se obtienen las Ecuaciones 4.9 y 4.10.

$$Fg_{motor} + R_{art_estr_pierna} = R_{art_estr_muslo} + N_{motor} \quad (4.9)$$

$$M = M_{motor} \quad (4.10)$$

Cargas en estructura ajustable a la pierna

La estructura ajustable a la pierna se encargará de soportar el peso de la pierna para movilizarla. También están presentes las fuerzas de reacción debido a la interacción con los ejes de articulación, en la Figura 4.19 se observa un Diagrama de Cuerpo Libre de la estructura.

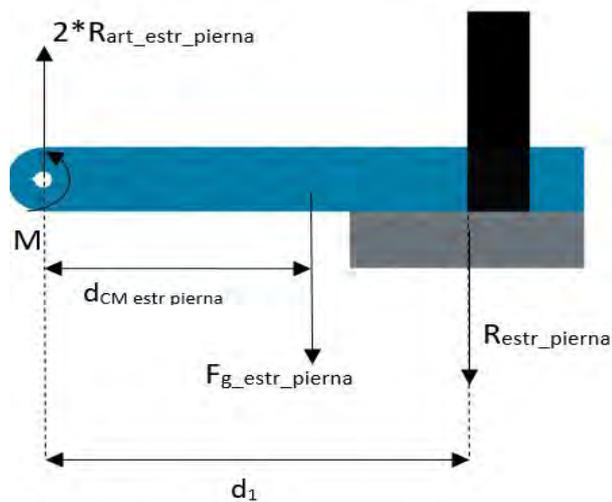


Figura 4.19 Diagrama de Cuerpo Libre de la estructura ajustada a la pierna

Del diagrama mostrado en la Figura 4.19, y planteando las condiciones de equilibrio correspondientes, se obtienen las Ecuaciones 4.11 y 4.12.

$$2 * R_{art_estr_pierna} = F_{g_estr_pierna} + R_{estr_pierna} \quad (4.11)$$

$$M = R_{estr_pierna} * d_1 + F_{g_estr_pierna} * d_{CM\ estr\ pierna} \quad (4.12)$$

A partir de las Ecuaciones 4.6, 4.10, 4.11 y 4.12 se puede obtener el torque necesario otorgado por el motor para mantener la pierna en la posición de análisis. Se usan los siguientes valores: un peso de la estructura ajustable a la pierna de 20N, y distancias $d_{CM_estr_pierna}$ de 150 mm y d_1 de 235mm, el valor de torque obtenido es de 11.15 Nm, como se muestra en la Tabla 4.3

Tabla 4. 3 Magnitudes de las cargas presentes en el dispositivo

Variable	Magnitud
Fg_pierna	41.85 N
Fg_estr_pierna	20N
Restr_pierna	34.07 N
Rrodilla	7.78 N
M	11.15 Nm
Mmotor	11.15 Nm
Rart_estr_pierna	27.014 N

Cálculo de dimensiones de la estructura ajustable a la pierna

La estructura ajustable a la pierna consistirá en 2 barras unidas por la superficie que soporta la pierna. Para el cálculo de dimensiones para el perfil de las barras se elabora los diagramas de fuerza cortante y momento flector que se muestran en la Figura 4.20. A partir de estos diagramas se determina el esfuerzo que actúa en ambas secciones de la barra, en función de las dimensiones de esta.

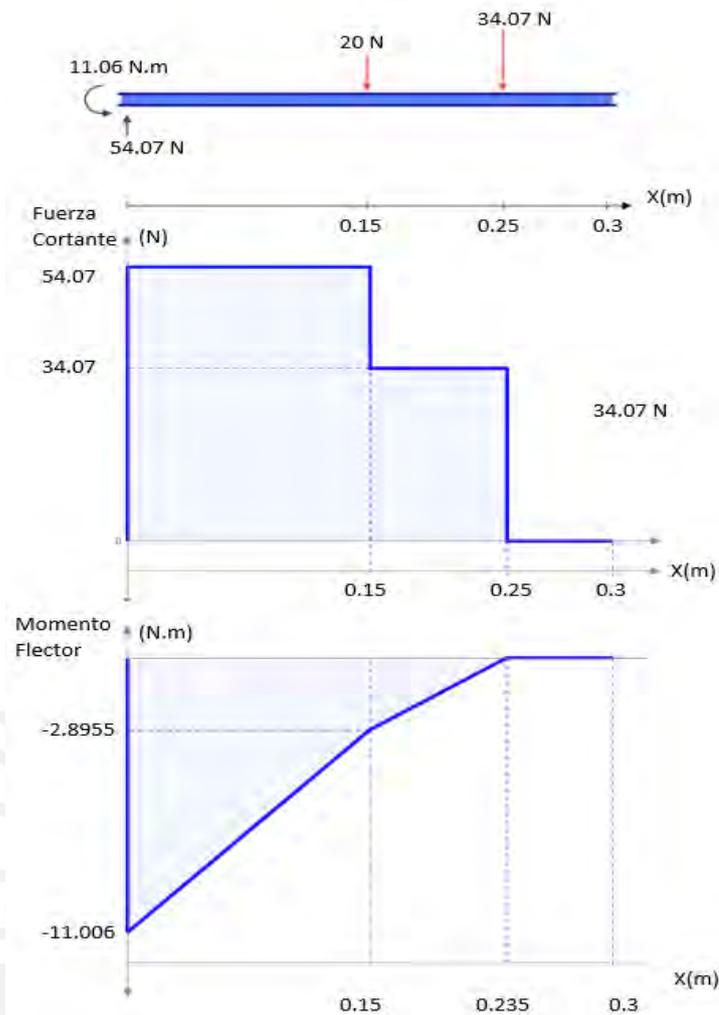


Figura 4.20 Diagramas de fuerza cortante y momento flector de la estructura ajustable a la pierna

Las fuerzas en el perfil están representadas en la Figura 4.21. Como se observa, las fuerzas se distribuyen en cada perfil lateral para realizar el cálculo de resistencia en un perfil individual. Se puede observar que se generarán esfuerzos de flexión y de torsión en función de las dimensiones. A partir de estos esfuerzos se obtendrá un esfuerzo equivalente (método Von Misses). Este valor se comparará con el esfuerzo de fluencia del material escogido y se obtendrá el Factor de seguridad. Así, mediante un proceso iterativo se obtendrán dimensiones adecuadas para la estructura.

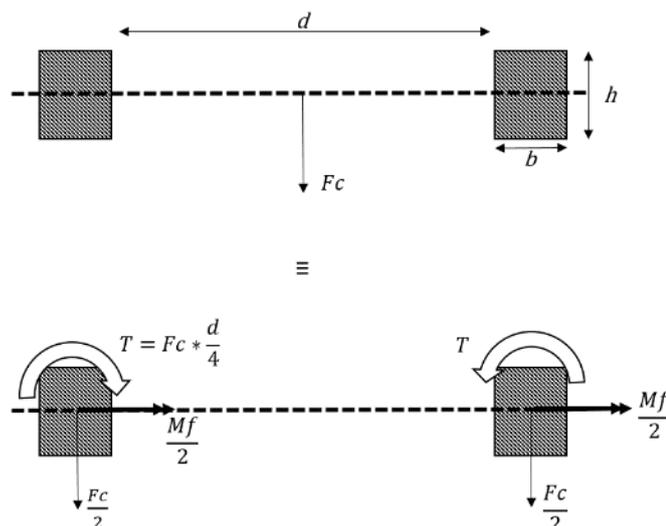


Figura 4.21 Fuerzas en el perfil de la estructura ajustable a la pierna

El esfuerzo de flexión generado se obtiene a partir de las Ecuaciones 4.13 y 4.14

$$\sigma_f = \frac{Mf * y}{I_{sección}} \quad (4.13)$$

$$I_{sección} = \frac{b * h^3}{12} \quad (4.14)$$

La sección a sometida a torsión es una sección rectangular, generando la distribución de esfuerzos cortantes que se muestra en la Figura 4.22. Los esfuerzos cortantes generados en el borde BD y AB de la Figura 4.24 se obtienen a partir de las ecuaciones (4.15) y (4.16) respectivamente

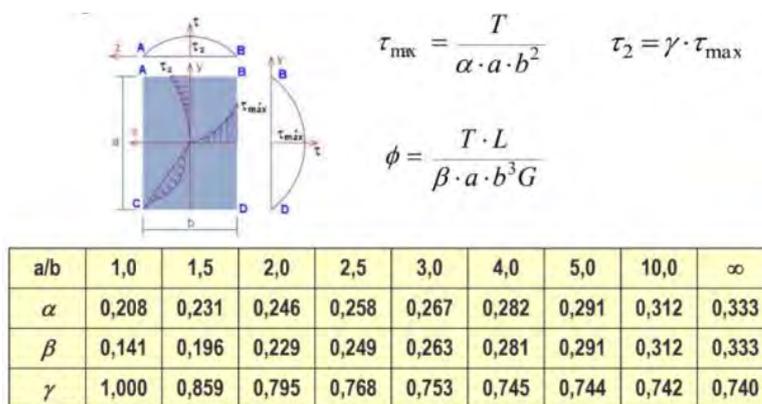


Figura 4.22 Fuerza de torsión en una sección rectangular¹⁷

¹⁷ Imagen obtenida de diapositiva de clase del curso Resistencia de materiales. Autor: Pedro Flores.

$$\tau_{max} = \frac{T}{\alpha * h * b^2} = \frac{Fc * d}{4 * \alpha * h * b^2} \quad (4.15)$$

$$\tau_2 = \tau_{max} * \gamma \quad (4.16)$$

Por consiguiente, se obtienen dos puntos de análisis en la sección, el punto A y el punto B mostrados en la Figura 4.23. Se analizará en cada uno de estos puntos el esfuerzo equivalente para así obtener el Factor de seguridad con las ecuaciones (4.17) y (4.18).

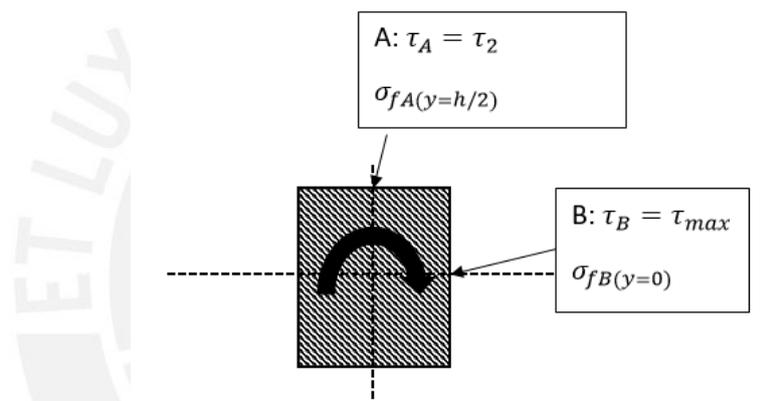


Figura 4.23 Fuerza de torsión en una sección de la estructura

$$\sigma_{von-misses} = \sqrt{\sigma_f^2 + 3 * \tau^2} \quad (4.17)$$

$$FS = \frac{\sigma_{eq-von-misses}}{\sigma_{fluencia}} \quad (4.18)$$

A partir de las ecuaciones descritas anteriormente, se utiliza el valor de esfuerzo de fluencia del polímero ABS considerado para impresión 3D, una relación h/b de 3.0 y una distancia d de 120mm, preliminarmente. Entonces, a partir de un cálculo iterativo empleando las ecuaciones mencionadas anteriormente, se obtienen los valores mostrados en la Tabla 4.4. Los valores de Factores de Seguridad obtenidos son de 31 y 43 para los puntos A y B respectivamente, los cuales son adecuado para trabajar con polímero ABS,

ya que en este cálculo no se consideraron posibles cambios de sección que podrían aumentar la magnitud de los esfuerzos en la estructura.

Tabla 4.4 Magnitudes del análisis de esfuerzos en la estructura ajustable a la pierna

Variable	Magnitud
F	54.07 N
M_f	11006 N.mm
b	20 mm
h	42 mm
d	11.15 mm
α	0.267
γ	0.753
σ_{fA}	0.94 MPa
σ_{fB}	0
τ_A	0.34 MPa
τ_B	0.45 MPa
FS _A	31
FS _B	43

Cálculo del pasador

Considerando que la estructura ajustable al muslo se mantiene a un nivel fijo, ya que este segmento irá apoyado en un asiento y no presentará movimiento. La unión de la articulación entre la estructura ajustable al muslo y la pierna se da mediante un pasador ubicado entre ambos componentes. El DCL puede ser representado según las cargas planteadas en la sección de análisis de cargas, como se observa en la Figura 4.24.

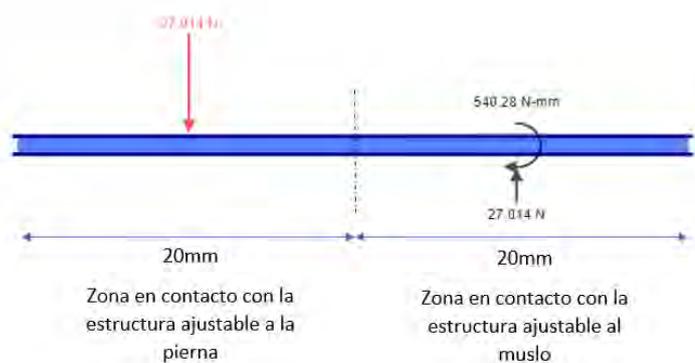


Figura 4.24 DCL del pasador

A partir de este DCL se obtienen los diagramas de fuerza cortante y momento flector mostrados en la Figura 4.25.

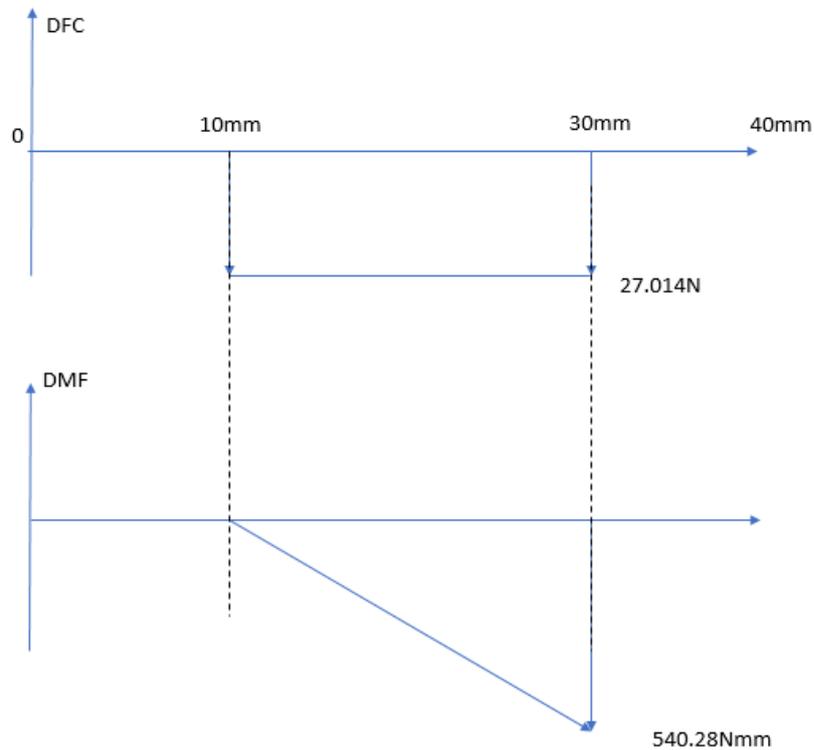


Figura 4.25 Diagrama de fuerza cortante y momento flector

A partir de estos valores de fuerza cortante y momento flector, se utilizan las Ecuaciones 4.19 y 4.20 para determinar los esfuerzos de flexión y cortantes en secciones circulares.

$$\sigma_f = \frac{Mf * y}{I} = \frac{32 * Mf}{\pi * d^3} \quad (4.19)$$

$$\tau = \frac{Fc}{A} = \frac{4 * Fc}{\pi * d^2} \quad (4.20)$$

Estos valores de esfuerzos deben ser menores que los admisibles del material, para pasadores de acero St.60 se utilizan valores de esfuerzos admisibles para flexión de 130MPa (σ_{adms}) y esfuerzo máximo de corte de 85 MPa (τ_{adms}). A partir de las

Ecuaciones 4.21 y 4.22. Con este cálculo se obtiene un valor adecuado de diámetro de pasador de 3mm.

$$\sigma_f < \sigma_{adms} \quad (4.21)$$

$$\tau < \tau_{adms} \quad (4.22)$$

4.4 Selección de actuador

En esta sección se evaluarán los parámetros para la selección de un actuador adecuado para el dispositivo. En la Figura 4.26 se muestra la ubicación del actuador.

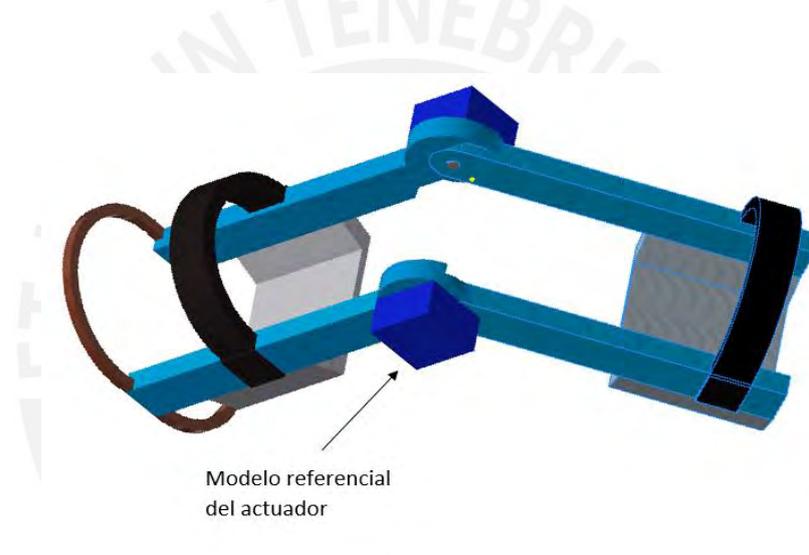


Figura 4.26 Ubicación del actuador en el dispositivo

Se requiere que el dispositivo trabaje a velocidad constante a $2.5^\circ/s$ durante la movilización de la pierna. Además, en la sección anterior, se definió el torque máximo necesario (11.15 N.m). Entonces, utilizando la Ecuación 4.23 se obtiene la potencia requerida por el sistema, siendo esta 0.5W. Debido a que es una baja magnitud de potencia, el criterio principal para la selección del actuador será el torque otorgado. Los actuadores mostrados en la Tabla 4.5 cumplen los requerimientos mencionados, y se evaluará cual es el más adecuado

$$P = T \cdot \omega \quad (4.23)$$

Tabla 4.5 Opciones de actuadores

Características	ADRA HR-A56	RMD X8 Pro	1FK2106-4AF
			
Voltaje nominal (V)	48	48	200-240Vac
Torque Nominal (N.m)	14	13	10.5
Torque máximo (N.m)	35	35	13.8
Potencia Nominal (W)	120	330	970
Masa (kg)	0.79	0.710	6.3
Dimensiones(mm)	Ø73x86	Ø98x49	Ø64x125

Con estos parámetros, se selecciona el actuador de modelo RMD X8 Pro, ya que puede trabajar con el torque máximo del sistema continuamente, además, sus dimensiones y su peso son adecuados para obtener un dispositivo más compacto en comparación a los otros actuadores.

Cabe resaltar que el modelo del motor posee un eje de salida con la configuración geométrica mostrada en la Figura 4.27

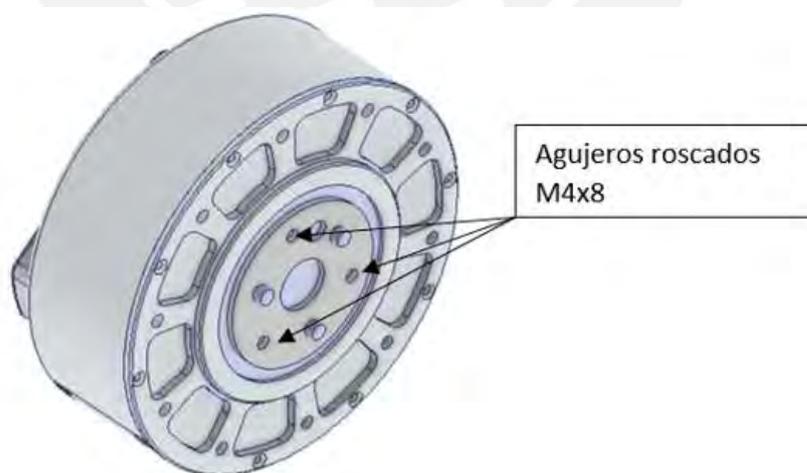


Figura 4.27 Configuración geométrica del eje del RMD X8 PRO

Por lo anterior, se plantea que la unión entre el motor y la estructura ajustable al muslo sea mediante tornillos ajustados directamente al eje, como se muestra en la Figura

4.28. Los tornillos a utilizar serán M4, debido a que el motor presenta agujeros roscados con ese estándar (Figura 4.28). De esta manera, los tornillos son los encargados de transmitir el momento del motor a la estructura ajustada a la pierna. Para evaluar la zona de contacto entre el tornillo y el agujero de esta unión se realizará una simulación de resistencia de la estructura ajustable a la pierna, esta simulación se explicará en la sección 4.7.

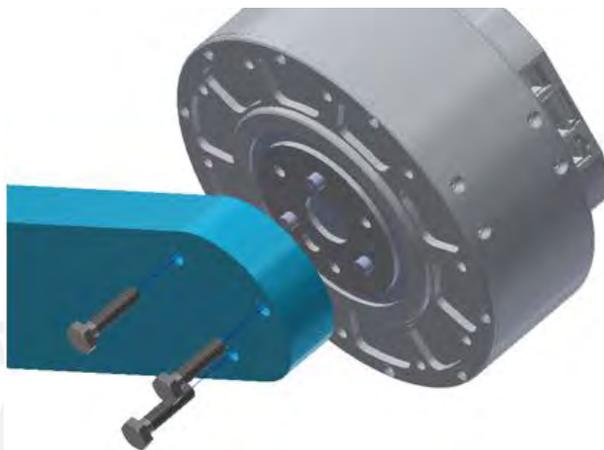


Figura 4.28 Unión motor-estructura ajustable a la pierna.

Sensores de fin de carrera

Los topes físicos impiden que el dispositivo llegue a rangos no naturales mas no detienen el movimiento del motor cuando llega a estos rangos. Debido a esto, se añadirán dos sensores de fin de carrera alineados a los topes físicos que detecten cuando el dispositivo llega a estos rangos para que corten la alimentación del motor y así detener su movimiento. Estos sensores se pueden observar en la Figura 4.29.

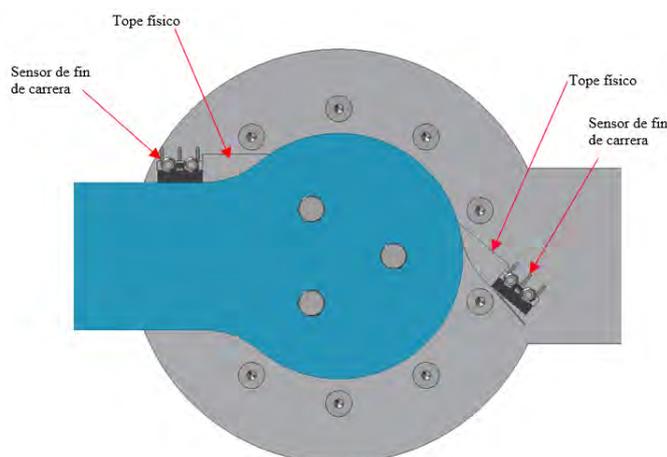


Figura 4.29 Ubicación de los sensores de fin de carrera

4.5 Selección de materiales

En esta sección se describirán los materiales que componen las distintas partes del dispositivo. En este caso, se busca conseguir que estructura presente el menor peso posible, para disminuir el torque requerido por el motor. Por ello se escoge el material polímero ABS para las estructuras que se ajusten a los segmentos de pierna y muslo. Asimismo, se cuenta con fajas de sujeción con velcro para que el usuario pueda ajustar el dispositivo a su extremidad inferior.

En el caso de la articulación opuesta a la ubicación del motor, se utilizará un buje de nylon mecanizado, el cual servirá para que el giro de la estructura sea con la menor fricción posible. Además, ya que el pasador es de acero, y las estructuras con los agujeros son de ABS, el agujero se deformaría antes que el pasador, por lo tanto, con los bujes en contacto con el agujero, al ser un material más resistente que el ABS se evitaría grandes esfuerzos en la zona del agujero. Los materiales usados se especifican visualmente en la Figura 4.30.

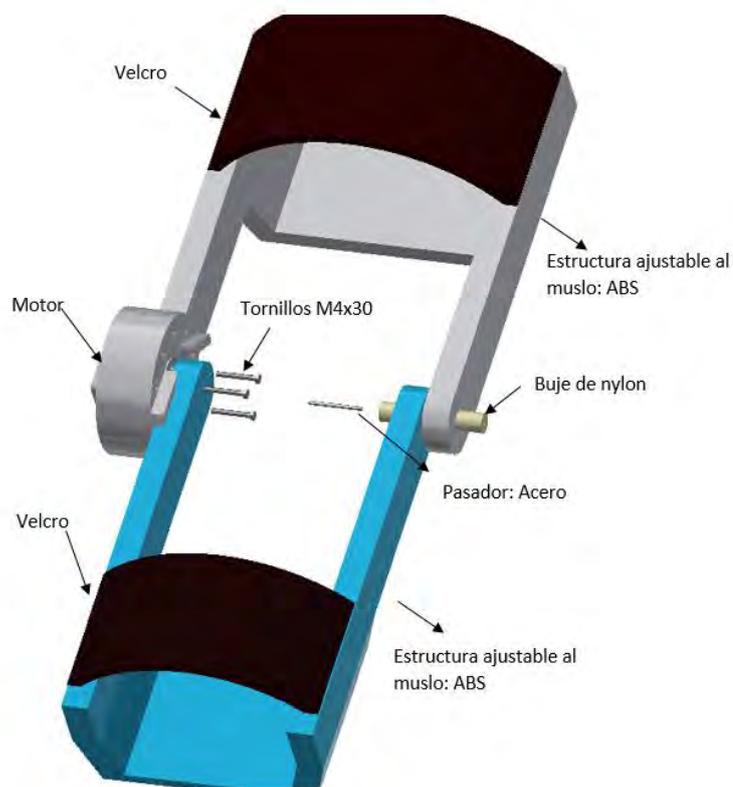


Figura 4.30 Materiales del dispositivo

4.6 Diseño definitivo del subsistema mecánico del dispositivo

A partir del actuador escogido y los cálculos realizados, se obtiene el diseño definitivo del subsistema mecánico. La estructura ajustable al muslo contará con una cavidad que alojará al actuador seleccionado, el cual se asegurará mediante tornillos avellanados que atravesarán la estructura y se enroscarán a los agujeros en el motor, como se muestra en la Figura 4.31. Por el extremo opuesto, se cuenta con un pasador de acero de 3mm de diámetro y de 40mm de longitud que se insertará en un buje de nylon, este buje se alojará en el agujero de la misma estructura.

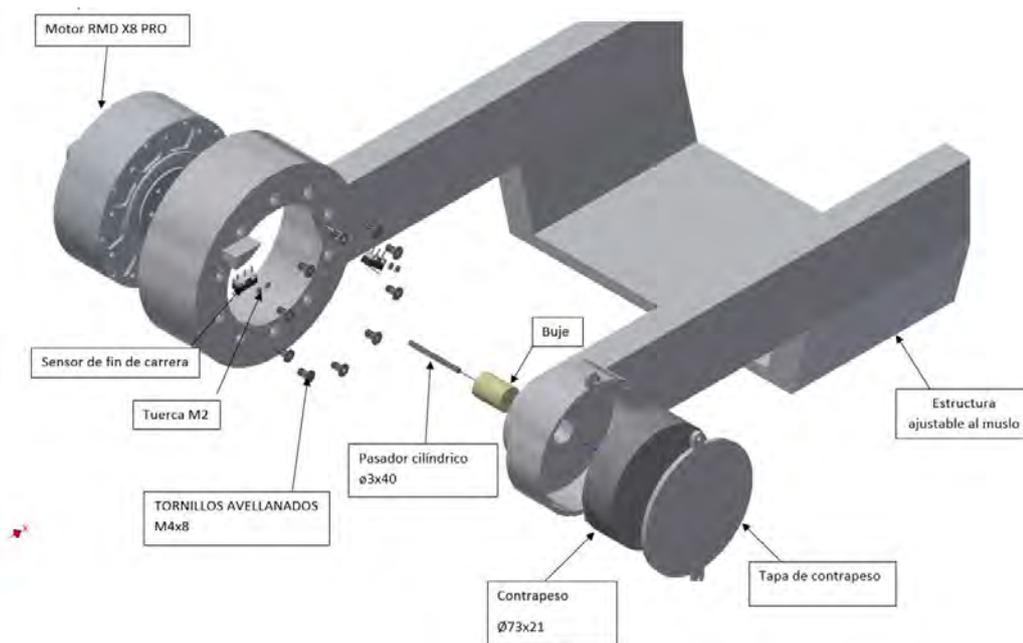


Figura 4.31 Ensamble estructura ajustable al muslo-motor.

Para el ensamble de los sensores de fin de carrera, la estructura ajustable al muslo cuenta con salientes roscados (M2) los cuales sostendrán el sensor y permitirán fijarlo a la estructura mediante tuercas, esta configuración se muestra en la Figura 4.32

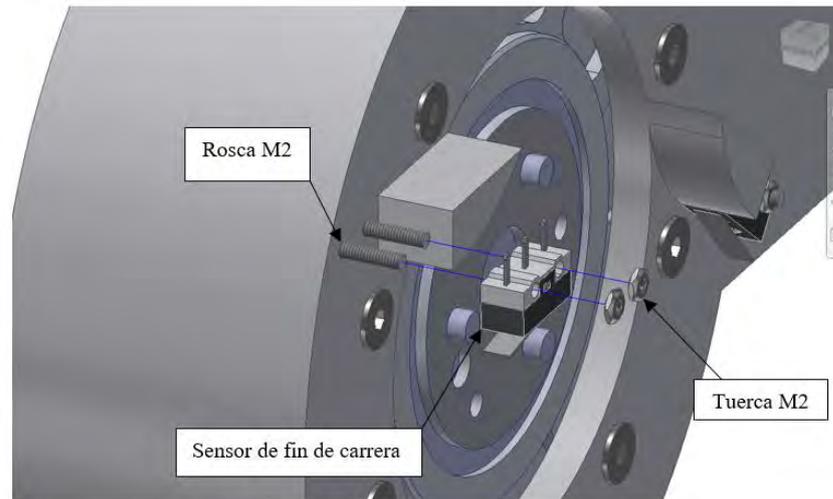


Figura 4.32 Ensamble estructura ajustable al muslo-sensor de fin de carrera.

La estructura ajustable a la pierna se ajustará al eje del motor mediante tres tornillos de cabeza hexagonal y arandelas de presión, y por el extremo opuesto se articulará de manera similar a lo realizado en la estructura ajustada al muslo, es decir, mediante un pasador y un buje. Lo descrito se muestra en las Figuras 4.33 y 4.34

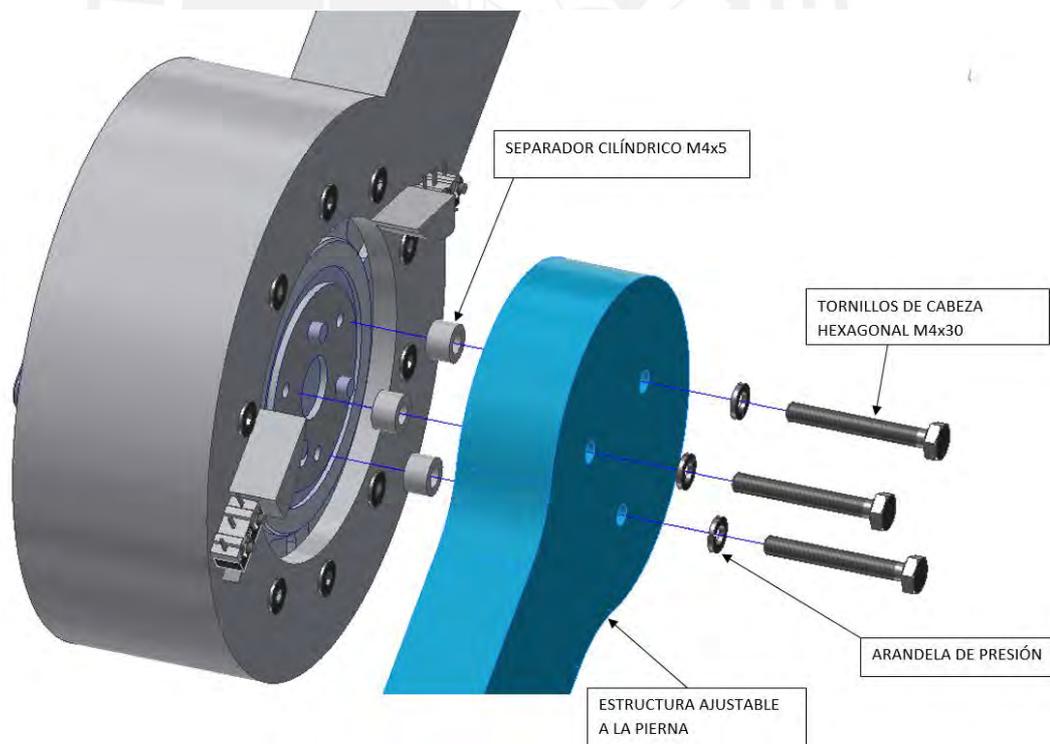


Figura 4.33 Ensamble estructura ajustable a la pierna-motor.

Como se observa en la Figura 4.34, los bujes tienen una configuración geométrica para impedir el desplazamiento axial del pasador cilíndrico; en la Figura 4.35 se ve la

unión de estos elementos. Además, se contará con un alojamiento para el contrapeso incluido, este contrapeso será un cilindro de acero de $\varnothing 76 \times 21$ el cual tiene un peso similar al del motor (710 gr). El contrapeso se asegurará con una tapa fijada con 2 remaches.

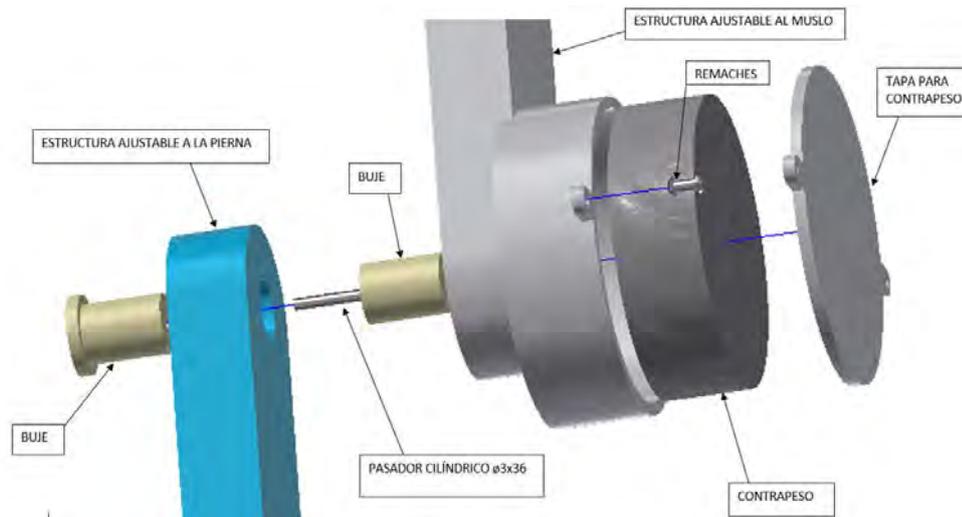


Figura 4.34 Ensamblaje articulación entre estructuras.

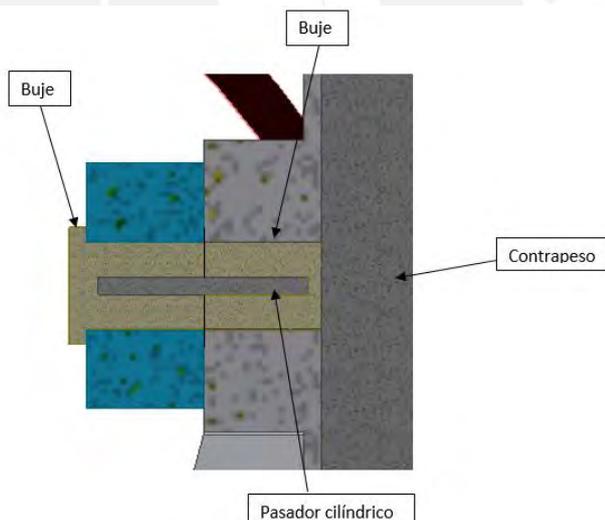


Figura 4.35 Detalle de unión pasador.

Electrogoniómetro

Debido a que no se puede tener un alineamiento perfecto entre el eje de giro del motor y el eje de giro de la rodilla, y esto puede generar que el ángulo de flexión del dispositivo y de la articulación de rodilla sean distintos.

Por ello, se añadió un sistema que funciona como electrogoniómetro el cual mide el ángulo real de flexión en la misma rodilla (Figura 4.36).

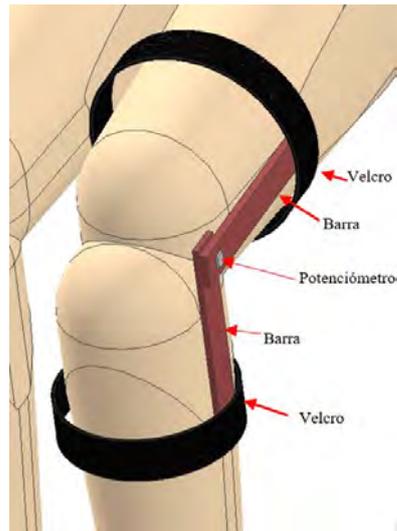


Figura 4.36 Electrogoniómetro diseñado

Este sistema consiste en dos barras de polímero ABS impresas en 3D, las cuales van ajustadas tanto a la pierna como al muslo del paciente y mediante un potenciómetro angular se obtiene el valor real de flexión angular. La unión ensamblada se muestra en la Figura 4.37.

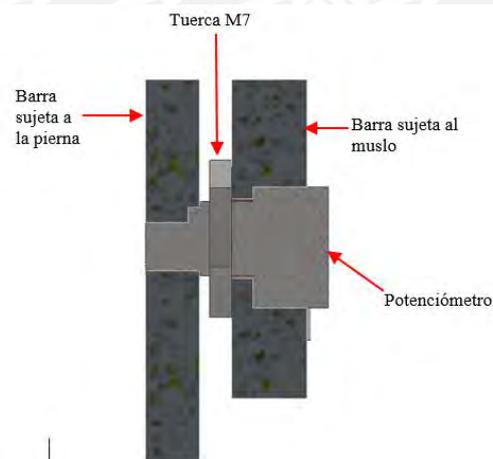


Figura 4.37 Ensamble del electrogoniómetro

4.7 Simulaciones mecánicas

A continuación, se realizarán simulaciones de resistencia usando Autodesk Inventor para verificar que el dispositivo de rehabilitación trabaje con las cargas descritas anteriormente sin presentar fallas estructurales. Se mostrará el DCL planteado en secciones anteriores y se mostrará las condiciones planteadas para la simulación.

Simulación de la estructura ajustable al muslo

Se realiza la simulación en la posición de carga crítica, la cual se da cuando el dispositivo extiende por completo la pierna. En esta posición el motor aplica el torque necesario para que la estructura ajustable al muslo se mantenga en posición horizontal. El DCL de la estructura a considerar para la simulación se muestra en la Figura 4.38.

En la simulación se ubica la carga que se ejerce en la superficie al apoyar la pierna en la estructura, se restringen los agujeros por donde pasan los tornillos encargados de transmitir el momento del motor como restricciones fijas y, en el lado opuesto, se aplica una restricción de pasador que restringe el movimiento radial pero no el giro. Además, se activa la opción de aplicación de gravedad, para que el peso de la estructura también tenga efecto en la simulación. Estas condiciones se muestran en la Figura 4.39.

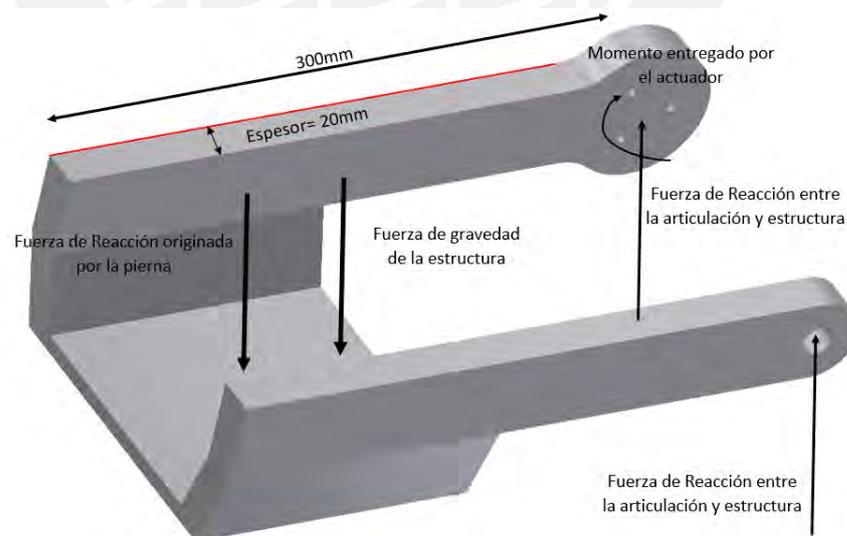


Figura 4.38 DCL de la estructura

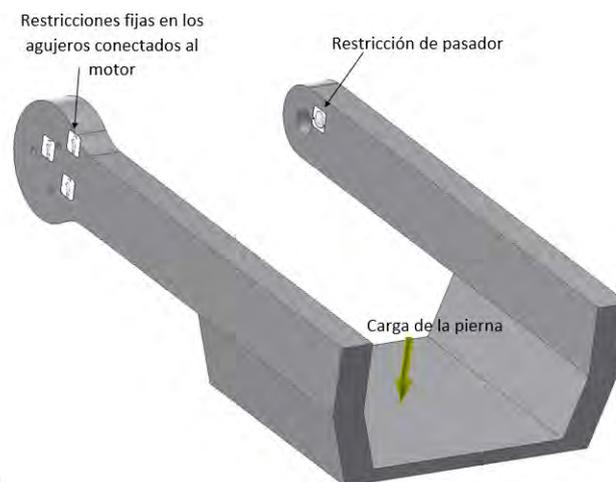


Figura 4.39 Restricciones para la simulación

En la Figura 4.40a se muestran el resultado de la simulación para el factor de seguridad, en este se obtuvo que el menor valor de F.S. es de 4.2, el cual es un valor aceptable de factor de seguridad para polímero ABS impreso. Similarmente, se muestra en la Figura 4.40b los resultados de las deformaciones obtenidas en la simulación, en la cual se obtuvo que el mayor desplazamiento en el extremo de la estructura con un valor de 1.8 mm. Este valor podría ser considerable por generar un cambio en el ángulo de flexión y extensión de la pierna; pero, debido a la longitud de la estructura (300 mm), la deformación angular será de 0.34° .

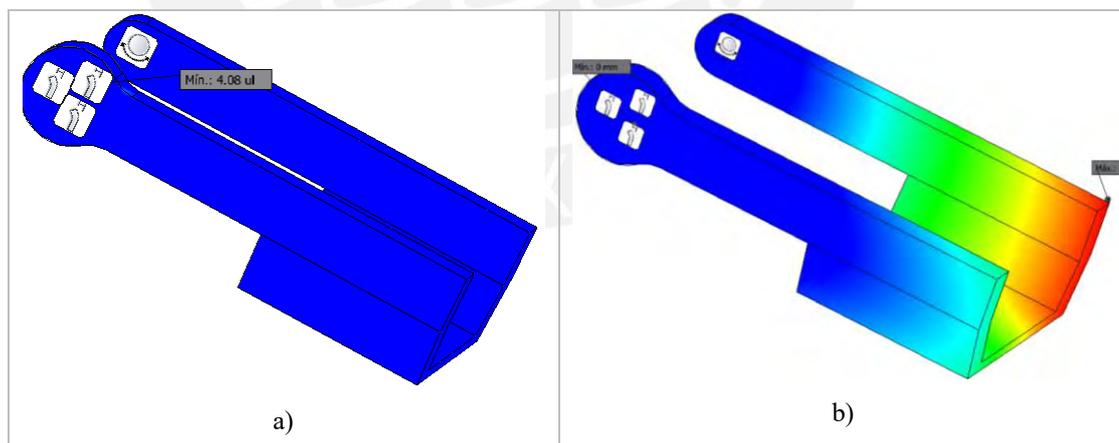


Figura 4.40 Resultados de la simulación de la estructura ajustable a la pierna a) resultados en factor de seguridad b) resultados en desplazamiento

Simulación de la estructura ajustable al muslo

Análogamente para la estructura ajustable al muslo, se realiza el DCL (Figura 4.41) con las cargas explicadas en la sección análisis de cargas. Se representan las reacciones generadas en los extremos articulados, el peso ejercido por el actuador, el momento de

reacción generado por el par que genera el actuador. Asimismo, se muestra el momento de reacción y la fuerza de reacción transmitidas al muslo del usuario para mantener el sistema en equilibrio.

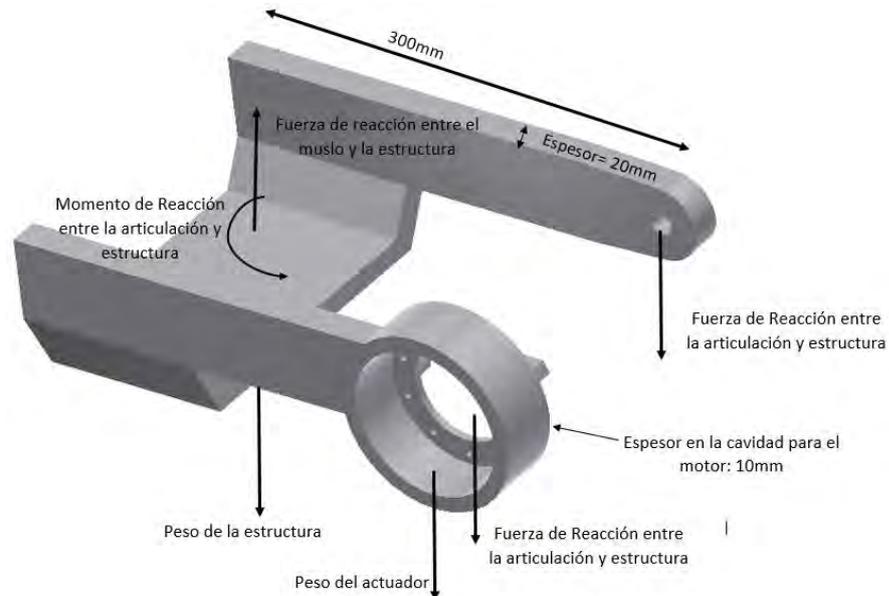


Figura 4.41 DCL de la estructura

En la simulación se aplican las fuerzas de reacción en los extremos articulados, el peso del actuador, el momento de reacción generado por el motor y se activa la opción de consideración de la gravedad para considerar el peso de la estructura. Asimismo, se considera la superficie donde el paciente apoya el muslo como restricción fija ya que en esta superficie se generarán las reacciones para garantizar el equilibrio. Lo anterior se muestra en la Figura 4.42.

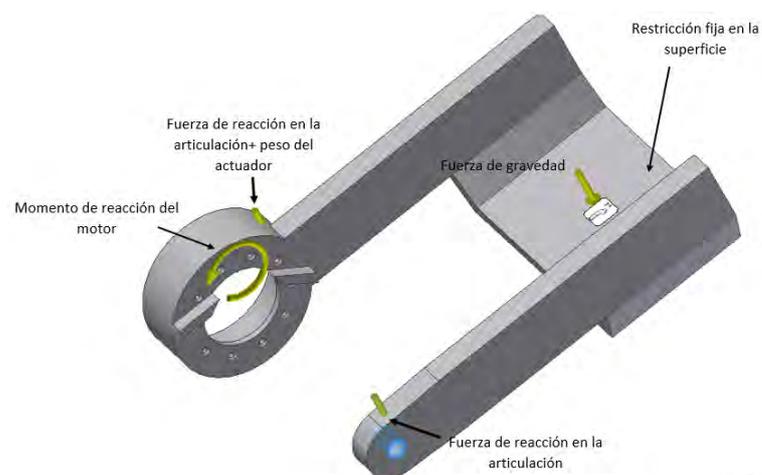


Figura 4.42 Restricciones para la simulación

Como resultado de la simulación, se obtiene valores de Factor de Seguridad mayores a 15, por lo que la estructura no tendrá problemas para resistir las cargas planteadas. Este resultado se muestra en la Figura 4.43.

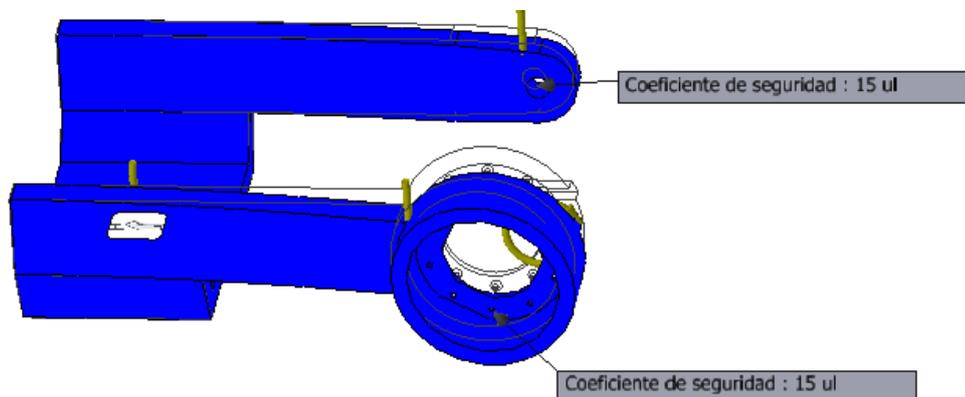


Figura 4.43 Resultados de Factor de seguridad en la simulación de la estructura ajustable al muslo

Asimismo, en la Figura 4.40 se muestran los resultados de valores de deformaciones obtenidos en la simulación, en este caso, debido a que el material es polímero ABS, se presentan deformaciones de décimas de milímetros. Siendo de especial interés la deformación en los agujeros de articulación, ya que en estos puntos se podría generar un desalineamiento de los ejes de rotación en ambos extremos, como se observa en la Figura 4.44, ambos extremos se deforman, el extremo donde se ubica el actuador presenta una deformación de 0.3mm y el extremo donde se ubica el pasador, una deformación de 0.25mm, por lo que el desalineamiento será de 0.05mm, este valor es pequeño y no causará inconvenientes

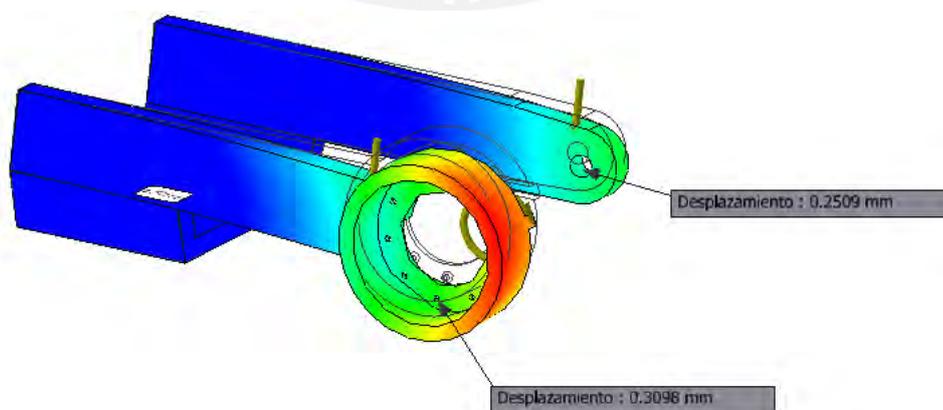


Figura 4.44 Resultados de desplazamiento en la simulación de la estructura ajustable al muslo

CAPÍTULO 5

DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL

En este capítulo se desarrollará el diseño del subsistema electrónico, eléctrico y de control requeridos para el funcionamiento deseado del sistema, para esto se definirá la lógica de funcionamiento del dispositivo y se elaborará el diagrama de flujo correspondiente a dicha lógica. Asimismo, se definirá el diagrama de bloques del dispositivo incluyendo los componentes eléctricos y electrónicos, para posteriormente realizar la selección de estos componentes.

5.1 Lógica de funcionamiento y diagrama de flujo

El dispositivo funcionará según se describió anteriormente en la etapa de diseño conceptual del dispositivo. Se elaboró un diagrama de flujo para el microcontrolador encargado del funcionamiento del dispositivo. Este diagrama se observa en la Figura 5.1, en el cual se muestran los bloques de funciones que existirán en el programa principal del microcontrolador. En un comienzo, se realizan configuraciones iniciales de puertos e inicialización de variables, luego se establece la comunicación entre el microcontrolador y la aplicación en Smartphone vía Bluetooth. Luego de establecerse la comunicación, se mostrará la pantalla principal donde el usuario puede elegir si iniciar un ciclo de rehabilitación o acceder al registro de sesiones previas (Fig. 5.2a). Si el usuario no escoge ninguna opción durante 40 segundos, se finalizará el programa. En el caso de seleccionar la opción de ver registros, se accederá a una pantalla que muestra el registro del progreso de fisioterapia (Fig. 5.2b), luego se podrá volver a la pantalla principal para iniciar un ciclo de rehabilitación. Cuando el usuario (paciente

o fisioterapeuta) elige iniciar un ciclo de rehabilitación, se le solicitará parámetros de rango de flexión, extensión y velocidad angular de trabajo, así como el tiempo del ciclo de rehabilitación (Fig. 5.2b). Se mostrará una pantalla con los parámetros escogidos (Fig. 5.2c) y un botón de parada en caso sea necesario. El microcontrolador se encargará de enviar la señal al actuador para realizar el movimiento de flexión y extensión en la articulación de la rodilla según se requiera, luego de terminar el ciclo de rehabilitación se finalizará el programa.

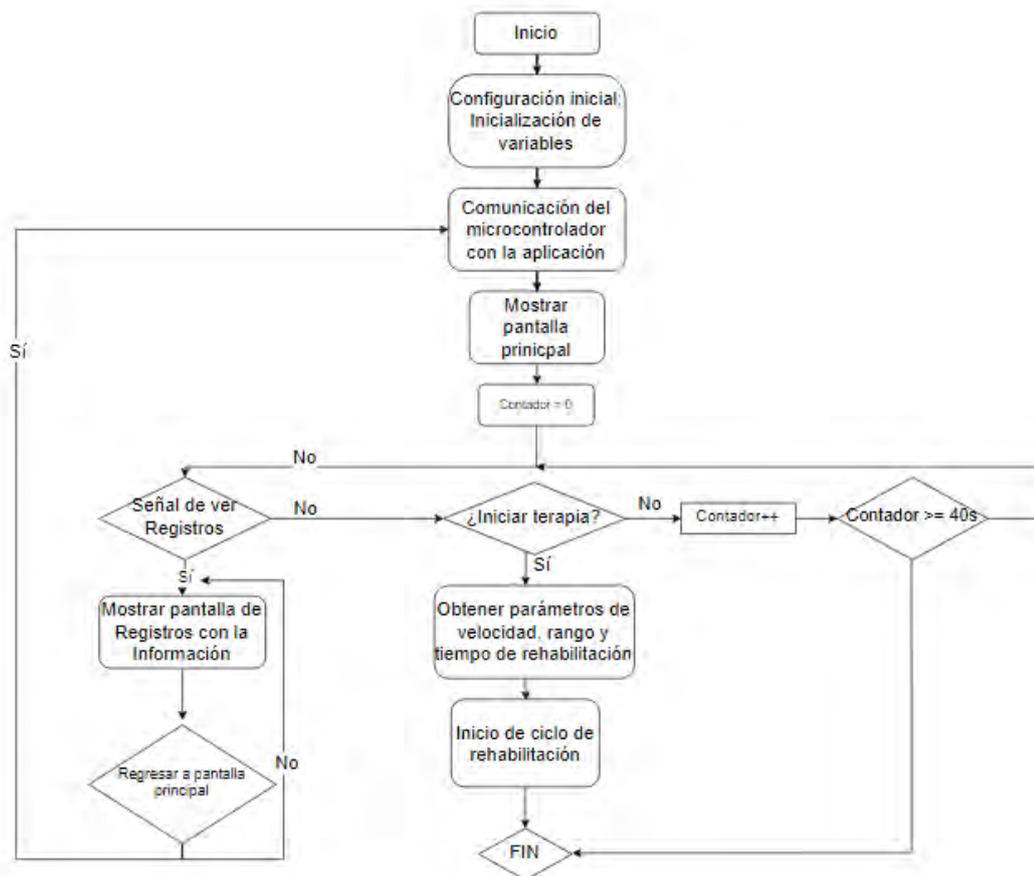


Figura 5.1 Diagrama de flujo

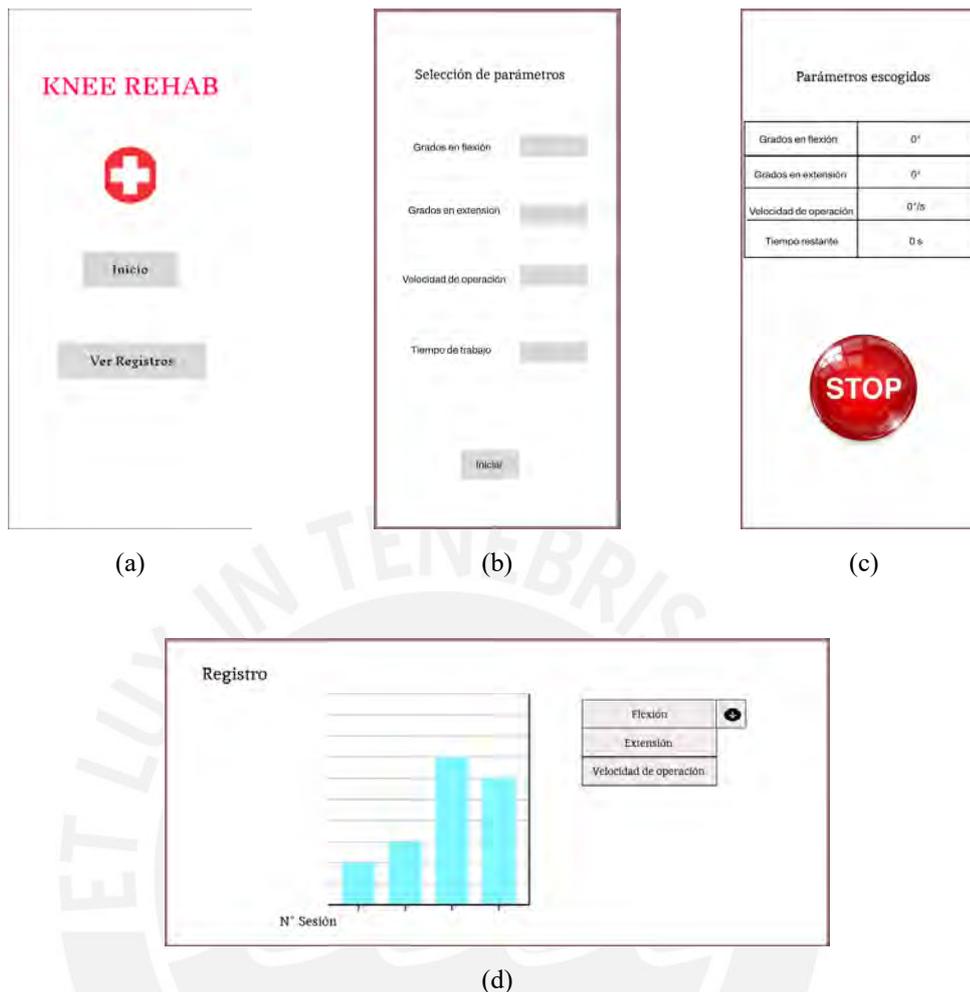


Figura 5.2 Pantallas de la interfaz del dispositivo. (a) Pantalla de Inicio. (b) Pantalla de selección de parámetros. (c) Pantalla de parámetros seleccionados. (d) Pantalla de registros.

En la Figura 5.3, se muestra el diagrama de flujo para el programa encargado de obtener los parámetros de velocidad, rango de flexión y extensión, y tiempo de rehabilitación. Los valores ingresados tienen que ser numéricos para ser válidos, además el ángulo en flexión debe ser menor que el ángulo en extensión, y ambos tienen que estar entre 0° y 155° ; y el valor de velocidad ingresado debe ser mayor a $0^\circ/\text{s}$ y menor a $2.5^\circ/\text{s}$.

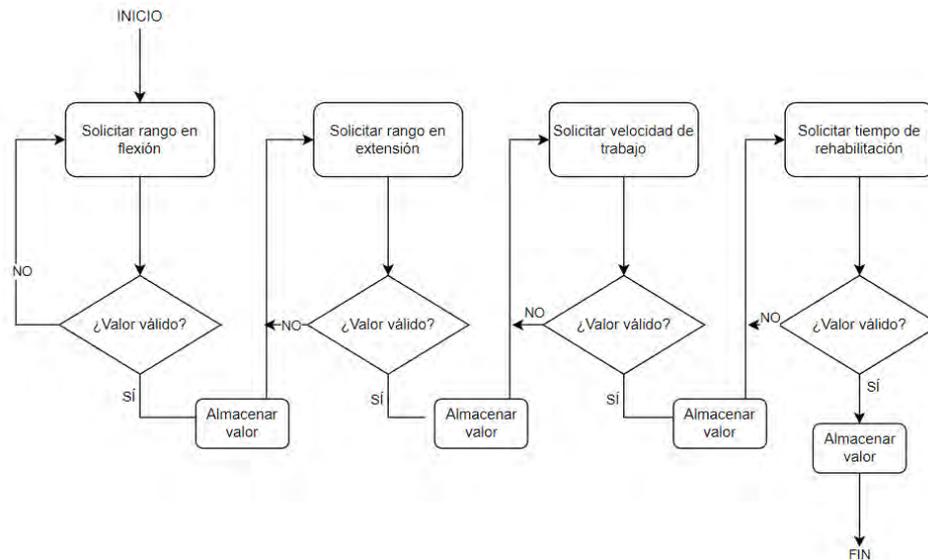


Figura 5.3 Diagrama de flujo de la función para obtener los parámetros

5.2 Diagrama de bloques

En esta sección se presenta la arquitectura de hardware del dispositivo, donde se muestran los componentes electrónicos y eléctricos del dispositivo y las conexiones realizadas entre ellos. En la Figura 5.4 se muestra el diagrama de bloques descrito.

El actuador escogido, RMD X8 PRO, está conformado por el motor, una reducción mediante engranajes planetarios, un *encoder* acoplado a él y un driver (DRC20) encargado de ejecutar acciones de control de posición, velocidad, y torque sobre el motor. El conjunto que conforma el servomotor, es alimentado por una fuente conmutable con un voltaje de 48V. Además, se utiliza un convertor de voltaje para obtener el voltaje requerido por el microcontrolador, es decir la magnitud de la reducción depende del voltaje que necesite el microcontrolador, ya que distintos modelos de microcontrolador requieren distintos niveles de voltaje. Asimismo, se utilizará dos sensores de fin de carrera que detienen el movimiento del motor cuando llega a rangos límites de 0° y 150° en flexión. Por último, se usará un potenciómetro para medir el ángulo de flexión en la rodilla y se proveerá esta información al microcontrolador.

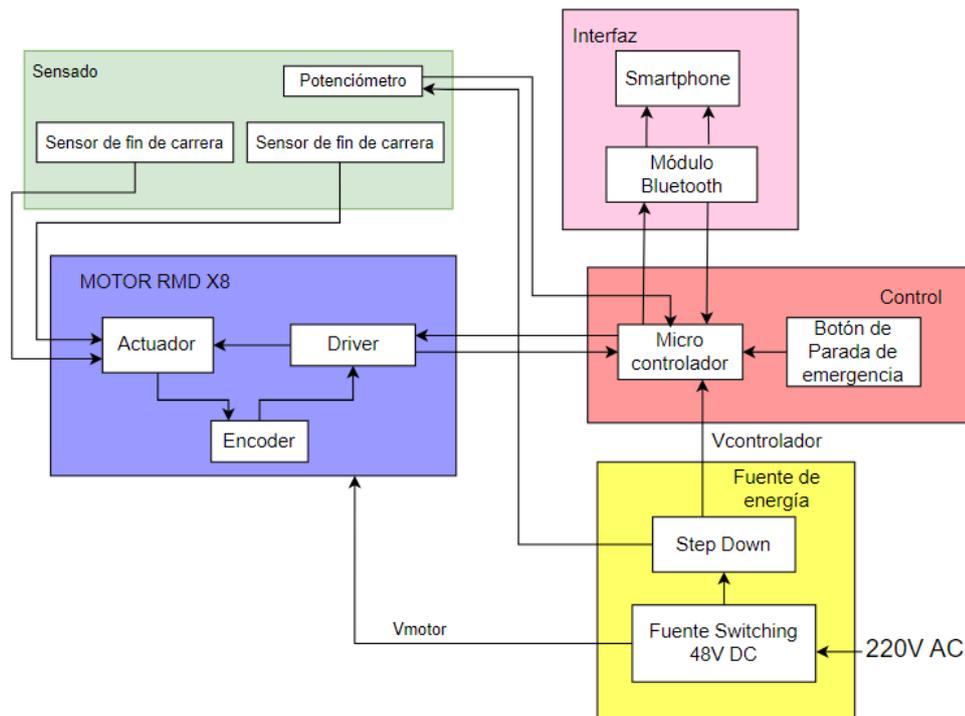


Figura 5.4 Diagrama de bloques del sistema

5.3 Selección de componentes

A partir de el diagrama de bloques elaborado en la Figura 5.4 se seleccionarán los componentes que se presentan en el dispositivo.

Selección de microcontrolador

El microcontrolador se encargará de recibir la información ingresada por el usuario en la interfaz mostrada en el Smartphone, a partir de esta, se activará el actuador con los parámetros de rango y velocidad requeridos.

Se requiere que el microcontrolador cuente con un pin de transmisión y un pin recepción de datos UART, ya que se utilizará una transmisión de datos mediante Bluetooth, además el actuador escogido, utiliza comunicación CAN BUS, por ello se necesitará que el microcontrolador tenga la capacidad de trabajar con este protocolo de comunicación. En la Tabla 5.1 se muestran posibles modelos a escoger. Se selecciona el modelo Teensy 4.0 debido a que cumple los requerimientos mínimos, y posee un costo menor a las otras opciones, además tiene la capacidad de trabar con CAN BUS sin necesidad de módulos adicionales.

Tabla 5.1 Alternativas de microcontrolador

Características	Arduino UNO ¹⁸	Teensy 4.0 ¹⁹	ESP32-C3-DevKitC-02 ²⁰
			
Procesador	ATmega328P	ARM Cortex-M7	Tensilica Xtensa 32-bit LX6
Voltaje operativo (V)	5	5	3.3-5V
Pines digitales	14	13	30
Capacidad de trabajar con CAN BUS	Necesita módulo adicional	3 pines CAN	Necesita módulo adicional
Entradas analógicas	6	14	6
Memoria RAM (KB)	2	1024	520
Frecuencia de reloj (MHz)	16	600	240
Costo (\$)	~23	~20	~10

Selección de módulo Bluetooth

El módulo Bluetooth se encargará de enviar la información desde el microcontrolador al interfaz y de recibir la información que el usuario ingresa por medio de la interfaz en el Smartphone. Debido a que la persona que utilizará el dispositivo se mantendrá en una ubicación cercana al dispositivo (rango menor a 8m), como requerimiento mínimo se tiene que el módulo Bluetooth debe tener un alcance que abarque esta distancia. En la Tabla 5.2 se muestran las alternativas a elegir. Se escoge el modelo HC-05 debido a que se necesita tanto el modo de funcionamiento de maestro como de esclavo, asimismo posee un costo menor al HM10. Además, el paciente no se alejará del controlador del dispositivo durante su funcionamiento, por ello un alcance mayor a 10m no será necesario.

¹⁸ Información e imagen obtenida de Arduino Uno website. Fuente: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>. Consulta: 20/04/2021

¹⁹ Información e imagen obtenida de PJRC store. Fuente: <https://www.pjrc.com/store/teensy40.html>. Consulta: 20/04/2021

²⁰ Información e imagen obtenida de Espressif. Fuente: <https://www.espressif.com/en/products/devkits>. Consulta: 20/04/2021

Tabla 5.2 Alternativas de módulo Bluetooth

Características	HC-05 ²¹	HC-06 ²²	BLE HM-10 ²³
			
Voltaje de operación (V)	3.6-6	3.3-5	3.3-5
Corriente de operación (mA)	50	< 40	8.5
Protocolo de funcionamiento	V2.0	V2.0	V4.0 BLE
Baudrate por defecto	38400	9600	9600
Alcance (m)	10	10	<100
Modo de funcionamiento	Maestro y esclavo	Solo esclavo	Maestro y esclavo
Costo (S/.)	~30	~25	~40

Selección de sensor de fin de carrera

Se hará uso de un sensor de fin de carrera para detectar cuando el dispositivo alcance grados flexión y extensión límites (0° en extensión o 150° en flexión) y cuando llegue a estos límites, detener el movimiento del motor interrumpiendo su alimentación eléctrica. Se requiere que este sensor trabaje al mismo voltaje que el suministrado al motor (48VDC). En la Tabla 5.3 se muestran opciones de sensores de fin de carrera, se seleccionó el modelo ZX10E10C01 debido a que ocupa el menor volumen y su precio es el menor que las otras opciones.

²¹ Información e imágenes obtenidas de Naylamp Mecatronics. Fuente: <https://naylampmechatronics.com/inalambrico/43-modulo-bluetooth-hc05.html> Consulta: 20/04/2021

²² Información e imágenes obtenidas de Naylamp Mecatronics. Fuente: <https://naylampmechatronics.com/inalambrico/24-modulo-bluetooth-hc06.html> Consulta: 20/04/2021

²³ Información e imágenes obtenidas de Naylamp Mecatronics. Fuente: <https://naylampmechatronics.com/inalambrico/133-modulo-bluetooth-40-ble-hm-10.html>. Consulta: 20/04/2021

Tabla 5.3 Alternativas de sensor de contacto

Características	ZX10E10C01 ²⁴	WS10850100F130SA ²⁵	DC1C-A1AA ²⁶
			
Voltaje operativo (VDC)	48	48	48
Ciclos de vida	100,000	100,000	15,000
Fuerza de operación (gf)	150	130	340
Dimensiones (mm)	12.8 x 11.9 x 6.5	18.5 x 8.2 x 13	20 x 11.6 x 6.5
Costo (\$)	~3.6	~3.8	~6.3

Selección de potenciómetro

Este dispositivo cuenta con un potenciómetro que se encarga de medir el ángulo de flexión real que hay en la rodilla del paciente. Para esto, se requiere que tenga rangos de medida de 0° a 150°. En la Tabla 5.4 se muestran opciones de potenciómetros, se seleccionó el modelo P0915N ya que cuenta con el rango de medida necesario y las dimensiones y el precio son menores.

Tabla 5.4 Alternativas de sensor de sensor angular

Características	P091S ²⁷	P0915N ²⁸	ASM Analog sensor ²⁹
			
Rango de medida (°)	300	300	345
Resistencia (KΩ)	10	10	1
Corriente de salida(A)	3	0.5	20m
Memoria RAM (KB)	2	1024	520
Dimensiones (mm)	25.8x9.5x15	17.5x9.5x15	240
Costo (\$)	~2.97	~2.51	~4.3

²⁴ Información e imagen obtenida de Digikey. Fuente: <https://www.digikey.com/es/products/detail/honeywell-sensing-and-productivity-solutions/ZX10E10C01/1248492>. Consulta: 20/04/2021

²⁵ Información e imagen obtenida de Digikey. Fuente: <https://www.digikey.com/es/products/detail/e-switch/WS10850100F130SA/16522041>. Consulta: 20/04/2021

²⁶ Información e imagen obtenida de Digikey. Fuente: <https://www.digikey.com/es/products/detail/zf-electronics/DC1C-A1AA/280836>. Consulta: 20/04/2021

²⁷ Información e imagen obtenida de Digikey. Fuente: <https://www.digikey.com/es/products/detail/tt-electronics-bi/P091S-FC20BR10K/2408860> Consulta: 20/04/2021

²⁸ Información e imagen obtenida de Digikey. Fuente: <https://www.digikey.com/es/products/detail/tt-electronics-bi/P0915N-FC15BR10K/4780740>. Consulta: 20/04/2021

²⁹ Información e imagen obtenida de Sensing website. Fuente: <https://sensores-de-medida.es/catalogo/potenciometro-angular-monovuelta-y-multivuelta/> Consulta: 20/04/2021

Selección de fuente conmutable

Este dispositivo será alimentado por una fuente conmutable para el actuador seleccionado, el cual requiere de un voltaje de entrada de 48V y una potencia de 300W. En este caso se plantean los siguientes requerimientos para la selección de un modelo: Potencia mínima de 330W (110% del actuador), voltaje de entrada a la fuente de 220V AC 60Hz y voltaje de salida de 48V DC. En la Tabla 5.5 se muestran algunas alternativas de fuente conmutable, seleccionándose el modelo HRP-300N-48 pues cumple los requerimientos mínimos y posee el menor costo de las 3 opciones.

Tabla 5.5 Alternativas de fuente conmutable

Características	HRP-300N-48 ³⁰	CUS400M ³¹	PCA300F-48 ³²
			
Voltaje de entrada (VAC)	85-264	85-265	85-264
Frecuencia de entrada (Hz)	47-63	47-63	45-66
Corriente de operación (A)	0-7	0-8.33	0-7
Potencia (W)	336	400	336
Voltaje de salida (VDC)	48	48	48
Eficiencia	89%	87%	89
Costo (S/.)	~378	~651	~40

Selección de conversor de voltaje

Para la selección del conversor se requiere un convertidor de voltaje que acepte de entrada 48VDC y brinde salida 5VDC. En la Tabla 5.6 se muestran opciones para la selección del componente. Se escoge el modelo *Buck Convert Delinx Module* ya que cumple los requerimientos mencionados de voltaje, y su precio y sus dimensiones no son mayores a los demás modelos.

³⁰ Información e imágenes obtenidas de Mauser Electronics.

Fuente: <https://www.meanwellusa.com/webapp/product/search.aspx?prod=HRP-300N#1>. Consulta: 20/04/2021

³¹ Información e imágenes obtenidas de Mauser Electronics.

Fuente: https://www.mouser.pe/datasheet/2/400/CUS400M_Datasheet-2300424.pdf. Consulta: 20/04/2021

³² Información e imágenes obtenidas de Mauser Electronics. Fuente: https://www.mouser.pe/datasheet/2/622/SFE_PCA-1108561.pdf. Consulta: 20/04/2021

Tabla 5.6 Alternativas de conversor de voltaje

Características	GYVRM-K480501 ³³	Buck Convert Delinx Module ³⁴	SMAKN DC ³⁵
			
Voltaje de entrada (VDC)	8-58	5-48	5-60
Corriente de salida (A)	1	2.2	1.5
Potencia de salida(W)	5	35	20
Voltaje de salida (VDC)	5	3.3-33	1.25-30
Dimensiones(mm)	63x28.5x18.1	53x26x28	50x25x14
Costo (\$.)	~10	~12	~11

5.4 Diagramas esquemáticos

A partir de los componentes seleccionados, se elaboró el diagrama general de conexiones mostrado en la Figura 5.5. Los esquemáticos individuales de cada componente se muestran en el Anexo E. El Teensy 4.0 se alimentará del voltaje de 5V brindado por el conversor de voltaje, se comunicará con el servomotor mediante el protocolo CAN. Asimismo, se conectará al módulo *Bluetooth* HC05 mediante 1 pin de transmisión, otro de recepción y un pin que cumple la función de habilitar la comunicación. Además, los sensores de fin de carrera están representados como switches normalmente cerrados que interrumpirán la alimentación del motor cuando se active alguno de ellos. Por último, el potenciómetro se conectará al voltaje brindado por el conversor y enviará la información de su posición angular mediante un pin analógico.

³³ Información e imágenes obtenidas de Amazon. Fuente: www.amzn.com/-/es/dp/B07QZTZ2TD. Consulta: 20/04/2021

³⁴ Información e imágenes obtenidas de Amazon. Fuente: www.amzn.com/-/es/dp/B08B3T9DX4. Consulta: 20/04/2021

³⁵ Información e imágenes obtenidas de Amazon. Fuente: www.amzn.com/dp/B00W8UTRJA. Consulta: 20/04/2021

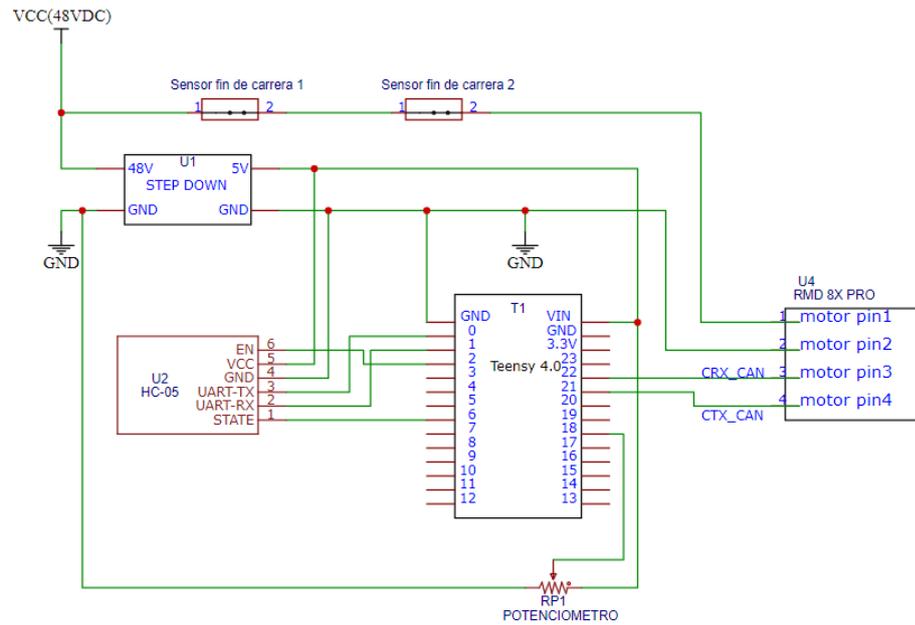


Figura 5.5 Diagrama general de conexiones

5.5 PCB

Se cuenta con 2 tarjetas electrónicas. La primera tarjeta electrónica diseñada, mostrada en la Figura 5.6, alojará al *Teensy* y al módulo *Bluetooth*. Además, cuenta con 2 pines de salida para la comunicación CAN, 3 pines para el potenciómetro y borneras para energizar la tarjeta con los 5V de salida del convertidor tipo *Buck*, el cual se ubicará adyacente a esta tarjeta.

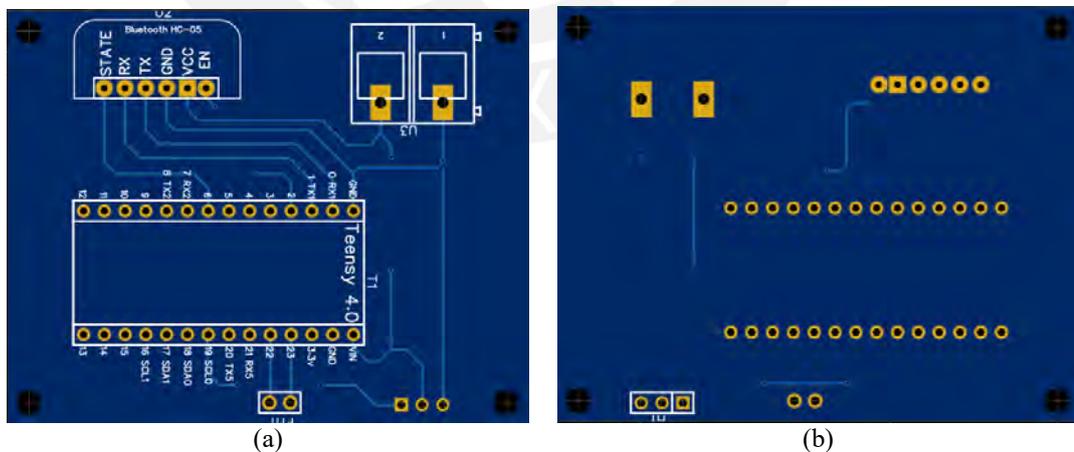


Figura 5.6 PCB (a) Cara superior (b) Cara inferior.

Por otro lado, se cuenta con otra tarjeta electrónica mostrada en la Figura 5.7. Esta tarjeta cuenta con 2 borneras, una de entrada y otra de salida para los 48 VDC, entre ambas borneras, se encuentran 2 *pin headers* que conectan cada uno a un sensor de fin de carrera que funcionan como switches normalmente cerrados, cuando alguno se active se cortará la alimentación del motor.

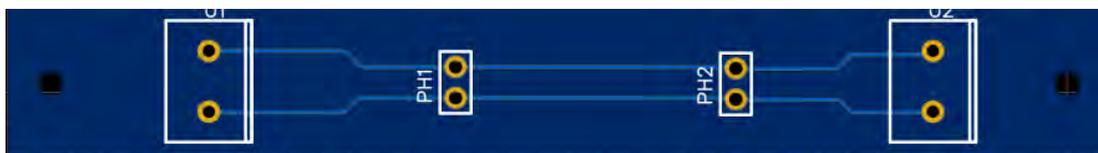


Figura 5.7 PCB de alimentación del motor y sensores de fin de carrera.

5.6 Distribución de componentes

En esta sección, se mostrará la distribución de los componentes electrónicos y la ubicación y alojamiento de estos en un recipiente denominado caja de control. En la Figura 5.8, se observa la distribución mencionada, el PCB contiene los componentes mencionados en la sección anterior, el convertor de voltaje se ubicará al lado como se muestra en la imagen, y la salida de 5VDC se conectará a la entrada de 5VDC del PCB. El convertor será alimentado por la Fuente conmutada seleccionada anteriormente, esta fuente se ubicará en el exterior de la caja. Esta distribución irá fijada a una plancha impresa de ABS mediante tornillos y tuercas, esto se observa en la Figura 5.9.

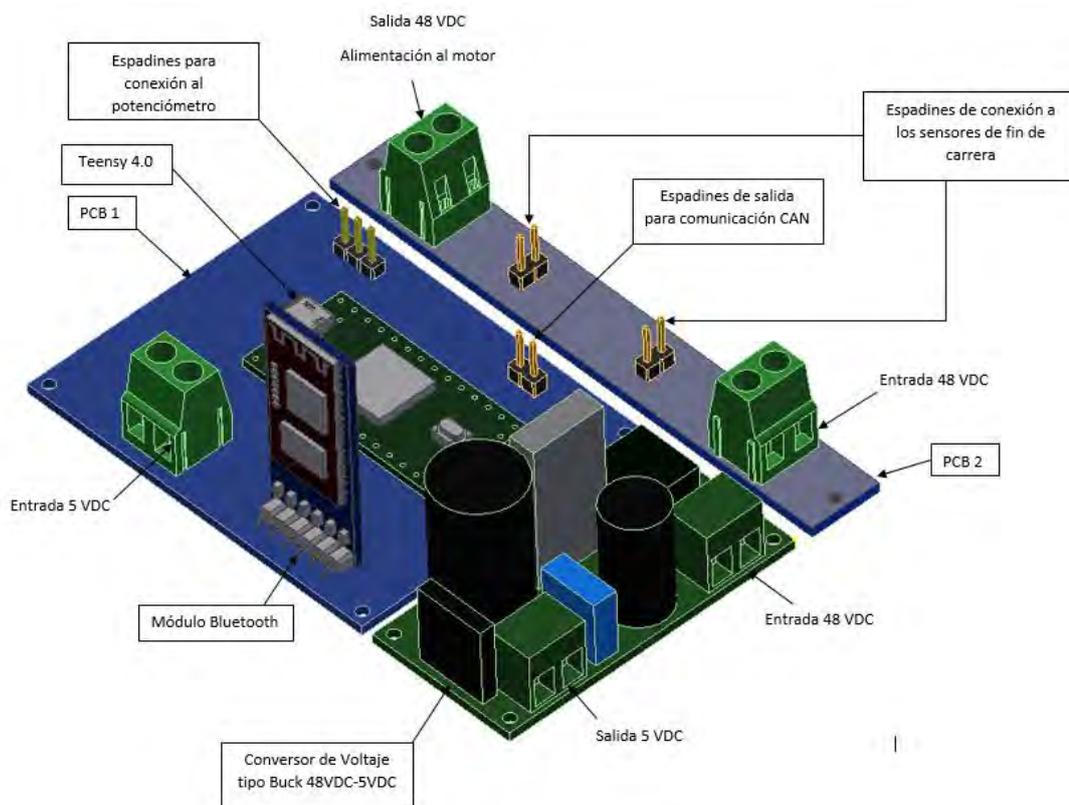


Figura 5.8 Distribución de los componentes electrónicos

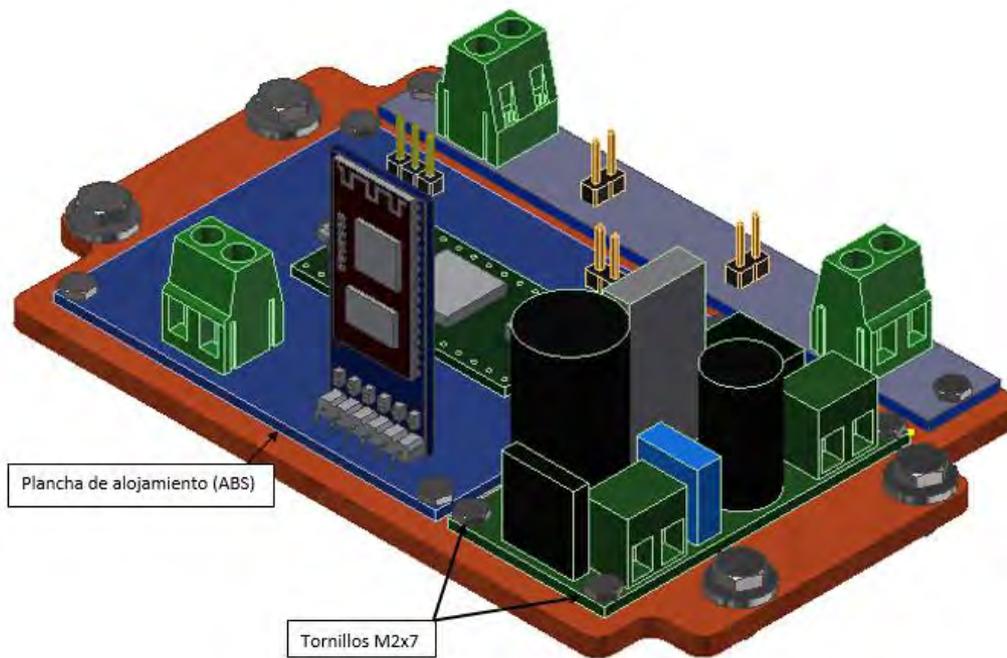


Figura 5.9 Alojamiento en plancha impresa

El conjunto de componentes electrónicos atornillado a la plancha impresa, se ubicará en una caja de aluminio. Esta caja se mecanizará de tal forma que se pueda acoplar un botón de parada de emergencia en la parte superior de ella. Además, contará con agujeros para poder conectar los cables de alimentación de la fuente de 48V al convertidor de voltaje, un agujero en la parte posterior para los cables de comunicación CAN que se conectarán al actuador y un agujero frontal para que la pared de la caja no interfiera con la señal de Bluetooth que envía el módulo que se ubica en la placa. La caja con los agujeros necesarios se muestra en la Figura 5.10.

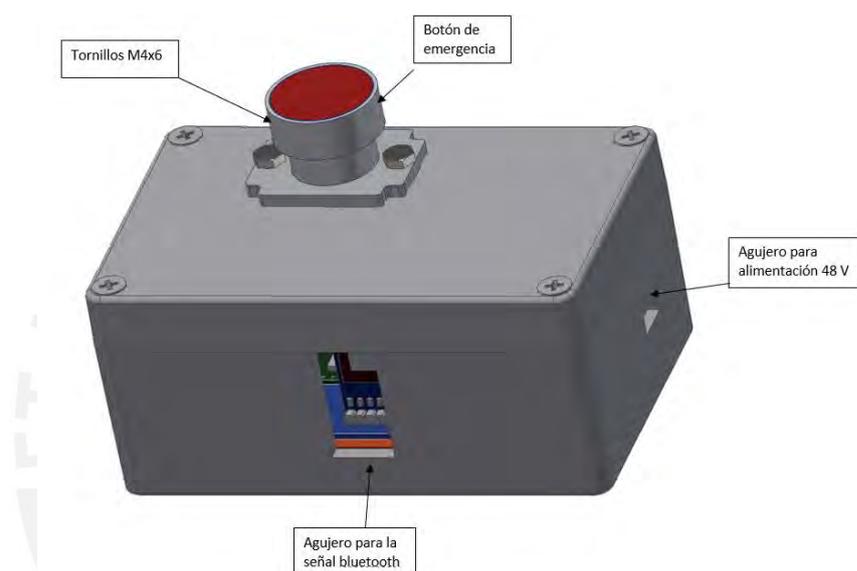


Figura 5.10 Caja de control con agujeros mecanizados

La distribución de componentes dentro de la caja se observa en la Figura 5.11, en la que también se observan los tornillos que ajustan la placa impresa a la caja. El botón de parada de emergencia se encuentra en la caja de control, pero se conectará directamente a la fuente conmutable. De esta forma, cuando se presiona el botón se desenergiza completamente todo el sistema, deteniendo el movimiento.

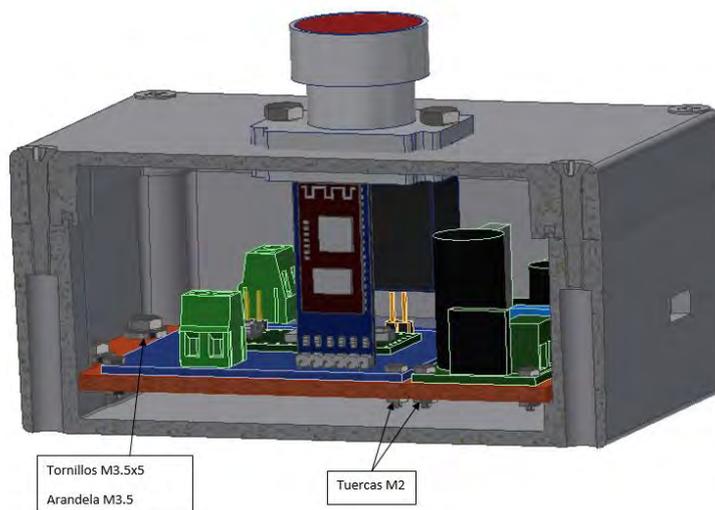


Figura 5.11 Vista seccionada de la caja de control

5.7 Lógica de control del dispositivo de rehabilitación

El actuador escogido (modelo RMD8X-Pro) cuenta con un motor con reductor, un *encoder* absoluto y un controlador tipo PI integrado. El controlador tiene distintas opciones de uso, el fabricante indica que se puede trabajar con un control de posición angular, de velocidad angular y de torque. Para este trabajo, se utilizará la opción de control de velocidad angular especificado en su manual como *Speed Control* ³⁶, opción que permite girar el motor con una velocidad angular definida. Por ello, los datos de entrada serán la velocidad angular, que se utilizará para la rehabilitación, y los rangos de flexión y extensión, que serán posiciones deseadas a las que el actuador debe movilizarse.

Funcionamiento del electrogoniómetro

El potenciómetro alineado con la articulación de la rodilla funciona como una resistencia variable, el Voltaje de Salida del potenciómetro varía según la posición angular en la que se encuentre. El Teensy, mediante un pin analógico, recibe este voltaje y lo escalará para obtener la posición angular de la rodilla

³⁶ Información sobre el control obtenida en el manual proveído por la empresa Gyems. Fuente: <https://www.dropbox.com/s/ulac3ssiemyx949/RMD-X%20user%20manual%20V1.01-EN.pdf?dl=0> Fecha de consulta: 05/06/2021

Se contará con una función que le brinde al actuador los parámetros constantemente para lograr el movimiento deseado. El diagrama de la función mencionada se muestra en la Figura 5.12

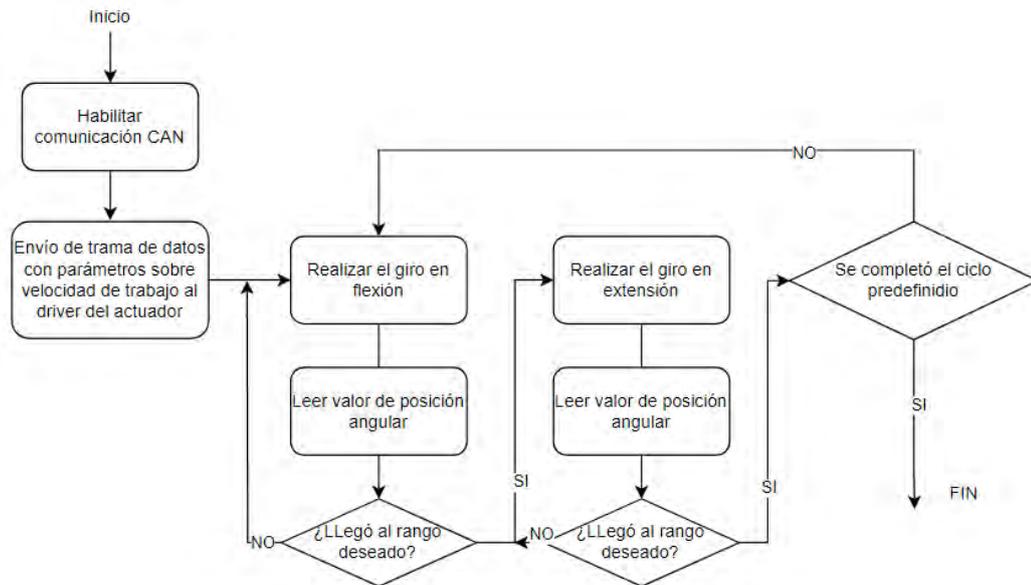


Figura 5.12 Diagrama de la función que controla el motor

En este caso, se iniciará con la pierna en completa extensión, es decir 0° en flexión. Se obtendrán los parámetros de trabajo, los cuales son, límite de rango de flexión, límite de rango en extensión y velocidad de trabajo, y se enviarán los datos al actuador para el control de la velocidad angular. Esta trama de datos tendrá la estructura mostrada en la Tabla 5.7. Como se muestra, se necesitará la dirección de giro (0x00 horario o 0x01 antihorario). Además, se requiere la velocidad angular de trabajo, la cual se ingresará en formato de 32 bits, el rango de este valor será de -250 a 250, esto equivale al rango angular de $-2.5^\circ/s$ a $2.5^\circ/s$, es decir cada bit menos significativo representará $0.01^\circ/s$.

Tabla 5.7 Trama de datos de escritura para control³⁷

Data field	Description	Data
DATA[0]	Command byte	0xA2
DATA[1]	NULL	0x00
DATA[2]	NULL	0x00
DATA[3]	NULL	0x00
DATA[4]	speed control low byte	DATA[4] = *((uint8_t *)&speedControl)
DATA[5]	speed control	DATA[5] = *((uint8_t *)&speedControl)+1)
DATA[6]	speed control	DATA[6] = *((uint8_t *)&speedControl)+2)
DATA[7]	speed control high byte	DATA[7] = *((uint8_t *)&speedControl)+3)

De esta manera, si se desea que el dispositivo se moviliice; por ejemplo, desde 20° en extensión inicial hasta 140° en flexión. Por ello, se necesita que el microcontrolador reconozca cuando se llegó al rango deseado de 140° en flexión, para modificar la trama que se le envía al actuador, y así, realizar el movimiento contrario y regresar a la posición en 20° de extensión. Para ello, el Teensy se encarga de comparar constantemente si la posición angular del potenciómetro coincide con el valor de flexión o extensión deseado. Cuando llega a estos valores, modifica la trama enviada para cambiar el sentido de giro del dispositivo.

³⁷Trama de datos a enviar al actuador, obtenida en el manual proveído por la empresa Gyems.

Fuente:[https://www.dropbox.com/s/2yzt90i10d6dn27/RMD%20servo%20motor%20control%20protocol%20\(CAN%20BUS%20\)V1.61.pdf?dl=0](https://www.dropbox.com/s/2yzt90i10d6dn27/RMD%20servo%20motor%20control%20protocol%20(CAN%20BUS%20)V1.61.pdf?dl=0)

. Fecha de consulta: 05/06/2021

CAPÍTULO 6

DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se presenta el dispositivo con los subsistemas integrados en el dispositivo final, asimismo se presenta la lista de planos, los que incluyen planos de despiece y ensamble que detallan la configuración de piezas y uniones planteadas en el subsistema mecánico. Además, se mostrará una estimación de costos de materiales, de componentes y de fabricación necesarios para la implementación del dispositivo.

6.1 Dispositivo Integrado

Los subsistemas, mecánico, electrónico y de control, mostrados en las secciones anteriores conformarán el dispositivo integrado final. En la Figura 6.1 se observa el dispositivo integrado.

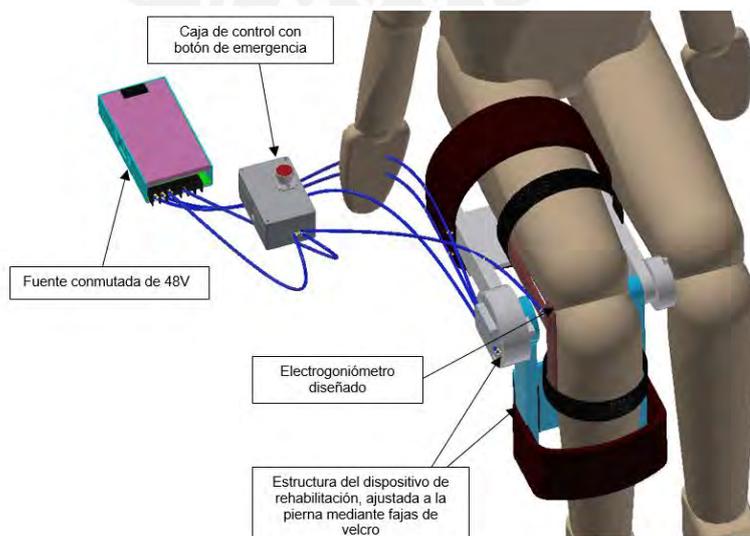


Figura 6.1 Dispositivo integrado

6.2 Planos

Los planos correspondientes al sistema se mencionan en la Tabla 4.9, los planos se adjuntan en el Anexo F.

Tabla 6.1 Planos del sistema

Descripción	Código de Plano
Ensamble general del dispositivo de rehabilitación	E1-A1
Estructura ajustable al muslo	DE1-A1
Estructura ajustable a la pierna	DE1-A1
Buje Inferior	DE2-A2
Buje Superior	DE2-A2
Tapa de contrapeso	DE2-A2
Plancha electrónica	DE2-A2
Ensamble del electrogoniómetro	E2-A3
Barra de electrogoniómetro ajustable al muslo	DE3-A2
Barra de electrogoniómetro ajustable a la pierna	DE3-A2
Código de Plano: XX N- A YY XX: E para plano de ensamble, DE para plano de despiece. N: Número de plano. A_YY: Tamaño de hoja de plano según DIN 476.	

6.3 Estimación de Costos

En esta sección se mostrarán los costos del dispositivo, estos serán estimados a partir de precios referenciales, se incluirán el costo de diseño, el costo del dominio mecánico y el costo de componentes electrónicos.

Costo de diseño

Este costo involucra las horas invertidas en el desarrollo del diseño del dispositivo. Para ello, se considerará un sueldo mensual de un ingeniero mecatrónico egresado de S/. 3,000³⁸ con 160 horas mensuales de trabajo, se obtiene una tarifa de S/. 18.75 por hora. La tarifa de una asesoría especializada, en este caso será el asesor de Tesis, se estima en S/. 140 por hora. Obteniendo el monto total de S/.5840.00 mostrado en la Tabla 6.2.

³⁸ Salario publicado por La República. Fuente: <https://larepublica.pe/economia/1301786-conoce-gana-profesional-mecatronica-robotica/>. Fecha de consulta: 18/07/2021.

Tabla 6.2 Costo de diseño

Personal	Horas Semanales	Semanas	Tarifa S./hora	Subtotal
Diseñador	12	16	18.75	3,600.00
Asesoría especializada	1	16	140.00	2,240.00
			Monto (S)	5,840.00

Costo de Dominio Mecánico

Los costos estimados de los elementos del diseño mecánico se muestran en la Tabla 6.3. En ella se incluyen costo de impresión en 3D; piezas fabricadas por otros procesos, en el costo estimado de estas piezas se incluye el costo de la materia prima y del proceso de mecanizado; por último, el costo de piezas estándar. Todos los costos presentados en la Tabla incluyen IGV.

Tabla 6.3 Costo de componentes mecánicos

Componentes del diseño mecánico	Cantidad	Costo(S/.)	Subtotal
Impresión 3D (ABS)			
Estructura ajustable a la pierna	1	165.00	165.00
Estructura ajustable a la pierna	1	189.00	189.00
Plancha Electrónica	1	38.00	38.00
Tapa de contrapeso	1	32.00	32.00
Barra de electrogoniómetro ajustable al muslo	1	55.00	55.00
Barra de electrogoniómetro ajustable a la pierna	1	60.00	60.00
Piezas Fabricadas			
Buje superior	1	50.00	50.00
Buje inferior	1	50.00	50.00
Contrapeso	1	80.00	80.00
Piezas estándar			
Arandela de presión M4	3	0.10	0.30
Tornillo de cabeza avellanada M4x8	10	0.90	9.00
Tornillo de cabeza hexagonal M4x30	3	1.10	3.30
Tornillo de cabeza hexagonal M3.5x7	4	0.90	3.60
Tornillo de cabeza hexagonal M2x5	8	0.80	6.40
Remache Ø3x6	2	4.00	8.00
Pasador Ø3x36	1	2.00	2.00
Separador ø4x5	3	0.90	2.70
			Monto (S)
			751.60

Costo de Componentes Electrónicos

Los costos estimados por componentes electrónicos se muestran en la Tabla 6.4, considerando el tipo de cambio vigente al 23 de mayo de 2023 de 3.69 soles por dólar. Se considera tanto el precio de lista de los componentes como el costo de la importación.

Tabla 6.4 Costo de los componentes electrónicos

Componente	Cant.	Costo unitario(\$)	Precio de envío (\$)	Subtotal
Motor RMD 8x	1	448.00	26.22	474.22
Teensy 4.0	1	19.95	12.64	32.59
Modulo Bluetooth HC05	1	7.05	0.00	7.05
Potenciómetro	1	2.51	6.99	9.50
Sensor de fin de carrera	2	3.65	6.99	14.29
HRP-300N-48 Fuente conmutada	1	92.94	35.00	127.94
Buck Convert Delinx Module	1	12.00	29.67	41.67
PCB	2	4.00	12.64	20.64
Monto (\$)				727.90
Monto (S/.)				2,685.95

Costos Logísticos

Los costos logísticos de este trabajo involucran el transporte de las piezas a centros de manufactura o de ensamble, para ello, se incluirá el alquiler de movilidad por 1 día, este costo se estimará en S/.60 por día, y el precio del combustible usado, este valor se estimará en S/.100. Por lo tanto, los costos logísticos representan una suma de S/.160.

Costos de ensamble y pruebas

Este costo involucra la prueba de componentes electrónicos adquiridos, su calibración; el ensamble integral del dispositivo y las pruebas respectivas de este para verificar su funcionamiento.

Debido a que estos procedimientos no necesitan de un personal altamente especializado, se considera que lo realizará sola persona con una tarifa horaria de S/.10. El monto resultante se puede observar en la Tabla 6.5, este asciende a S/.250.

Tabla 6.5 Costo de ensamble y pruebas

Procedimiento	Tiempo (horas)	Tarifa (S/. / hora)	Costo (S/)
Prueba de componentes electrónicos	6	10	60
Ensamble del dispositivo	7	10	130
Pruebas del dispositivo ensamblado	12	10	120
Monto(S/.)			250

Estimación de costo total

En la Tabla 6.6 se muestra la suma de los costos estimados en párrafos anteriores, los cuales se sumarán para obtener el costo estimado total del dispositivo. En el caso de

producción en masa, el costo de diseño (S/. 5,840) solo se incluiría una vez; por ello, el costo de diseño considerado en el precio final del producto, dependerá de la cantidad de dispositivos a fabricar.

El costo estimado para la fabricación del dispositivo, sin considerar costo de diseño, es de aproximadamente S/. 3,200.00.

Tabla 6.6 Costo total de fabricación del dispositivo

Concepto	Valor (S/.)
Costo de componentes mecánicos	751.60
Costo de componentes electrónicos	2,685.95
Costos logísticos	160.00
Costos de ensamble y pruebas	250.00
Imprevistos (10%)	384.76
Monto total (S/.)	3,437.55

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

En el análisis de cargas presentes en el dispositivo se consideró suficiente un análisis estático, ya que las cargas inerciales que aparecen en un análisis dinámico no son considerables. Esto se debe a que las velocidades y aceleraciones de funcionamiento consideradas son bajas.

El diseño planteado presenta gran portabilidad debido a su tamaño reducido; sin embargo, esto se ve limitado debido al uso de una fuente conmutada que va conectada a una toma de corriente. Si se considera que se desea mayor portabilidad en el diseño, podría evaluarse remplazar la fuente por una batería que brinde el mismo voltaje (48 VDC).

Se podría considerar el uso de una base de datos para brindar un seguimiento a múltiples pacientes a la vez. Además, el uso de esta herramienta podría facilitar el estudio de cómo diferentes pacientes reaccionan de distintas formas al programa de fisioterapia propuesto.

Se recomienda que el paciente se encuentre sentado en una posición cómoda durante el funcionamiento del dispositivo, además, será conveniente que se cuente con una superficie donde pueda recostar la espalda, ya que deberá mantenerse en esa posición durante todo el ciclo de rehabilitación.

CONCLUSIONES

La metodología VDI 2221 ha permitido obtener el diseño de un equipo para la rehabilitación pasiva de rodilla, a partir de un concepto de solución óptimo planteado; este diseño incluye el subsistema mecánico, eléctrico y de control, así como la integración de estos en el dispositivo ensamblado.

La selección del actuador (RMD 8X PRO), el cual consiste en un servomotor integrado a un *encoder* y un controlador, permite que el dispositivo diseñado no ocupe mucho espacio, debido a que todos estos componentes están incluidos dentro de la carcasa del actuador. Asimismo, el control integrado del actuador permite un movimiento con velocidad angular constante, y de esta manera satisfacer los requerimientos cinemáticos y cinéticos del dispositivo (ver sección 3.1).

La inclusión de un contrapeso al extremo contrario donde se ubica el servomotor, evita que se genere un momento torsor que podría causar algún movimiento inesperado capaz de dañar la rodilla del paciente.

La estimación de los costos de componentes electrónicos y mecánicos, ensamble, pruebas, logísticos permiten obtener un costo aproximado de fabricación de S/. 3,440. Además, se estimó un costo de diseño para el dispositivo de S/. 5,840, en caso de fabricar numerosos dispositivos, este último costo puede ser distribuido según se prevea una producción mayor a la unidad.

BIBLIOGRAFÍA

- [Akdoğan, 2009] Akdoğan, E., Taçgın, E., & Adli, M. A. (2009). Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 20(2), 195–202. doi:10.1007/s10845-008-0225-y. Recuperado de: <https://doi.org/10.1007/s10845-008-0225-y>
- [Alkan, 2013] Alkan, B. M., Fidan, F., Tosun, A., & Ardiçoğlu, Ö. (2013). Quality of life and self-reported disability in patients with knee osteoarthritis. *Modern Rheumatology*, 24(1), 166–171. Recuperado de: <https://doi.org/10.3109/14397595.2013.854046>
- [Álvarez 2008] Álvarez, J. R., López-Silvarrey, F. J., Martínez, J. S., Melen, H. M., & Arce, J. L. (2008). Rehabilitación del paciente con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA). Revisión. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 8(29), 62-92. Recuperado de: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=54222978004>
- [Ayoade, 2014] Ayoade, M., & Baillie, L. (2014). A novel knee rehabilitation system for the home. *Proceedings of the 32nd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '14*. Recuperado de: [10.1145/2556288.2557353](https://doi.org/10.1145/2556288.2557353)
- [Bollen, 2000] Bollen, S. (2000). Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. *British journal of sports medicine*, 34(3), 227-228. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1763268/>
- [BTL, 2020] BTL. (2020). CPMotion. Recuperado de: <https://www.btlnet.es/productos-fisioterapia-cpmotion>
- [Clark, 2015] Clark, N. C. (2015). (vii) The role of physiotherapy in rehabilitation of soft tissue injuries of the knee. *Orthopaedics and Trauma*, 29(1), 48–56. doi:10.1016/j.morth.2014.11.008. Recuperado de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877132714001614>.
- [Chaffin, 1991] D. B. Chaffin and G. B. J. Andersson, *Occupational Biomechanics*. Second Edition. Canada: The Courier Companies, TNC. 1991. Recuperado de: <https://www.wiley.com/en-us/Occupational+Biomechanics%2C+4th+Edition-p-9780471723431>
- [Chang-Soo Han, 2020] Han et al, (2020). *Knee Joint Rehabilitation Instrument*. Estados Unidos. Recuperado de: <https://patents.google.com/patent/US20200030174A1/en>
- [Contreras, 2007] Contreras M., (2007) Tabla de valoración nutricional antropométrica Varones (5 a 19 años), Recuperado de: <https://repositorio.ins.gob.pe/xmlui/bitstream/handle/INS/239/CENAN-0081.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [De Canepari, 2014] De Canepari, A. C., Varela, M. P. L., Rodriguez, V. T., Fernández, P. R., Seijas, M. A., & Fuentes, J. V. (2014, May). Valoración radiológica de la rodilla: anatomía, semiología y patologías mas frecuentes. *European Congress of Radiology-SERAM* 2014. Recuperado de: https://teleduccion.medicinaudea.co/pluginfile.php/242714/mod_resource/content/1/radiologia%20rodilla.pdf
- [Driscoll, 2000] O Driscoll, S. W., & Giori, N. J. (2000). Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(2), 179-188. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10850824/>

- [Glover, 2002] Glover, W. (2002). Work-related Strain Injuries in Physiotherapists: Prevalence and prevention of musculoskeletal disorders. *Physiotherapy*, 88(6), 364-372. Recuperado de: [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60749-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60749-3)
- [González-Sandoval, 2017] González-Sandoval, C., Velázquez-Castro, J., Ruiz-Aguirre, J., & Beltrán-Ramírez, J. (2017). Rehabilitador multiterapéutico post-operatorio de rodilla controlado vía inalámbrica por dispositivos inteligentes (Smartphones). *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, 3(1), 218-222. Consultado de: <http://memorias.somib.org.mx/index.php/memorias/article/view/43>
- [Hamill, 2006] Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). Biomechanical basis of human movement. Lippincott Williams & Wilkins. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/304952488_Biomechanical_basis_of_human_movement
- [Hall, 2016] Hall (2016). *Knee Rehabilitation Device*. Estados Unidos. Recuperado de: <https://patents.google.com/patent/US9655803?q=knee+rehabilitation>
- [Koller-Hodac, 2011] Koller-Hodac, A., Leonardo, D., Walpen, S., & Felder, D. (2011). Knee orthopaedic device how robotic technology can improve outcome in knee rehabilitation. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. doi:10.1109/icorr.2011.5975347. Recuperado de: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5975347>
- [Le, 2013] Le, N. B., Nguyen, H. N., Nguyen, D. A., & Vo, H. D. (2013). Study on Mechanical Adaptive Design, Construction and Control of Knee Continuous Passive Motion Machine. *Journal of Automation and Control Engineering Vol, 1*(3). Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/260392937_Study_on_Mechanical_Adaptive_Design_Construction_and_Control_of_Knee_Continuous_Passive_Motion_Machine
- [Lensen, 2003] Lensen, A. F., De Bie, R. A., Bulstra, S. K., & Van Steyn, M. J. A. (2003). Continuous passive motion (CPM) in rehabilitation following total knee arthroplasty: a randomised controlled trial. *Physical therapy reviews*, 8(3), 123-129. Recuperado de: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1179/108331903225003019>
- [Mitchell, 2005] Mitchell, C., Walker, J., Walters, S., Morgan, A. B., Binns, T., & Mathers, N. (2005). Costs and effectiveness of pre- and post-operative home physiotherapy for total knee replacement: randomized controlled trial. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 11(3), 283–292. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15869558/>
- [Nordin, 2001] Nordin, M., & Frankel, V. H. (Eds.). (2001). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins.
- [Panesso, 2008] Panesso, M. C., Trillos, M. C., & Tolosa Guzmán, I. (2008). Biomecánica clínica de la rodilla. Editorial Universidad del Rosario. Recuperado de: <https://repository.urosario.edu.co/handle/10336/3693>
- [Romero-Acevedo, 2018] Romero-Acevedo, M., Guatibonza, A., & Velasco-Vivas, A. (2018). Modular Knee-Rehabilitation Device: Configuration and Workspace of assisted physical therapy routines. 2018 IEEE 2nd Colombian Conference on Robotics and Automation (CCRA). doi:10.1109/ccra.2018.8588129. Recuperado de: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8588129>
- [Woo, 1999] Woo, S. L.-Y., Debski, R. E., Withrow, J. D., & Janshjek, M. A. (1999). Biomechanics of Knee Ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(4), 533–543. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10424228/>
- [Tözeren, 1999] Tözeren, A. (1999). *Human body dynamics: classical mechanics and human movement*. Springer Science & Business Media.

- [Watson, 2000]Watson, T. (2000). *The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice*. *Manual Therapy*, 5(3), 132–141. doi:10.1054/math.2000.0363. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11034883/>
- [Weinberg, 2007]Weinberg, B., Nikitzuk, J., Patel, S., Patrilli, B., Mavroidis, C., Bonato, P., & Canavan, P. (2007). Design, Control and Human Testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. doi:10.1109/robot.2007.364113. Recuperado de: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4209731>



ANEXO A ANATOMÍA DE LA RODILLA

Huesos

Los huesos presentes en la articulación de la rodilla son tres: En primer lugar, el fémur, es el hueso más largo del cuerpo humano, la sección inferior del fémur cuenta con dos protuberancias conocidas como cóndilos separados por el espacio denominado fosa intercondílea, estos cóndilos entran en contacto con la tibia para formar la unión tibiofemoral. En segundo lugar, la tibia, en su región proximal, presenta los platillos tibiales que alojan a los cóndilos femorales, en esta zona se alojan a los meniscos. Por último, la rótula o patela, es un hueso sesamoideo triangular, es una estructura de protección de la articulación y promueve el movimiento [Panesso, 2008]. Estos huesos se pueden apreciar en la Figura A.1.



Figura A.1 Radiografía de la rodilla [de Canepari,2014].

Tejidos Blandos

Los principales tejidos blandos son los siguientes: La cápsula articular recubre la articulación en toda su extensión brindándole a la articulación estabilidad; asimismo se encuentra la membrana sinovial, cuya función principal es la de lubricar unión mediante el líquido sinovial. Debido a que los cóndilos femorales son superficies convexas y los platillos tibiales tienen una superficie plana, se necesita de una estructura que soporte esta unión entre las superficies, esta función la cumplen los meniscos. Por último, los ligamentos son componentes que unen a los huesos y estabilizan a la articulación, bloqueando los movimientos fuera del rango natural de

las personas [Panesso, 2008]. En la Figura A.2 se detallan los ligamentos presentes en la articulación.

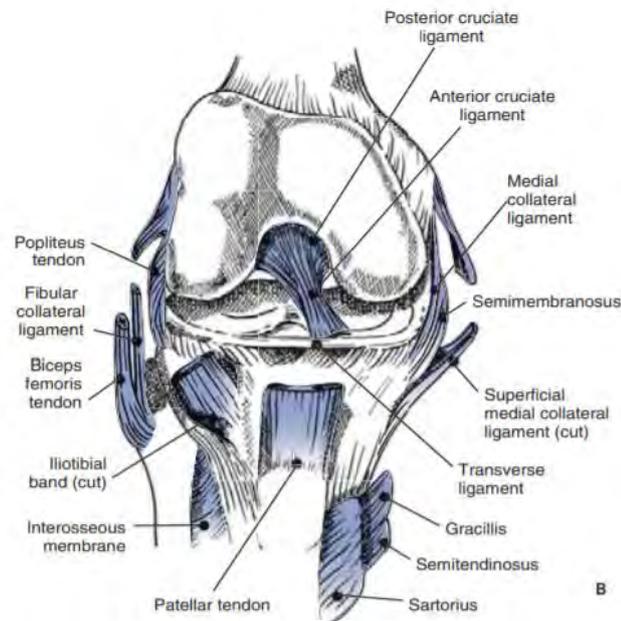


Figura A.2 Ligamentos en la rodilla [Nordin, 2001].

Músculos

Por último, los músculos cumplen 3 funciones relacionadas a la locomoción del cuerpo, producen movimiento, ayudan a la estabilidad articular y mantienen la postura y posición del cuerpo [Hamill, 2006]. Existen 2 conjuntos de músculos importantes para el movimiento de la rodilla, el primero es el grupo flexor, encargado de la flexión, este grupo de músculos también son conocidos como músculos isquiotibiales, los cuales están conformados por el bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso [Hamill, 2006]; se pueden apreciar estos músculos en la Figura A.3.

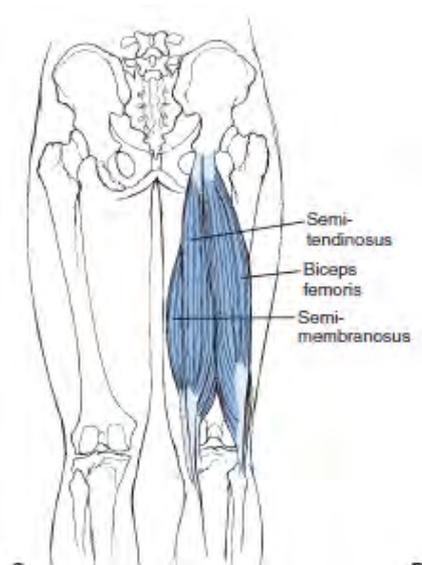


Figura A.3 Músculos flexores de la rodilla [Hamill, 2006]

Por otro lado, el grupo muscular cuádriceps femoral (grupo extensor) es el encargado de la extensión. Este grupo muscular está conformado por 4 músculos, el músculo recto femoral, músculo vasto lateral, músculo vasto medial y el músculo vasto intermedio [Hamill, 2006]; estos músculos se pueden apreciar en la Figura A.4.



Figura A.4 Músculos extensores de la rodilla³⁹

³⁹ Imagen obtenida de Health Science Journal. Recuperado de: <https://healthjournals.wordpress.com/2017/03/30/emg-asymmetry-of-selected-knee-extensor-muscles-in-sustained-squat-posture-a-yogic-posture-of-athletes-in-relation-to-their-gender-and-performance/>

El grupo extensor es, comúnmente, el más fuerte de ambos conjuntos, llegando a ser hasta 3 veces más fuerte que el grupo flexor, debido a su constante trabajo funcional en la desaceleración de la pierna y la contracción continua para contrarrestar la gravedad [Hamill, 2006].



ANEXO B

TÉCNICAS EN REHABILITACIÓN

Técnicas en rehabilitación

Existen distintos tratamientos en la rehabilitación de la rodilla, por lo que el planeamiento del programa de fisioterapia está sujeto al tipo de lesión y a las condiciones del paciente. Por lo tanto, en esta sección se mencionarán los programas de rehabilitación usados en la rehabilitación de la rodilla. Clark define que la fisioterapia cuenta con tres técnicas principales: terapia manual, electroterapia y terapia de ejercicio [Clark, 2015].

Terapia manual

La terapia manual involucra la manipulación directa del fisioterapeuta, como la mostrada en la Figura B.1 Terapia Pasiva de la rodilla. Por un lado, se utiliza la masoterapia, la cual es un conjunto de técnicas que se basan en el dolor, presión y flujo sanguíneo y movimiento muscular [Lacomba, 2006]. Por otro lado, la rehabilitación pasiva, es la técnica que implica que el fisioterapeuta movilice la pierna sin participación del paciente; se usa cuando el paciente presenta escaso rango de movimiento en la articulación del paciente, generalmente luego de una intervención quirúrgica. El movimiento pasivo que se efectúa es el de flexión y extensión. El principal objetivo de la terapia pasiva es la de aumentar el rango de movimiento del paciente afectado por una rigidez que limita dicho rango.

En el caso de una rehabilitación de paciente quirúrgico con lesión del ligamento cruzado anterior, la recuperación del rango de movimiento es una prioridad, y se busca obtener la extensión completa y una flexión a 90° durante la primera semana postoperatoria [Álvarez, 2008].



Figura B.1 Terapia Pasiva de la rodilla⁴⁰

Electroterapia

La base de esta terapia es la aplicación de energía externa al cuerpo para estimular los receptores nerviosos presentes en los músculos, principalmente para disminuir el dolor [Watson, 2000]. Los dispositivos usados, más representativos de esta técnica, son los TENS (Transcutaneous electrical nerve simulation), los cuales aplican pulsos eléctricos a través de electrodos colocados en la pierna (Figura B.2), variando la intensidad de corriente suministrada y la frecuencia de esta.



Figura B.2 Aplicación de TENS.⁴¹

Terapia de ejercicio

Este campo es dividido por Clark [Clark, 2005] en 5 grupos:

A) Entrenamiento de propiocepción: La propiocepción es el mecanismo sensorial que informa al cuerpo sobre la estabilidad de la articulación. Las lesiones suelen dañar estos mecanorreceptores, por lo que se debe considerar ejercicios de propiocepción para

⁴⁰ Imagen obtenida de Innova asistencial. Recuperado de: <https://www.innovaasistencial.com/blog/movilizaciones-pasivas-2/>

⁴¹ Imagen obtenida de un vídeo del canal Quirumed: ¿Cómo utilizar el electroestimulador TENS EMS MH8001? Recuperado de: https://www.youtube.com/watch?v=qURu1Y_hE7w

mejorar la estabilidad en la rodilla. Cualquier movimiento activo puede ser considerado ejercicio de propiocepción.

B) Entrenamiento de fortalecimiento muscular: Este entrenamiento es considerado importante debido a que los músculos involucrados en el movimiento de la rodilla se encargan no solamente de activar el movimiento, si no de proteger la rodilla de movimientos bruscos, por ello es necesario recuperar la fuerza muscular perdida luego de sufrir una lesión u operación. Un ejemplo de ejercicio realizado en este entrenamiento se ve en la Figura B.3.



Figura B.3 Fortalecimiento muscular [Clark, 2005]

C) Entrenamiento de balance y perturbación: El entrenamiento de balance exige al paciente a realizar los movimientos necesarios para encontrar un punto de equilibrio. Un ejemplo de este tipo de ejercicios es el mostrado en la Figura 2.4, en el cual el paciente está parado sobre una plataforma inestable y debe buscar mantenerse en equilibrio. Además, el fisioterapeuta aplicará perturbaciones tratando de desequilibrar al paciente.



Figura B.4 Entrenamiento de balance [Clark, 2005]

D) Entrenamiento Pliométrico: Este entrenamiento consiste en realizar saltos (Figura 2.5) con la técnica adecuada y supervisada por el fisioterapeuta para evitar posibles daños en el paciente. Estos ejercicios mejoran el equilibrio del paciente. Adicionalmente, el fisioterapeuta debe de instruir al paciente sobre la alineación óptima de tronco-cadera-rodilla-tobillo y la forma más eficiente de aterrizar para absorber las fuerzas sin provocar daños.



Figura B.5 Entrenamiento Pliométrico [Clark, 2005]

E) Entrenamiento de carrera: Este entrenamiento involucra todos los entrenamientos antes mencionados, ya que cuando una persona corre, la articulación está sometida a muchos ciclos de marcha a diferentes velocidades sobre diferentes terrenos, lo cual varía también las fuerzas generadas en la rodilla.

ANEXO C MATRIZ MORFOLÓGICA

A continuación, se elaborará una matriz morfológica dividida en los dominios planteados en la estructura de funciones obtenida en la sección anterior, a partir de la cual se elaborarán los conceptos de solución planteados en secciones posteriores. La Tabla C.1 corresponde al dominio mecánico; la Tabla C.2, al dominio de actuadores; la Tabla C.3, al dominio eléctrico; la Tabla C.4, al dominio de sensores; la Tabla C.5, al dominio de control y la Tabla C.6 al dominio de Interfaz.

Tabla C.1 Matriz Morfológica del Dominio Mecánico

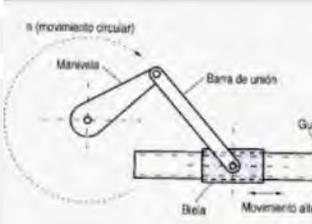
Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Soportar la pierna	 Almohadilla de apoyo	 Cojín de apoyo	 Apoyo rígido
Girar la rodilla en el plano sagital	 Mecanismo Biela manivela corredera	 Articulaciones rotacionales actuadas	 Articulaciones rotacionales actuadas
Sujetar la pierna	 Velcro	 Correa Ajustable	 Cinta elástica

Tabla C.2 Matriz Morfológica del Dominio de Actuadores

Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Accionar actuadores para la Flexión-Extensión de rodilla	 Motor de Paso	 Actuador lineal	 Servomotor

Tabla C.3 Matriz Morfológica del Dominio de Energía

Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Energizar/Desenergizar	 Pulsador	 Switch	 Pulsador
Acondicionar Energía	 Transformador	 Transformador	 Fuente Switching AC-DC

Tabla C.4 Matriz Morfológica del Dominio de Sensores

Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Sensar posición angular	 Encoder Incremental	 Potenciómetro	 Encoder absoluto
Sensar velocidad angular	 Sensor inductivo	 Sensor de efecto Hall	 Sensor óptico

Tabla C.5 Matriz Morfológica del Dominio de Control

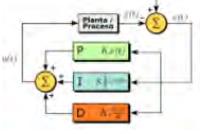
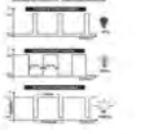
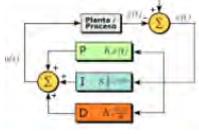
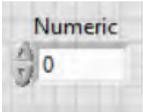
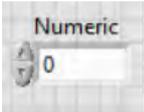
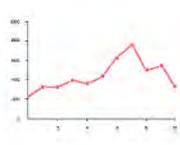
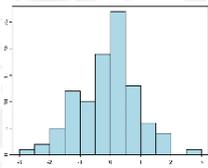
Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Procesar información	 Microprocesador	 Microcontrolador	 Microcontrolador
Realizar parada de emergencia	 Botón de emergencia tipo Seta	 Mando giratorio de emergencia	 Palanca de emergencia
Controlar actuadores	 PID	 Control PWM	 PID

Tabla C.6 Matriz Morfológica del Dominio de Interfaz

Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Recibir parámetros de funcionamiento	 Entrada numérica	 Seleccionador de perilla	 Entrada numérica
Recibir solicitud para ver el progreso del paciente	 Botón de texto	 Botón de texto	 Botón con imagen
Recibir señal de inicio de rehabilitación	 Botón de texto	 Botón de texto	 Botón con imagen
Mostrar información	 PC	 Smartphone (app)	 Terminal de muestra de datos
Mostrar información del progreso de la rehabilitación	 Line Chart	 Histograma	 Formato de tabla
Mostrar parámetros escogidos	 Contador numérico	 Indicador de galga	 Indicador de galga
Mostrar tiempo restante de tratamiento	 Contador numérico	 Indicador de galga	 Indicador de galga

ANEXO D

CONCEPTOS DE SOLUCIÓN Y EVALUACIÓN TÉCNICO-ECONÓMICA

A partir de la matriz morfológica planteada en la anterior sección se plantean los siguientes conceptos de solución para satisfacer los requerimientos planteados con anterioridad.

Concepto de solución 1

El primer concepto de solución consiste en un mecanismo de biela manivela actuado por un motor de paso acoplado a un tornillo sinfín. El mecanismo se observa en la Figura D.1. El desplazamiento horizontal de la tuerca de tornillo sinfín, la cual estará conectada al eslabón de la pierna, permitirá el giro de la rodilla en el plano sagital, en este concepto de solución, para lograr el giro de la rodilla en el plano sagital, será necesario también un giro simultáneo de la cadera en el mismo plano.

Este movimiento está basado en la fisioterapia donde se genera la flexión y extensión aproximando y alejando el talón hacia el glúteo⁴² (Figura D.2).

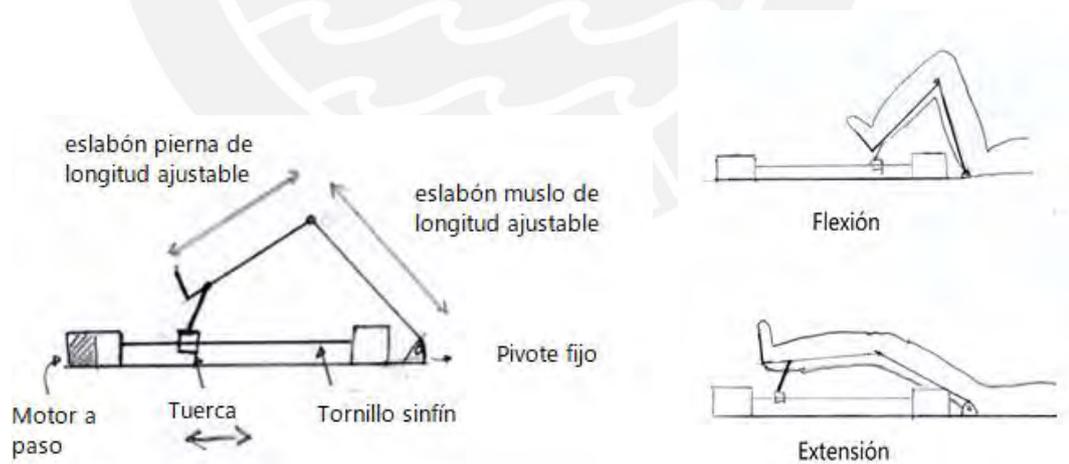


Figura D.1 Mecanismo biela manivela del concepto de solución

⁴² Movilización pasiva flexión-extensión rodilla. <https://www.innovaasistencial.com/blog/movilizaciones-pasivas-2/>



Figura D.2 Movilización pasiva de rodilla⁴³

La máquina constará de dos perfiles de biela manivela conectados paralelamente entre sí. La persona apoyará su pierna en almohadillas de apoyo adheridas a los eslabones del mecanismo y se ajustarán mediante velcro (Figura C.3).

Además, el dispositivo contará con dos botones de parada de emergencia de fácil acceso para el paciente y para el fisioterapeuta, y con topes que restrinjan el movimiento horizontal de la tuerca para que los grados de flexión y extensión estén limitados.

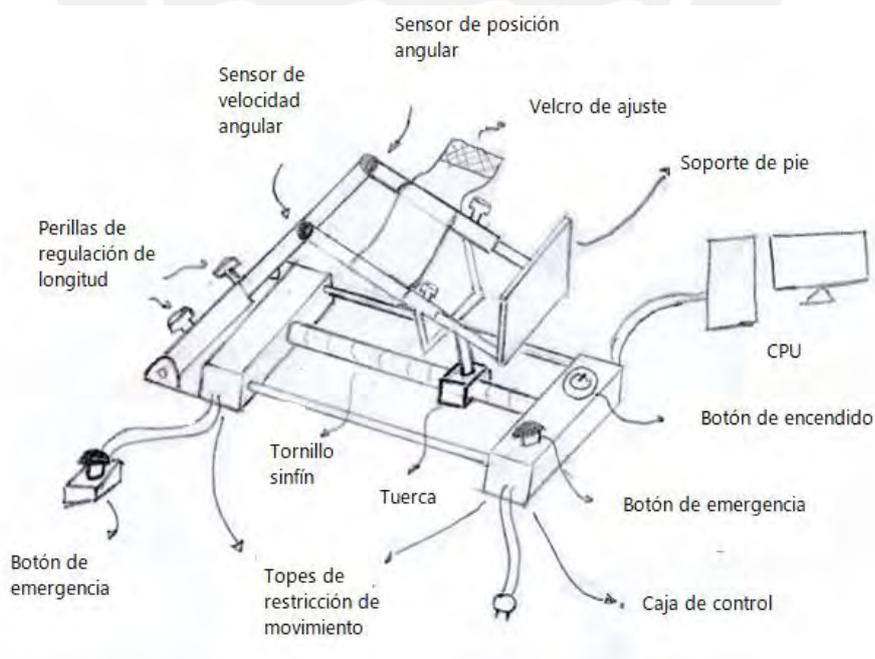


Figura C.3 Esquema de Máquina Completa

⁴³Movilización pasiva flexión-extensión rodilla. <https://www.innovaasistencial.com/blog/movilizaciones-pasivas-2/>

El control del dispositivo será a través de un microprocesador, el cual será energizado por medio de un transformador que obtenga la energía eléctrica adecuada a partir de 220V AC. Este microprocesador se encargará de distribuir la energía al resto de componentes y enviará la información a la interfaz. (Figura C.4)

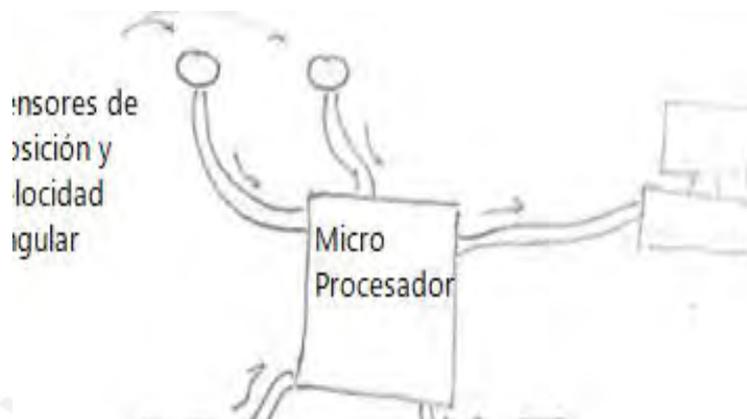


Figura C.4 Esquema de microprocesador y conexión

Se contarán con 2 sensores que irán acoplados en la articulación entre los dos eslabones, el primero, el sensor de posición angular (encoder incremental) medirá el ángulo entre este y el otro eslabón, para obtener el ángulo de flexión de la rodilla, el segundo será un sensor de velocidad rotacional inductivo instalado en el otro extremo (Figura C.5). Asimismo, los eslabones son de longitud regulable de acuerdo a la talla del paciente mediante perillas de regulación. En este concepto de solución el ángulo de flexión en la rodilla y en la cadera son dependientes, por ello solo será necesario medir uno de los ángulos.

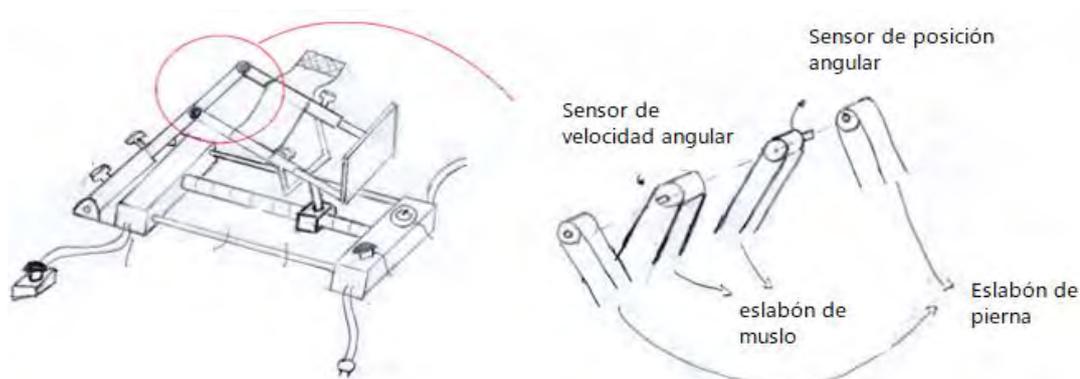


Figura C.5 Acople de sensores a la máquina

La unidad de control se encargará de enviar los datos procesados a la interfaz del usuario, el cual se mostrará en una PC. La interfaz planteada consta de 4 entornos. El primero es el Inicio (Figura C.6), donde el Usuario elige si empezar la rehabilitación o ver el Registro de progreso. En el primer caso se accederá a una pantalla de selección de parámetros para el ciclo de rehabilitación (Figura C.7), donde se seleccionará el rango de movimiento, la velocidad y el tiempo de acción.



Figura C.6 Pantalla de Inicio

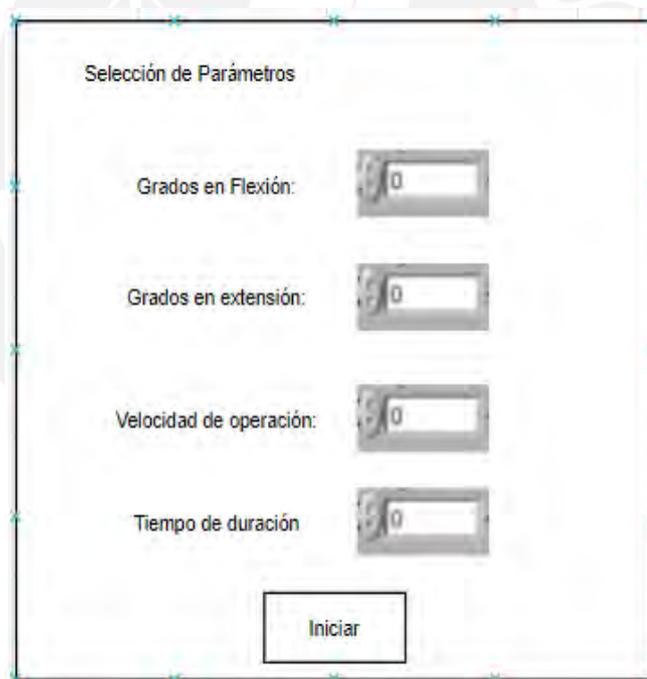


Figura C.7 Pantalla de selección de parámetros de operación

Luego de iniciar el proceso con los parámetros escogidos se accederá a una pantalla donde se mostrarán estos parámetros y el tiempo restante (Figura C.8). En caso se desee ver el progreso del programa de rehabilitación se podrá acceder a la pantalla de

progreso (Figura C.9) donde se ven los parámetros alcanzados semanalmente (Rango de movimiento y velocidad en la articulación).



Figura C.8 Pantalla durante rehabilitación

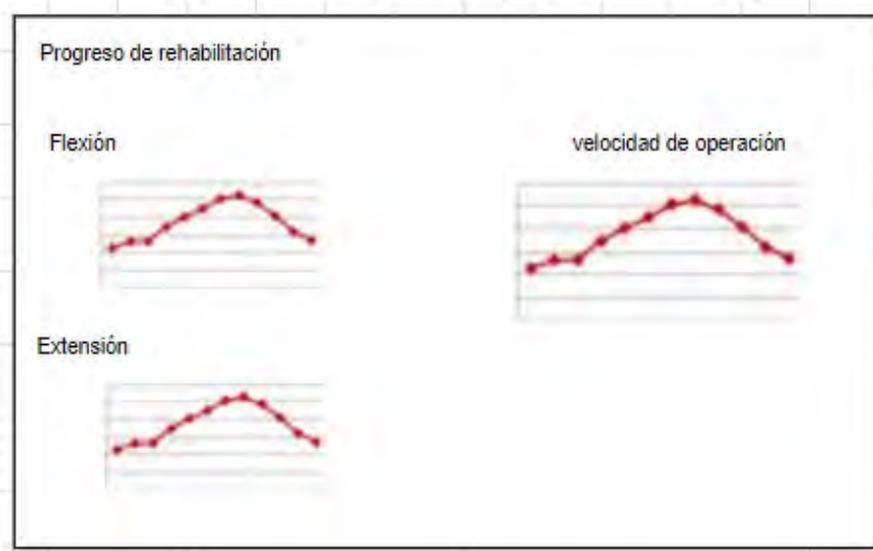


Figura C.9 Pantalla de visualización de progreso

Concepto de solución 2

El segundo concepto de solución permite el giro de la rodilla en el plano sagital mediante un actuador lineal, la persona se mantendrá sentada en la estructura de banco el principio de funcionamiento está representado en la Figura C.10. El segmento de muslo se mantendrá fijo, manteniendo así un ángulo fijo de flexión en la cadera, mientras que el segmento de la pierna será movilizado por el actuador para efectuar el giro de la rodilla en el plano sagital.

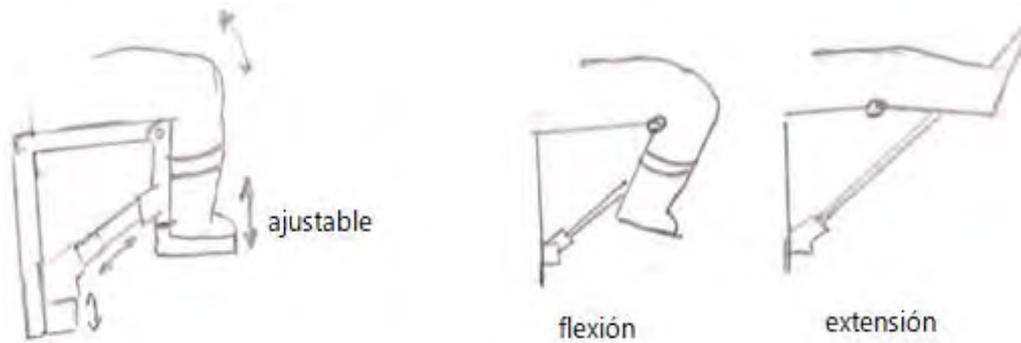


Figura C.10 Funcionamiento del concepto de solución 2

Contará con una estructura donde se fijará el actuador y se podrá variar la longitud del segmento pierna para se adapte a la estatura de la persona. El banco deberá ser lo suficientemente ancho para que la persona pueda usar el dispositivo para la pierna izquierda o derecha sin problemas, además tendrá a su alcance un mando giratorio de emergencia para detener el funcionamiento del dispositivo cuando sea necesario, asimismo, los sensores serán alojados en cavidades dentro del banco como se observa en la Figura C.11. En este concepto de solución los sensores serán, un potenciómetro para el ángulo de la articulación y un sensor óptico de velocidad angular. La caja de control se ubicará a un lado del botón de emergencia

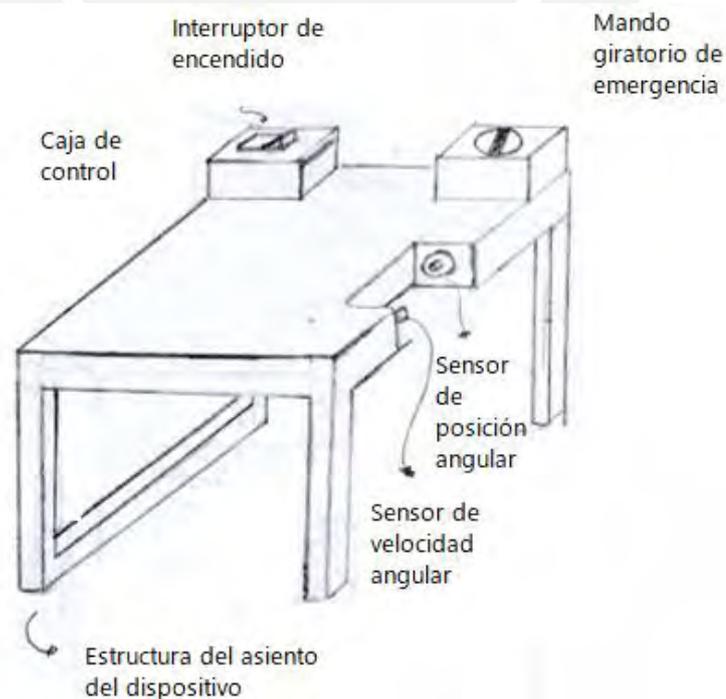


Figura C.11 Banco de la máquina

En la Figura C.12 se puede apreciar la máquina completa, el usuario reposará su pierna sobre cojines de espuma de superficie cóncava y se asegurará a este mediante una correa ajustable. Asimismo, la regulación del dispositivo a la longitud de la pierna del paciente será mediante perillas de regulación similares al primer concepto de solución.

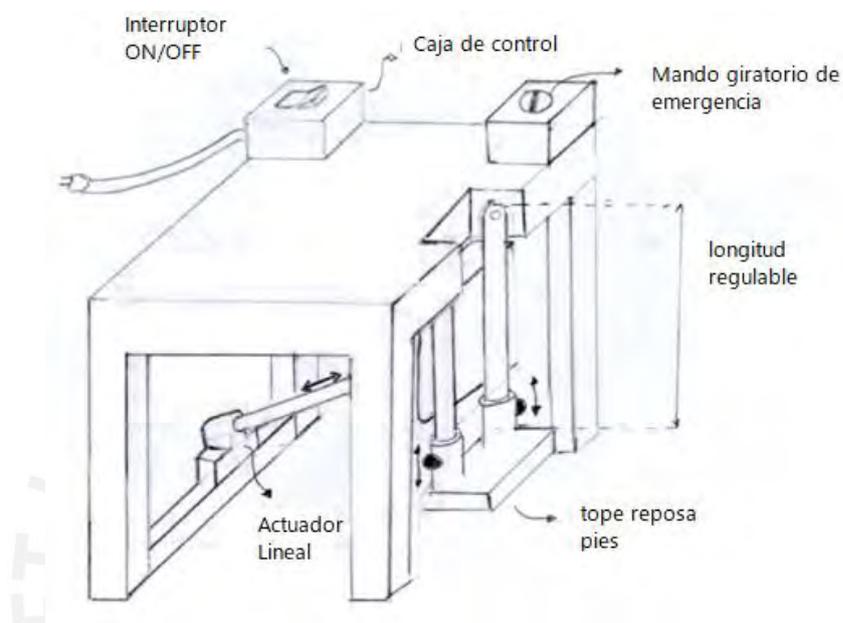


Figura C.12 Máquina integrada

En la Figura C.13 se puede apreciar de mejor manera la instalación del actuador lineal con el eslabón que se ajustará a la pierna.

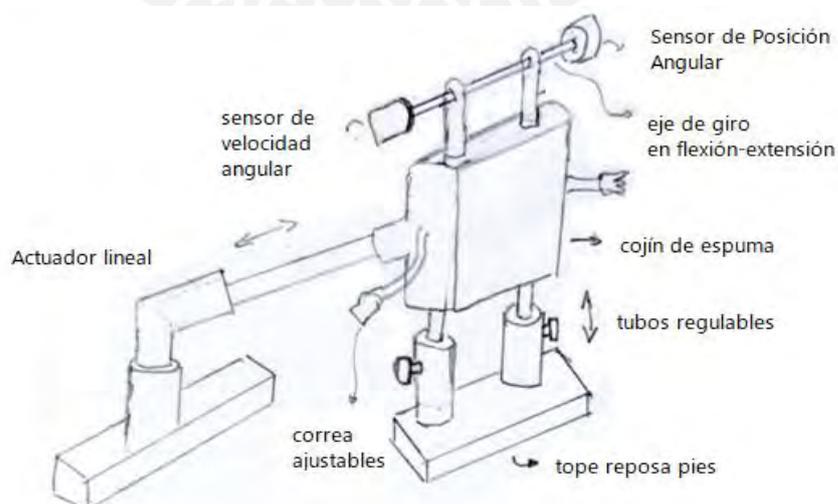


Figura C.13 Actuador lineal y eslabón fijo a la pierna.

Los componentes serán conectados a un microcontrolador (Figura C.14), los que estarán en un módulo (caja cerrada), siendo alimentados a partir de la energía eléctrica obtenida por un transformador. El transformador alimentará directamente al actuador lineal, mientras que el microcontrolador enviará los datos inalámbricamente a una app en un Smartphone.

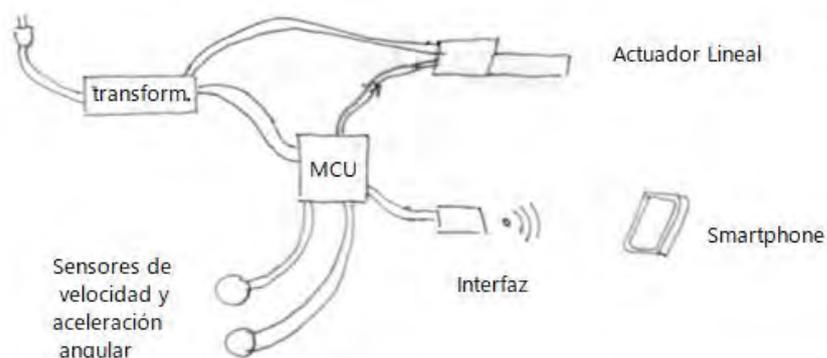


Figura C.14 Conexiones de los componentes a la caja del controlador.

La interfaz del usuario será presentada en un Smartphone mediante una app. Los entornos del interfaz serán los mismos que el concepto anterior (Pantalla de Inicio, pantalla de selección de parámetros de operación, Pantalla de visualización de progreso y Pantalla durante rehabilitación) las principales diferencias están representadas en las pantallas. En la Figura C.15, se muestra la pantalla para ver los registros y el progreso del paciente, se puede seleccionar que parámetro se quiere ver en el histograma mediante el selector de la izquierda.

Asimismo, en la Figura C.16 se aprecia la selección de parámetros de operación por medio de perillas virtuales para los grados de flexión, extensión y velocidad de funcionamiento. Finalmente, en la Figura C.17, se observa la pantalla que muestra los parámetros escogidos. La pantalla de inicio será igual al anterior concepto de solución.

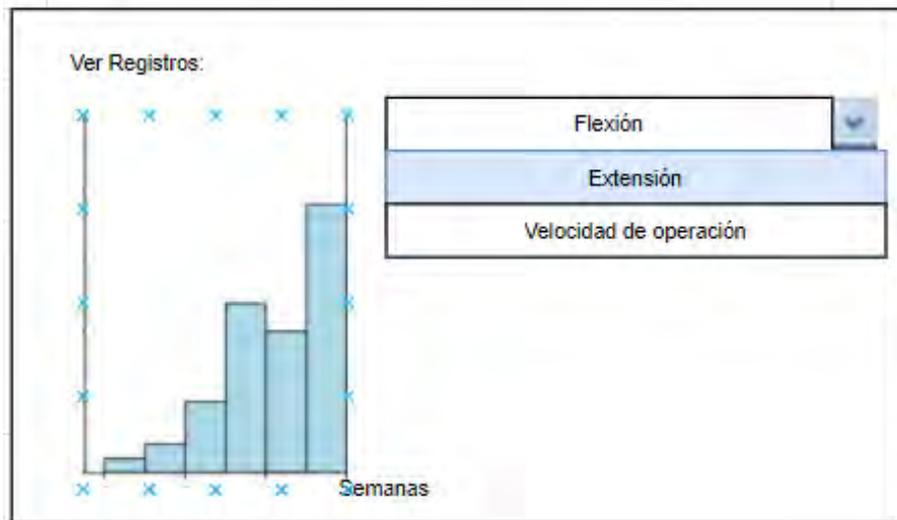


Figura C.15 Pantalla de visualización de progreso

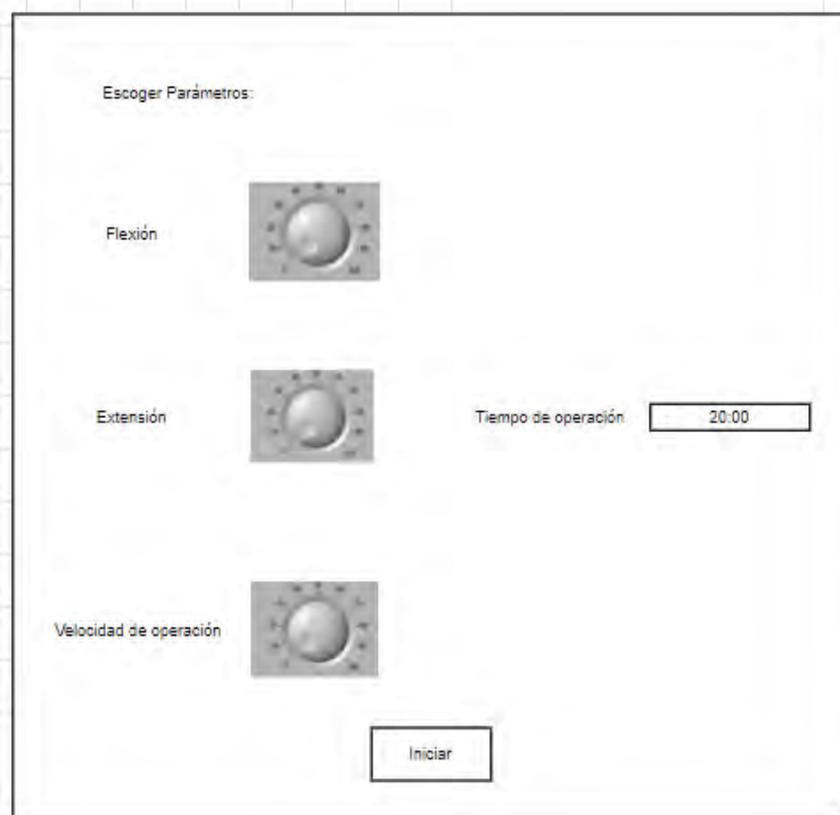


Figura C.16 Pantalla de selección de parámetros de operación

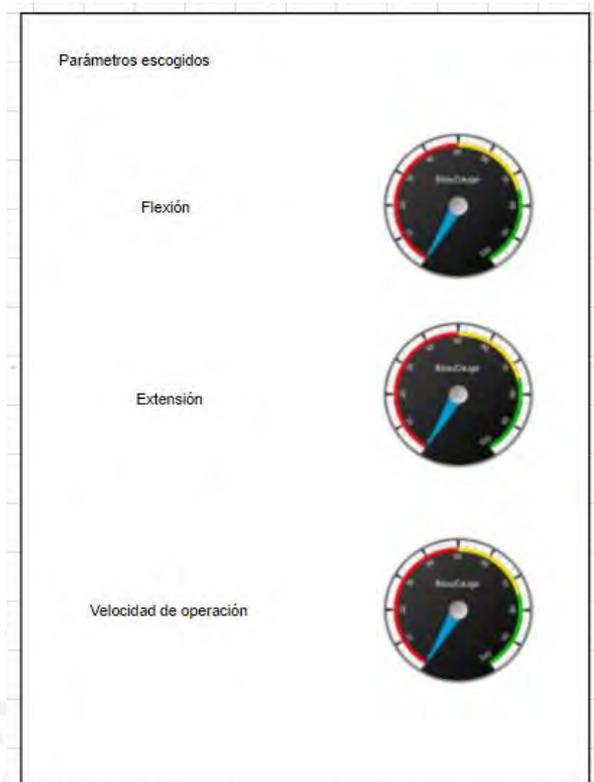


Figura C.17 Pantalla de parámetros de operación escogidos.

Concepto de solución 3

En este concepto de solución se utilizará un servomotor para lograr el giro de la rodilla en el plano sagital. El paciente se encontrará sentado durante el funcionamiento del dispositivo de esta manera el ángulo de flexión de la cadera y el segmento muslo se mantendrá fijo durante la rehabilitación y solo se movilizará el segmento de pierna. En la Figura C.18 se puede observar la configuración del dispositivo.

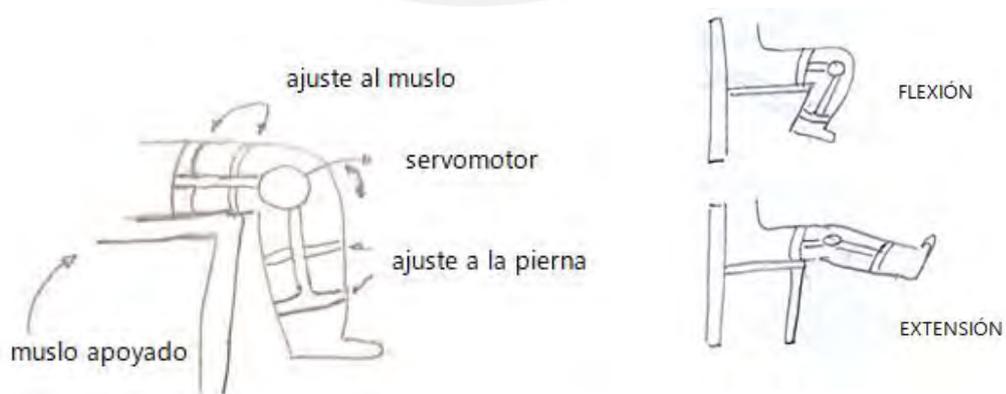


Figura C.18 Mecanismo del concepto de solución

El sensor de velocidad y posición angular irán acoplados al eje alineado a la rodilla. El concepto de solución integrado se muestra en la Figura C.19. Se muestra una caja de control, a la cual se conectarán todos los componentes electrónicos.

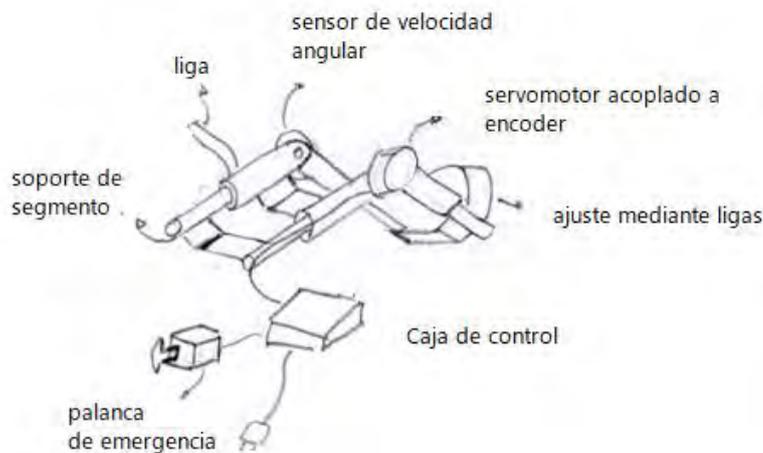


Figura C.19 Concepto de solución 3

En esta alternativa la persona colocará su pierna en los soportes de segmento y la sujetará a ellos mediante ligas. Con la finalidad de variar la longitud de los segmentos de la pierna dependiendo la estatura del paciente, en este concepto se regulará la longitud de los eslabones donde va sujeta la pierna de la misma forma que en los conceptos anteriores, mediante perillas de regulación. Los sensores utilizados en este concepto de solución serán: de velocidad angular (sensor de efecto Hall) y los sensores de posición angular (*encoders* absolutos) los cuales medirán los parámetros correspondientes.

Las conexiones entre los componentes serán las mostradas en la Figura C.20. La Caja de control incluye la fuente conmutada y al microcontrolador. Esta fuente alimentará tanto al servomotor como al microcontrolador, y este, a su vez, será el encargado de alimentar a los sensores y la interfaz.

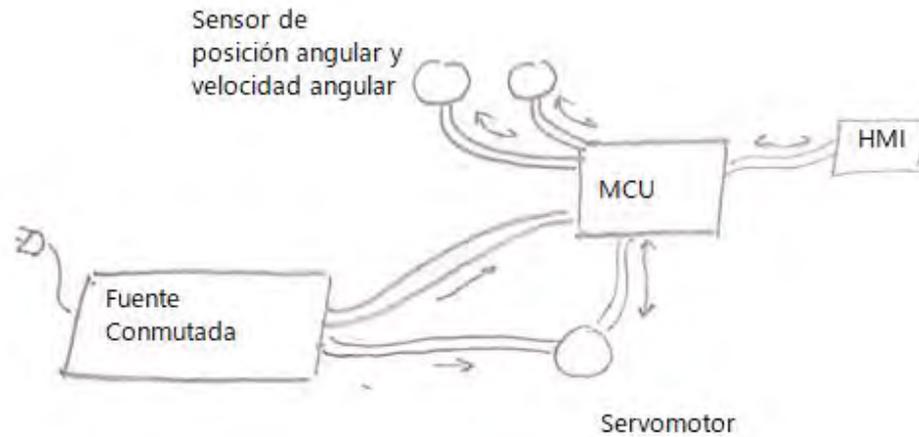


Figura C.20 Conexiones y caja de control

La interfaz será mostrada en un terminal visual, tipo HMI, siendo la distribución de pantallas similar a las anteriores, con las cuatro pantallas principales. En este caso la Figura C.21 representa la Pantalla de Inicio, en este concepto se accede a través de botones con íconos.

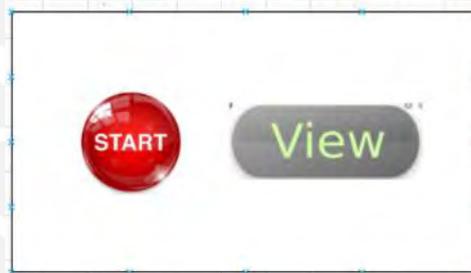


Figura C.21 Pantalla de inicio

Asimismo, la Figura C.22 representa la pantalla para ver progreso del paciente, donde se puede ver los ciclos de rehabilitación hechos en la máquina, almacenados y ordenados según la fecha.

Ver Registros				
	Flexión	Extensión	Velocidad	Tiempo
Fecha 1				
Fecha 2				
Fecha 3				

Figura C.22 Pantalla de Ver Progreso del paciente

Evaluación técnica-económica

A continuación, se realizará una evaluación considerando los aspectos técnicos y económicos de los conceptos de solución planteados en la sección anterior, esta evaluación servirá para elegir el concepto de solución óptimo a partir de los conceptos de solución propuestos en la sección anterior. En primer lugar, se propone los siguientes criterios técnicos y económicos a evaluar.

Criterios técnicos:

- **Peso del equipo:** El peso total del dispositivo determinará la facilidad para transportarlo de un lugar a otro.
- **Facilidad de manejo:** El grado de conocimientos necesarios para el uso del dispositivo.
- **Complejidad del movimiento:** El grado de complejidad del análisis a realizar para determinar el movimiento que se quiere lograr.
- **Seguridad:** El grado de seguridad del dispositivo, de tal manera que no se exponga al paciente de sufrir alguna lesión durante el uso del dispositivo.
- **Facilidad de montaje:** El grado de complejidad y detalle presente durante el montaje del equipo.
- **Confort del paciente:** La comodidad del paciente al momento de usar el dispositivo.

Criterios económicos:

- Costo de la estructura: Costo de la parte mecánica del dispositivo, fabricación de piezas necesarias y costo de materiales necesarios.
- Costo de los componentes: Costo de los componentes eléctricos, electrónicos (sensores y actuadores) y de control.
- Costo de ensamble: Costo de las piezas y elementos de unión, y costo invertido para el ensamble.
- Consumo energético: La energía que consume el dispositivo durante su funcionamiento.
- Tiempo de mantenimiento: El tiempo requerido por el personal para realizar el mantenimiento del equipo.

En la Tabla C.1 y Tabla C.2 se realiza la evaluación técnica y económica respectivamente, se asignaron los pesos correspondientes a cada criterio (g) y se le dio una puntuación a cada concepto de solución.

Tabla C.1 Evaluación técnica

Criterio técnico	g	Sol 1		Sol 2		Sol 3		Sol Ideal	
		P	gp	p	gp	p	gp	p	gp
Peso del equipo	3	3	9	2	6	3	9	4	12
Facilidad de manejo	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Complejidad del movimiento	2	2	4	3	6	3	6	4	8
Facilidad de montaje	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Confort del paciente	3	3	9	2	6	3	9	4	12
Seguridad	4	3	12	3	12	2	8	4	16
Sumatoria			46		42		50		72
Calificación			0.64		0.58		0.69		1

Tabla C.2 Evaluación económica

Criterio económico	g	Sol 1		Sol 2		Sol 3		Sol Ideal	
		p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
Costo de la estructura	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Costo de los componentes	3	3	9	2	6	3	9	4	12
Costo de ensamble	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Consumo energético	3	3	9	3	9	2	6	4	12
Tiempo de mantenimiento	2	2	4	3	6	3	6	4	8
Sumatoria			34		33		39		56
Calificación			0.61		0.59		0.7		1

Respecto a los criterios técnicos, la seguridad del paciente es el criterio más importante por ello tiene un peso de 4, los criterios de peso del equipo, la facilidad de manejo, la facilidad de montaje y el confort del paciente poseen el mismo grado de importancia ya que están relacionados a la comodidad del usuario, estos criterios son de comodidad son menos importantes que el criterio de seguridad por ello poseen un peso de 3; por último la complejidad del movimiento generado es un aspecto técnico que afecta el diseño de la máquina pero no directamente al usuario, ya que el movimiento de giro de la rodilla en el plano sagital será realizado en todas las soluciones planteadas sin importar la complejidad del movimiento, por ello se le otorga un peso menor a los demás criterios, peso 2.

Sobre los criterios económicos, los costos de la estructura, el costo de los componentes y el costo de ensamble serán asignados con un peso 3, pues son criterios que afectarán el precio final y la accesibilidad del usuario al dispositivo, el criterio del tiempo de mantenimiento será considerado con un peso 2, pues este criterio variará el precio final del dispositivo en menor medida que los demás criterios.

Acerca de la calificación de cada solución, en el criterio del peso del equipo, a mayor peso del dispositivo, habrá una mayor dificultad para el usuario para trasladarlo, por ello el menor peso será lo más conveniente. La solución 2 es la de mayor peso pues involucra una estructura que soporte todo el peso del usuario, por ello se le asigna un puntaje de 2, siguiendo la solución 1 con un menor peso del dispositivo con puntaje 3, por último, la solución con el menor peso de dispositivo de las 3 opciones es la solución 3 por ello se lleva el mayor puntaje (4).

La facilidad de manejo del dispositivo en la solución 1 está relacionado a la interfaz de usuario, a la complejidad del ajuste de la pierna al dispositivo y a la portabilidad. Las interfaces son similares y de fácil acceso, sin embargo, la solución 1 y 2 son menos portables que la solución 3; por ello, las primeras dos soluciones obtienen un puntaje de 2, y la tercera solución un puntaje de 3.

En la complejidad del movimiento generado, la solución 1 implica un giro de rodilla y cadera simultáneo en el plano sagital, este movimiento es el más complejo (puntaje

2), ya que las otras soluciones solo involucran el giro de la rodilla con el muslo fijo (puntaje 3).

Sobre la facilidad de montaje, las soluciones uno y dos son de mayor complejidad y están formadas por un mayor número de piezas, por ello serán más demandantes respecto al momento de realizar el montaje del dispositivo en comparación a la solución 3, por ello, la solución 1 y 2 reciben un puntaje de 2 mientras que la solución 3 recibe un puntaje de 3.

Sobre el confort del paciente, en la solución 1 el paciente se encuentra recostado y la rodilla se encuentra elevada respecto al nivel del cuerpo, lo cual es más conveniente para personas con lesiones en la rodilla, por esto recibe el puntaje 3. En la solución 2 y la solución 3 la persona se mantendrá sentada, por ello recibirían un puntaje menor a la primera solución; sin embargo, la última solución, al ser de menor tamaño y debido a su portabilidad, el usuario se sentirá más cómodo con el dispositivo por ello reciben los puntajes 2 y 3 respectivamente.

Respecto a la seguridad, en la solución 1 y la solución 2 la extremidad del usuario será sostenida por una estructura fija que soportará los segmentos de muslo y pierna, por ello se le asigna un puntaje 3. En la solución 3 no se cuenta con una estructura donde la persona apoye los segmentos de la pierna, más bien el dispositivo se ajusta a la pierna del usuario, por esto se le asigna un puntaje de 2.

Respecto a los criterios económicos, los costos mayores recibirán menos puntaje. El costo de la estructura de la solución 2 es mayor pues involucra más cantidad de material y la elaboración de la solución 1 requiere una gran cantidad de piezas debido al tipo de movimiento generado; debido a esto ambas reciben una puntuación de 2 mientras que la solución 3, siendo de una estructura de menor volumen y menor número de piezas, obtiene un puntaje de 3.

Sobre el costo de los componentes, el elemento que marca una diferencia de precios es el actuador lineal, ya que este posee un mayor precio. Debido a esto, la solución 1 y la solución 3 obtienen puntajes de 3 mientras que la solución 2 un puntaje de 2.

Acerca del costo de ensamble, siendo la solución 1 y 2 estructuras de mayor complejidad que la solución 3, las dos primeras reciben un puntaje de 2 y la última un puntaje de 3.

Sobre el consumo energético, la potencia requerida por un motor a pasos con un tornillo sinfín o por un actuador lineal, para generar el torque necesario para realizar el movimiento de giro de rodilla es menor que la necesaria para hacerla girar mediante un servomotor que actúa directamente al nivel de la articulación; por ello, la solución 1 y 2 reciben un puntaje de 3 y la solución 3 un puntaje de 2.

Por último, el tiempo requerido para el mantenimiento de la solución 1 es mayor, pues este criterio está relacionado a la complejidad del movimiento que genera el dispositivo; por ello, la solución 1 obtiene un puntaje de 2 y la solución 2 y 3, un puntaje de 3.

A partir de esta valoración, Tabla C.1 y Tabla C.2, se elabora la Figura C.23, donde se observa la ubicación de las soluciones y se escogerá la mejor solución, la cual es la más cercana a la solución ideal, y la más cercana a la recta de equilibrio. En este caso es el concepto de solución 3.

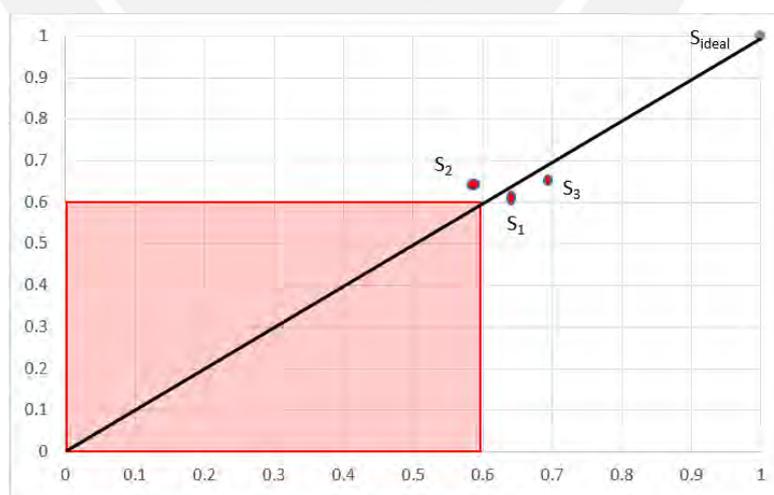
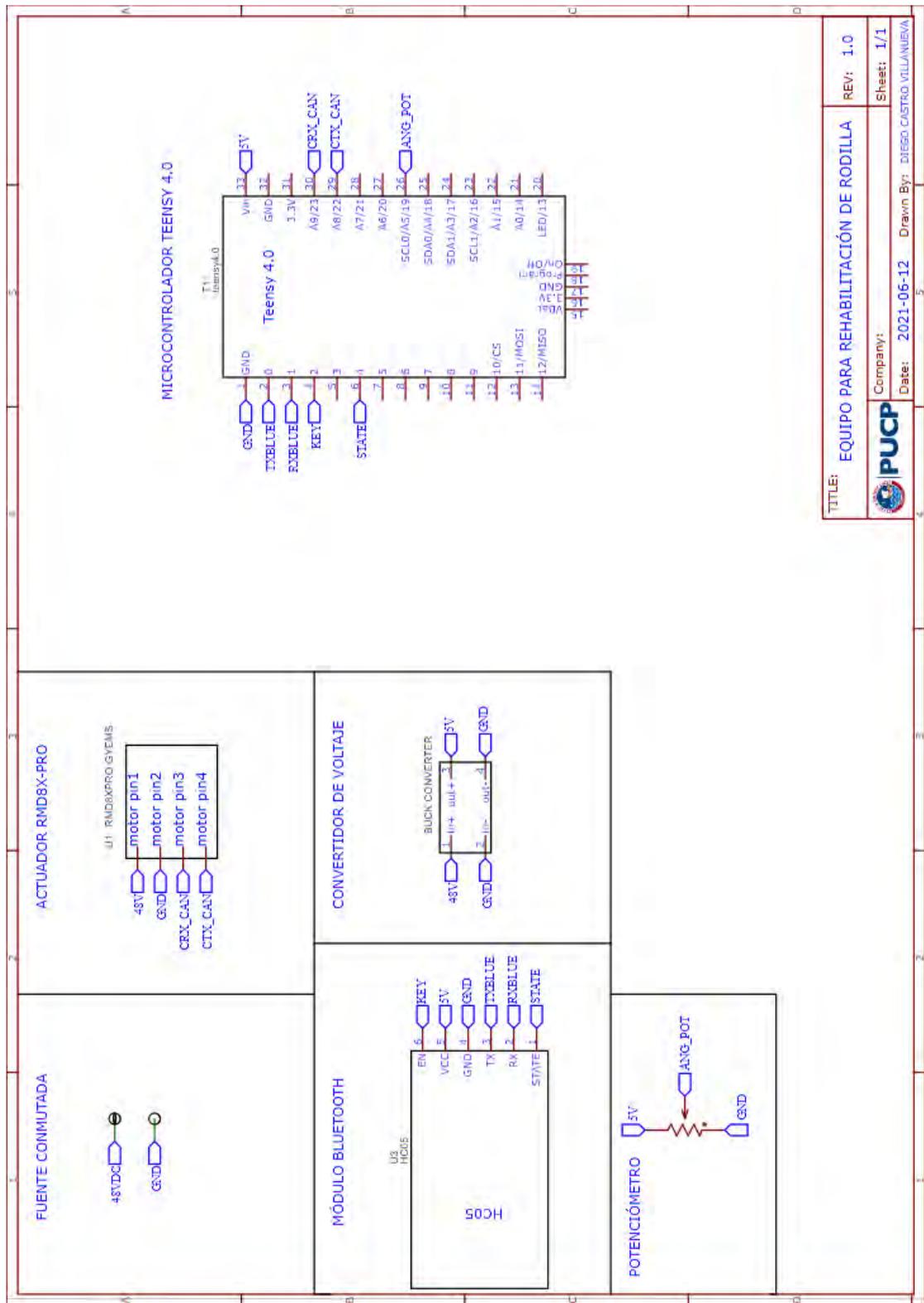


Figura C.23 Evaluación técnico-económica

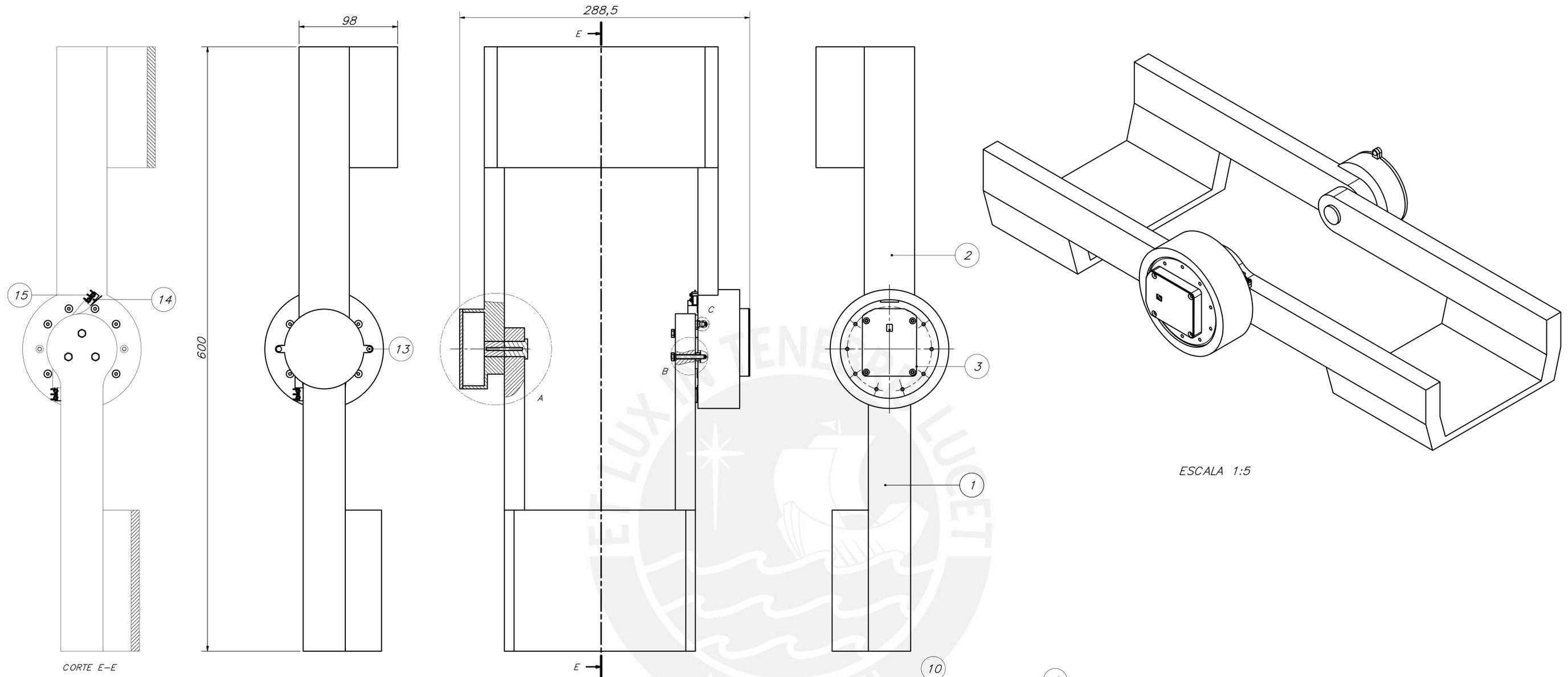
ANEXO E DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS



TITLE: EQUIPO PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA	REV: 1.0	Sheet: 1/1
Company: PUCP		
Date: 2021-06-12 Drawn By: DIEGO CASTRO VILLANUEVA		

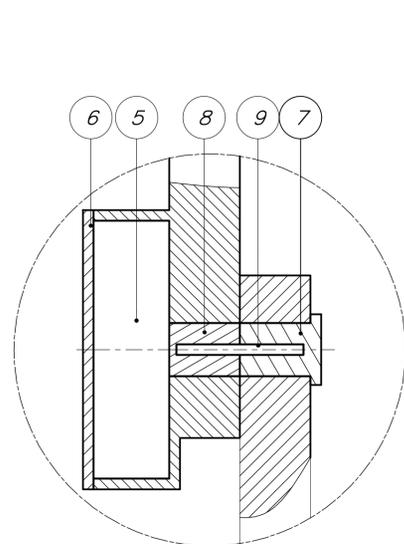
**ANEXO F
PLANOS**



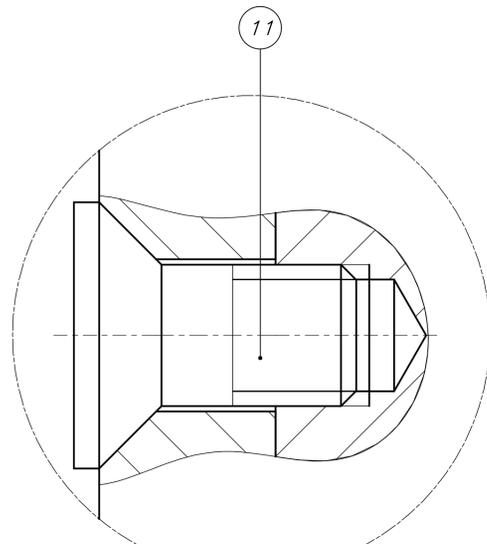


CORTE E-E

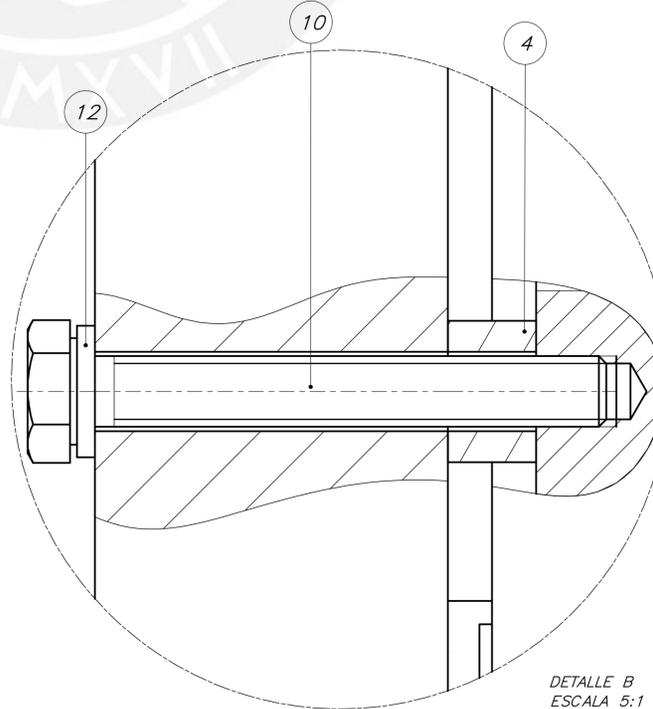
ESCALA 1:5



DETALLE A
ESCALA 1 : 1

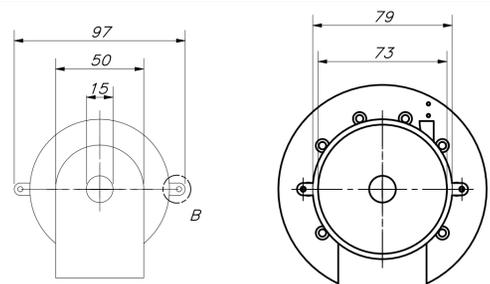


DETALLE C
ESCALA 10:1

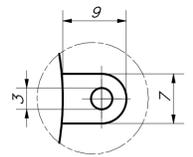
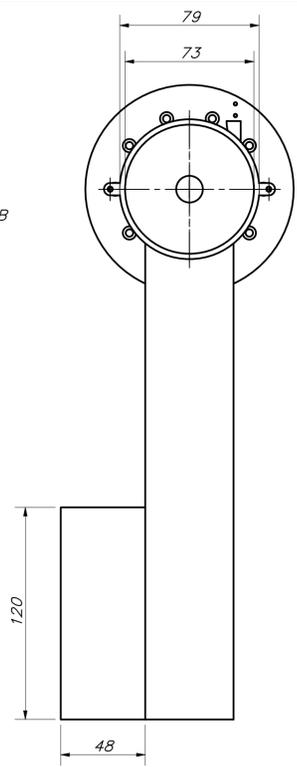


DETALLE B
ESCALA 5:1

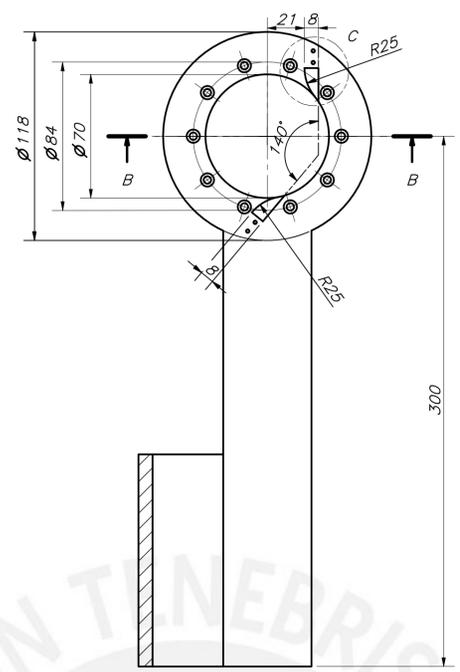
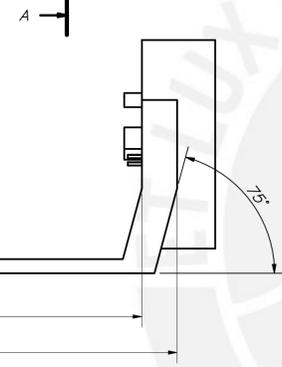
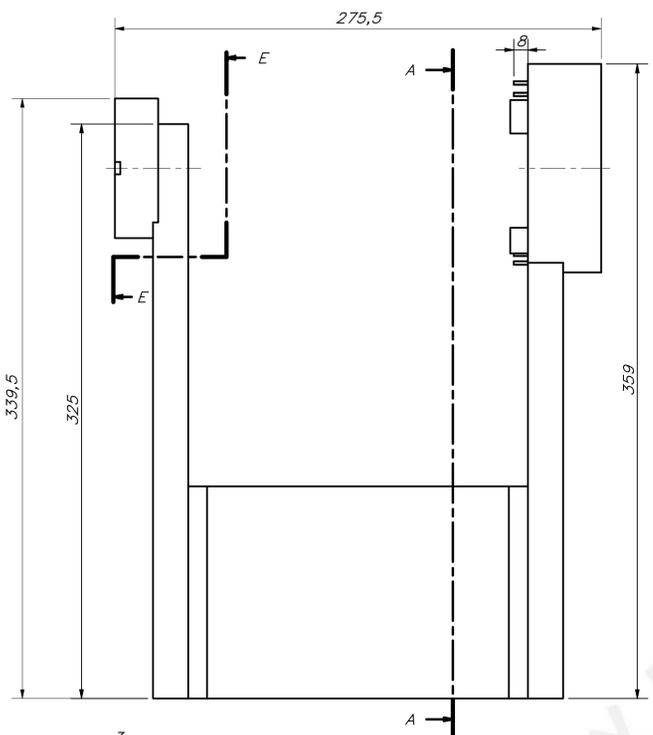
PARTS LIST					
15	4	TUERCA HEXAGONAL M2	DIN 439	Acero 8.8	
14	2	SENSOR DE FIN DE CARRERA		SS0750301F040P1A	
13	2	REMACHE D3x6	DIN 660	Acero 8.8	
12	3	ARANDELA DE PRESIÓN M4	ASME B18.21.1	Acero 8.8	
11	10	TORNILLO DE CABEZA AVELLANADA M4x8	DIN 7991	Acero 8.8	
10	3	TORNILLO DE CABEZA HEXAGONAL M4x30	DIN EN 24017	Acero 8.8	
9	1	PASADOR D3x36		Acero inoxidable	
8	1	BLOQUE DE ESTRUCTURA SUPERIOR		Nylon	VER PLANO DE2-A2
7	1	BLOQUE DE ESTRUCTURA INFERIOR		Nylon	VER PLANO DE2-A2
6	1	TAPA DE CONTRAPESO		Plástico ABS	VER PLANO DE2-A2
5	1	CONTRAPESO D73x21		Acero	
4	3	SEPARADOR D4x5		Plástico ABS	
3	1	SERVOMOTOR			RMD X8 PRO
2	1	ESTRUCTURA AJUSTABLE A LA PIERNA		Plástico ABS	VER PLANO DE1-A1
1	1	ESTRUCTURA AJUSTABLE AL MUSLO		Plástico ABS	VER PLANO DE1-A1
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE LA RODILLA			ESCALA
		ENSAMBLE GENERAL DEL DISPOSITIVO			ESCALA
					1:2
20161451		CASTRO VILLANUEVA, DIEGO			FECHA: 2021.05.13
					PLANO: E1-A1



CORTE E-E

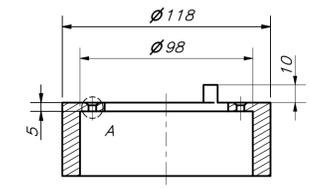


DETALLE B
ESCALA 2:1

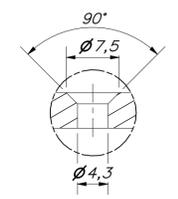


CORTE A-A

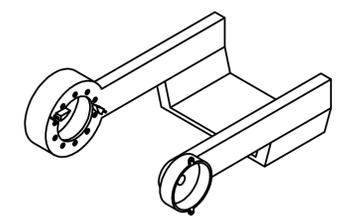
NOMBRE: ESTRUCTURA AJUSTABLE AL MUSLO
 POSICIÓN: 1
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:5
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



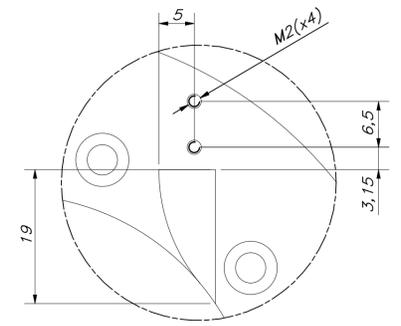
CORTE B-B



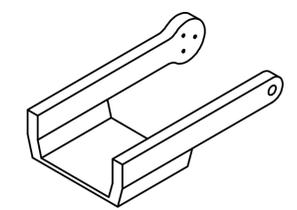
DETALLE A
ESCALA 2 : 1



ESCALA 1:5

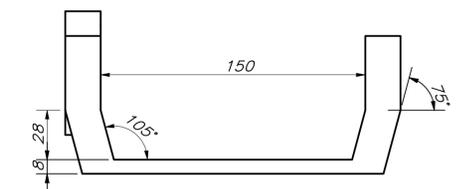
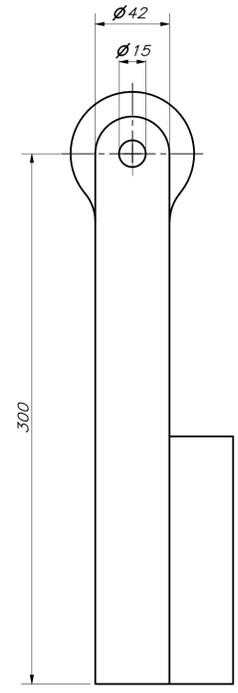
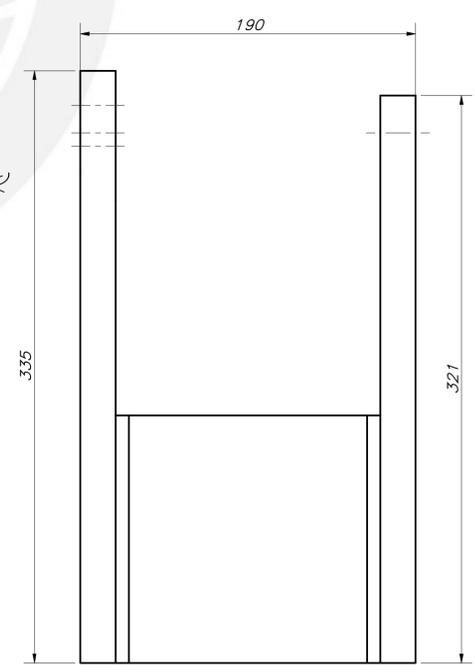
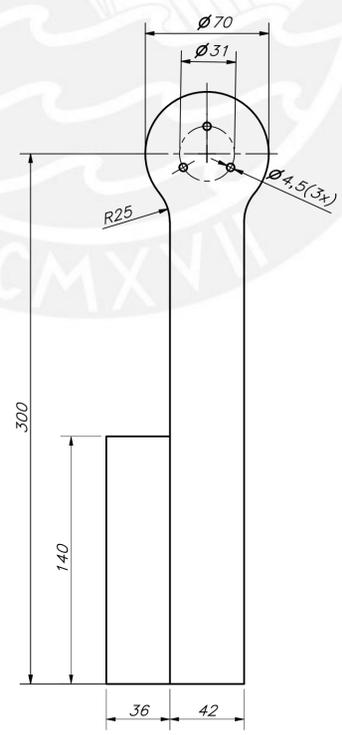


DETALLE C
ESCALA 2 : 1



ESCALA 1:5

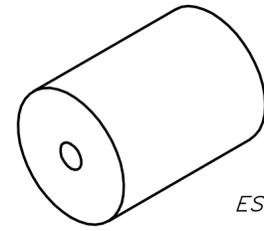
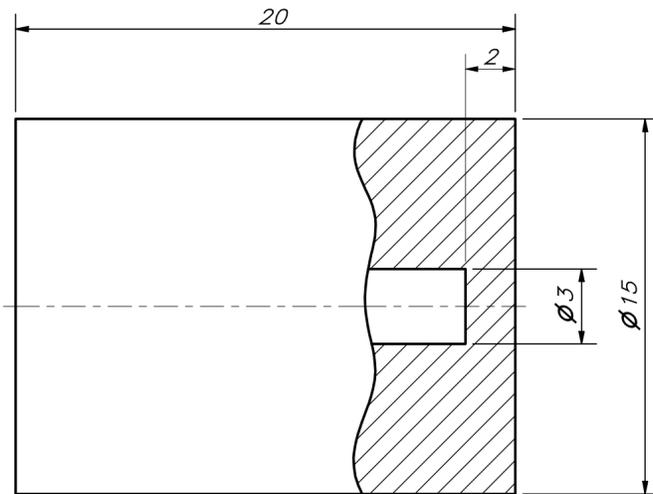
NOMBRE: ESTRUCTURA AJUSTABLE A LA PIERNA
 POSICIÓN: 2
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



PIEZAS A MANUFACTURAR POR IMPRESIÓN 3D
 DENSIDAD: 80%
 ALTURA DE CAPA: 0.5 mm
 VELOCIDAD DE IMPRESIÓN: 55 mm/s
 REDONDEOS NO ESPECIFICADOS R2

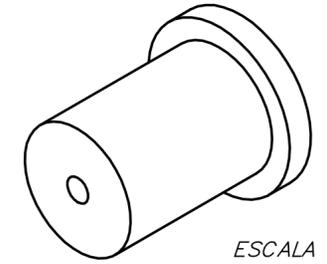
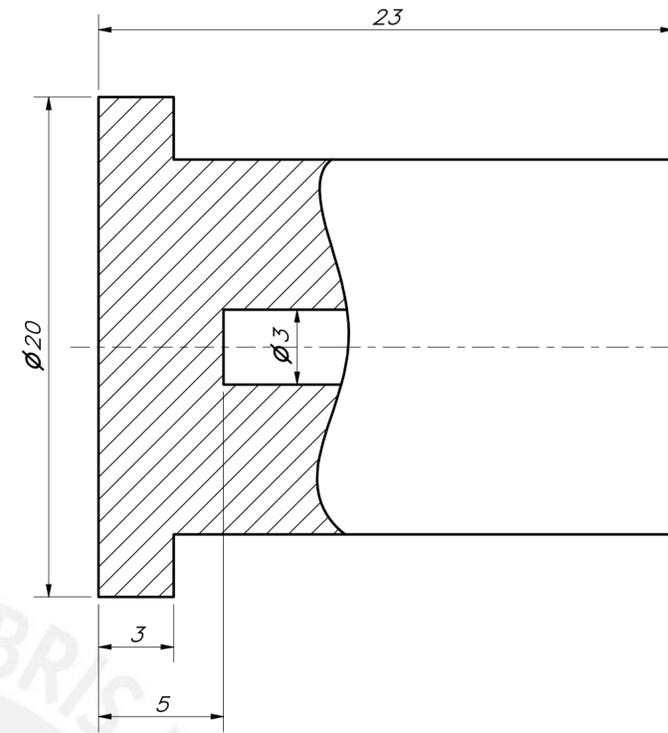
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA- INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE LA RODILLA	ESCALA INDICADA
	ESTRUCTURAS DEL DISPOSITIVO	FECHA: 2021.06.15
20161451	CASTRO VILLANUEVA, DIEGO	PLANO: DE1-A1



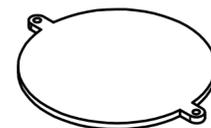
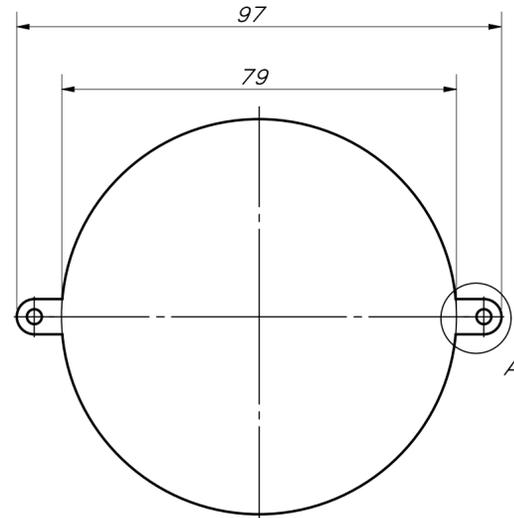
ESCALA 2:1

NOMBRE: BUJE DE ESTRUCTURA SUPERIOR
 POSICIÓN: 8
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 5:1
 MATERIAL: NYLON
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



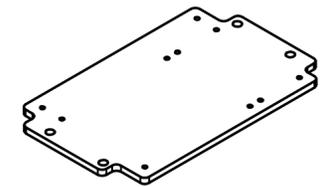
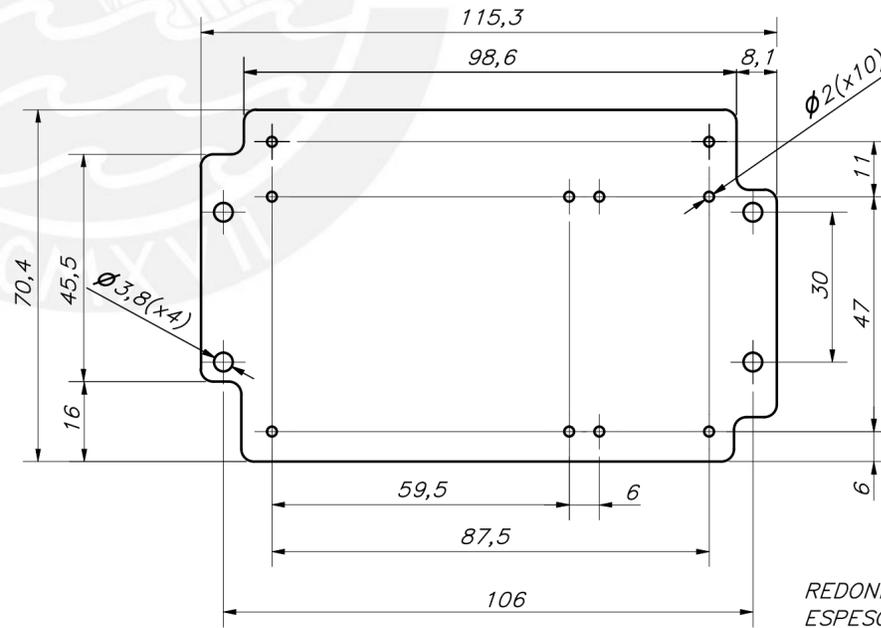
ESCALA 2:1

NOMBRE: BUJE DE ESTRUCTURA INFERIOR
 POSICIÓN: 7
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 5:1
 MATERIAL: NYLON
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



ESCALA 1:2

NOMBRE: TAPA DE CONTRAPESO
 POSICIÓN: 6
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11

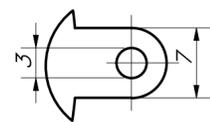


ESCALA 1:2

NOMBRE: PLANCHA ELECTRÓNICA
 POSICIÓN: -
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:5
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11

REDONDEOS: 2.5mm
 ESPESOR: 3mm

ESPEJOR 3mm

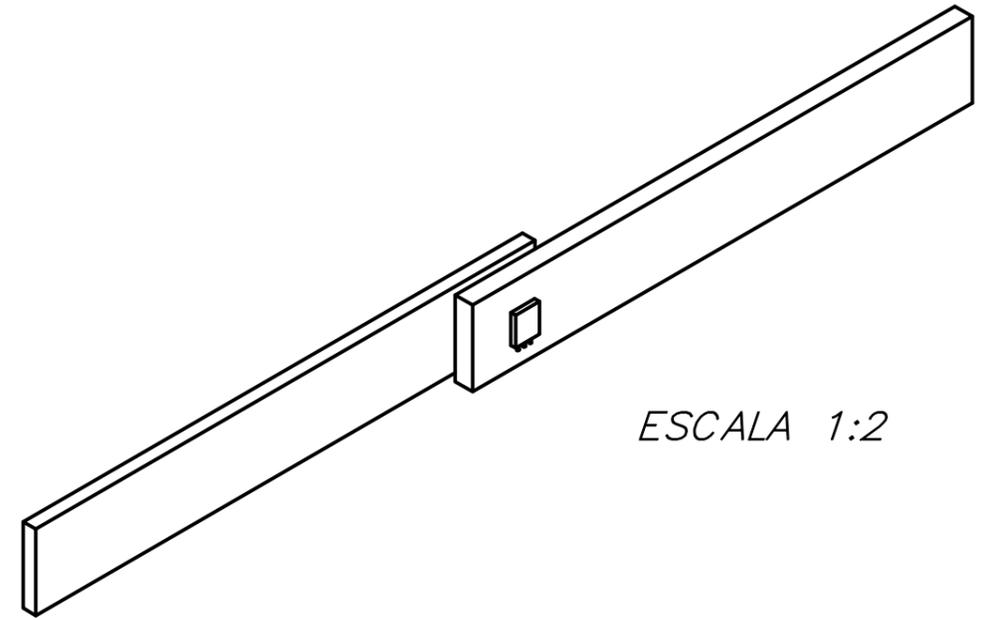
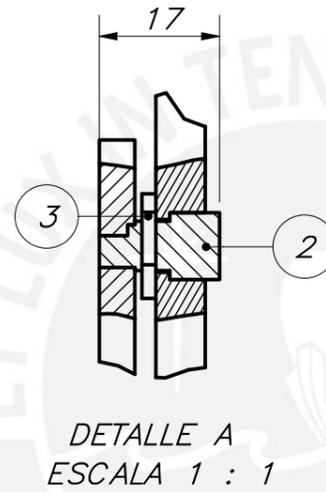
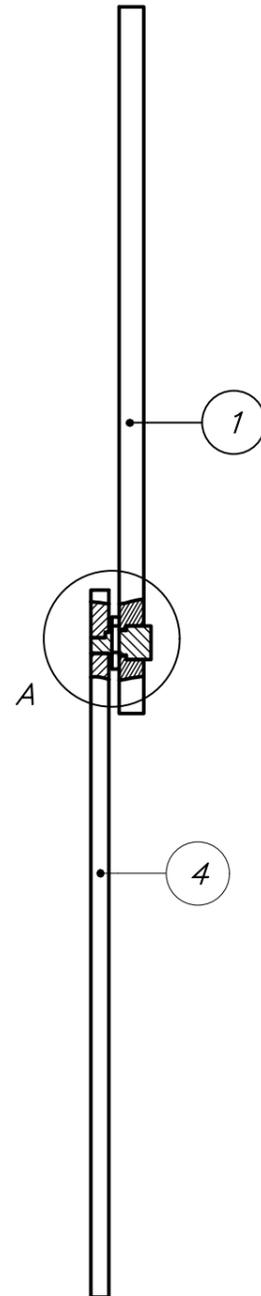
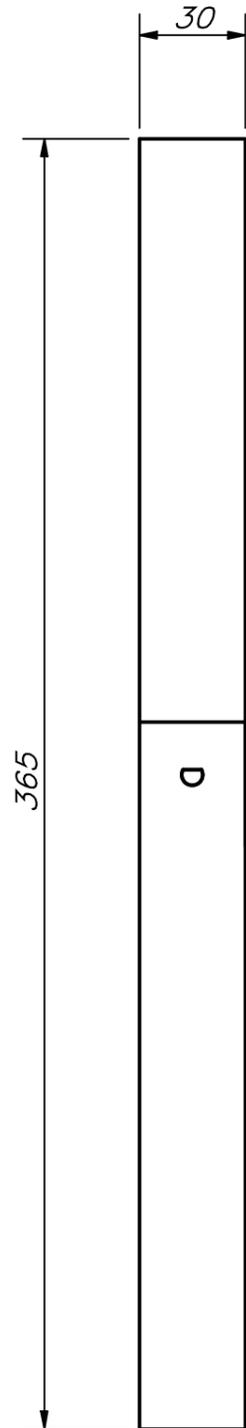


DETALLE A
 ESCALA 2 : 1

TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1				
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3

MANUFACTURA DE PIEZAS DE ABS POR IMPRESIÓN 3D
 DENSIDAD: 50%
 ALTURA DE CAPA: 0.1 mm
 VELOCIDAD DE IMPRESIÓN: 55 mm/s
 REDONDEOS NO ESPECIFICADOS R2

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA- INGENIERÍA EMCATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE LA RODILLA	ESCALA
		INDICADA
	PARTES A FABRICAR	FECHA: 2021.05.13
20161451	CASTRO VILLANUEVA, DIEGO	PLANO: DE2-A2

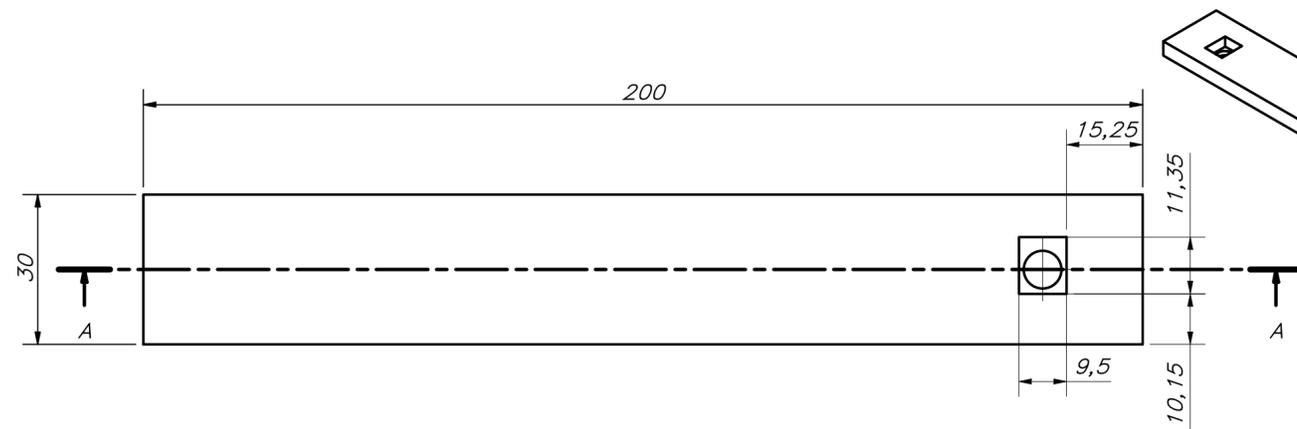


ESCALA 1:2

PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
4	1	BARRA AJUSTABLE A LA PIERNA		POLÍMERO ABS	VER PLANO DE3-A2
3	1	TUERCA HEXAGONAL M7	DIN 439	Acero 4.8	
2	1	POTENCIÓMETRO			P0915N-FC15BR10K
1	1	BARRA AJUSTABLE AL MUSLO		POLÍMERO ABS	VER PLANO DE3-A2

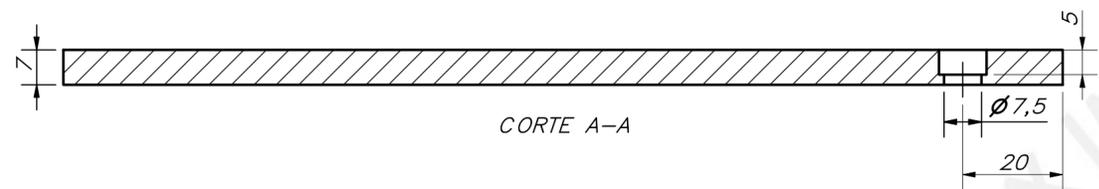
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE RODILLA	ESCALA
	ENSAMBLE DEL ELECTROGONIÓMETRO	1:2
20161451	CASTRO VILLANUEVA, DIEGO	FECHA: 2021.05.13
		PLANO: E2-A3

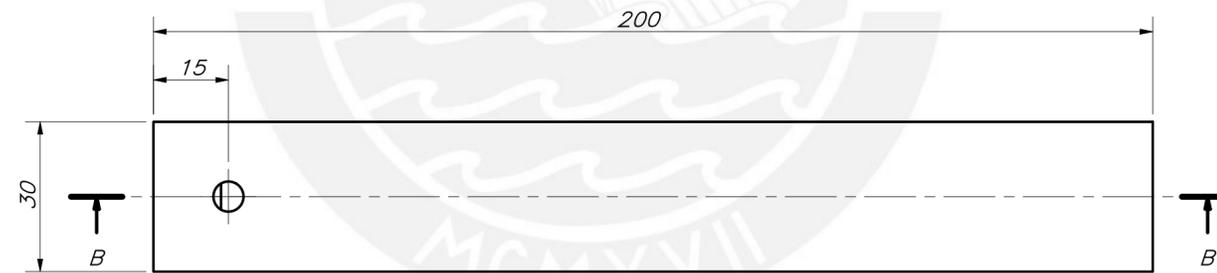


ESCALA 1:2

NOMBRE: BARRA AJUSTABLE AL MUSLO
 POSICIÓN: 1
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11

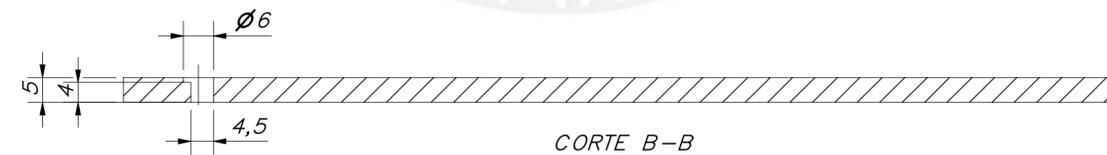


CORTE A-A



ESCALA 1:2

NOMBRE: BARRA AJUSTABLE A LA PIERNA
 POSICIÓN: 2
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: DIN ISO 2768-m
 ACABADO SUPERFICIAL: N11



CORTE B-B

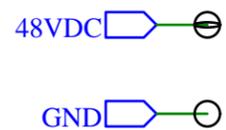


PIEZAS A MANUFACTURAR POR IMPRESIÓN 3D
 DENSIDAD: 80%
 ALTURA DE CAPA: 0.5 mm
 VELOCIDAD DE IMPRESIÓN: 55 mm/s
 REDONDEOS NO ESPECIFICADOS R2

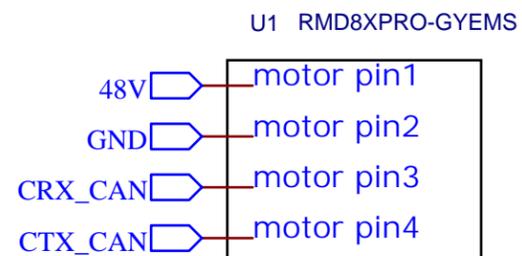
TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1					
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO MECATRÓNICO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE RODILLA	ESCALA INDICADA
		PIEZAS DEL ELECTROGONIÓMETRO
20161451	CASTRO VILLANUEVA, DIEGO	FECHA: 2021.06.15
		PLANO: DE3-A2

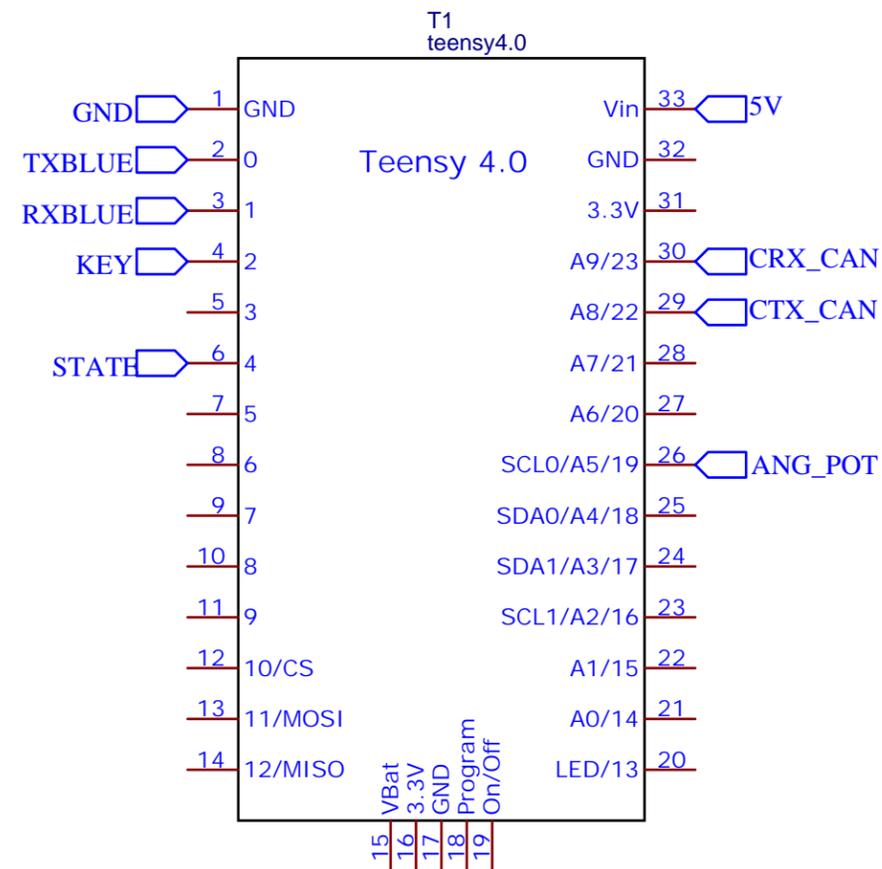
FUENTE CONMUTADA



ACTUADOR RMD8X-PRO

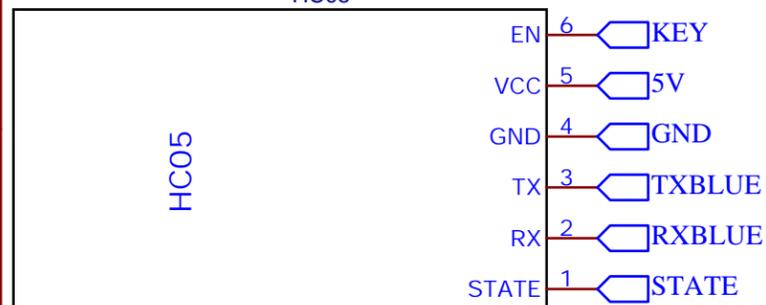


MICROCONTROLADOR TEENSY 4.0

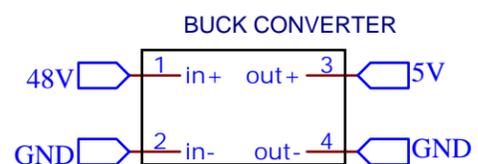


MÓDULO BLUETOOTH

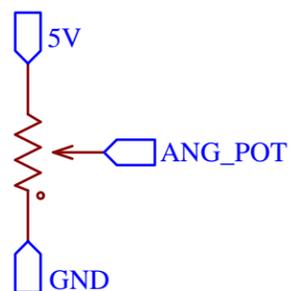
U3
HC05



CONVERTIDOR DE VOLTAJE



POTENCIÓMETRO



TITLE: EQUIPO PARA REHABILITACIÓN DE RODILLA		REV: 1.0
	Company:	Sheet: 1/1
	Date: 2021-06-12	Drawn By: DIEGO CASTRO VILLANUEVA