

“UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE”



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**“DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA
REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA”**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO
EN MECATRÓNICA**

ELABORADO POR:

GISSELA ELIZABETH TOAPANTA VEGA

DIRECTOR:

MSC. GUSTAVO MOSQUERA

Ibarra, julio 2017



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA
AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad. Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	100312742-8		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Toapanta Vega Gissela Elizabeth		
DIRECCIÓN:	Posada de Ubidia N° 3 y Ñuka Wasi (Otavalo)		
EMAIL:	getoapanta@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062-520409	TELÉFONO MÓVIL:	0969528127

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA.
AUTOR:	Toapanta Vega Gissela Elizabeth
FECHA:	18 de julio del 2017
PROGRAMA:	PREGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniera en Mecatrónica
DIRECTOR:	MSc. Gustavo Mosquera

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

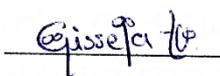
Yo, Gissela Elizabeth Toapanta Vega con cédula de identidad Nro. 1003127428, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autores de terceros, por lo tanto la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 18 días del mes de julio del 2017

EL AUTOR:



Firma

Nombre: Gissela Elizabeth Toapanta Vega

Cédula: 100312742-8



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Gissela Elizabeth Toapanta Vega, con cédula de identidad Nro. 100312742-8, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor (es) de la obra o trabajo de grado denominado: **DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA**, que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, a los 18 días del mes de julio del 2017

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Gissela To.', is written over a horizontal line.

Firma

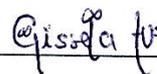
Nombre: Gissela Elizabeth Toapanta Vega

Cédula: 100312742-8

DECLARACIÓN

Yo, **Gissela Elizabeth Toapanta Vega**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte - Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



Nombre: Gissela Elizabeth Toapanta Vega

Cédula: 100312742-8

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “**DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA**”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por la señorita **GISSELA ELIZABETH TOAPANTA VEGA**, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a large, stylized 'G' followed by several loops and a horizontal line, positioned above a solid horizontal line.

MSc. Gustavo Mosquera

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

Mi principal agradecimiento a Dios y a la virgen, de quien he recibido muchas bendiciones para sacar adelante, esta mi carrera universitaria.

A mi familia por estar siempre a mi lado y apoyarme incondicionalmente. Gracias por ser una buena familia llena de principios y valores.

Al MSc. Gustavo Mosquera por ser un gran maestro, tutor y amigo y haber compartido sus conocimientos conmigo.

Al Ing. Raúl Conterón por ser un excelente amigo y compañero y haber sido un guía en el desarrollo del proyecto, gracias a él y toda su familia por abrirme las puertas de su hogar con gran calidez y humildad.

A la Sra. Marina Burbano y al Sr. Jesús Revelo, quienes siempre me acogieron en su hogar durante el transcurso de mi vida universitaria, gracias por todas sus palabras de aliento y consejos.

A handwritten signature in cursive script, reading "Gissela".

DEDICATORIA

La motivación más importante para la culminación de este trabajo es mi madre, a quien dedico este importante logro en mi vida.

A mi madre Piedad Vega, quien con todo su amor, sabiduría y cuidados ha hecho de mí una mujer valiente y valiosa. Ella ha sido siempre una mujer auténtica que ha dedicado su vida entera a formarnos a mis hermanos y a mí. Sin ella nada de esto sería posible, pues siempre supo alentarme y darme esa fortaleza para luchar día con día.

Al amor de mi vida Johnny, por todo el amor que siempre me ha demostrado, por cuidar siempre de mí y compartir a mi lado tantas alegrías y tristezas. Su optimismo siempre ha sido el motor que me alentó hacer y lograr cosas imposibles. Gracias por creer siempre en mí y encontrar las palabras precisas en los momentos difíciles, su grandeza está en ese corazón tan noble que posee, gracias por llegar a mi vida y cambiarla por completo y sobre todo gracias por nunca dejarme sola. Es muy grato para mí verme cumpliendo mis metas a su lado.

A mis hermanos Tomás y Mateo, por ser buenos hermanos y siempre estar pendientes de mí. A Tomás por ser más que un hermano, un modelo de padre para mí, a la vez quien siempre nos ha llenado de orgullo por ser un hombre luchador y constante en la vida de quien me llevo el mejor ejemplo de superación. A Mateo por compartir sus días a mi lado, gracias por ser esa motivación que me ayudó hacer las cosas bien en todo momento para así lograr que él vea en sus hermanos ejemplo de sacrificio y lucha para conseguir sus metas y él logre ser aún mejor.

A mi sobrino Thomasito, un niño muy inteligente quien con sus ocurrencias y cariño me ha regalado tantos momentos de alegrías.

A mis abuelitos Aurora y Antonio, a quienes considero mis segundos padres por brindarme cariño, cuidado y muchos consejos que me han ayudado a seguir un buen camino en la vida.

A Aurora Vega, por ser una tía muy buena de quien siempre he recibido cariño y cuidado, gracias por todo el apoyo y la ayuda recibida de su parte.



RESUMEN

En el presente proyecto de grado se realiza el diseño e implementación de un dispositivo para rehabilitación pasiva de muñeca con tres grados de libertad flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca y pronación-supinación de antebrazo. La investigación es desarrollada a partir del estudio de la biomecánica de la muñeca, su antropometría y cinemática; además de conseguir un diseño conceptual del dispositivo mediante el estudio de dispositivos rehabilitadores de mano y muñeca existentes.

Mediante el diseño conceptual se obtiene una combinación de componentes que conforman el diseño final del dispositivo, y una variedad de sistemas que se encuentran trabajando en conjunto para lograr alcanzar los objetivos propuestos, finalmente para lograr la interacción del usuario con el dispositivo se elabora una aplicación Android, que permite una fácil operación del mecanismo mediante un dispositivo móvil, que dará lugar a la ejecución de los movimientos de la muñeca.

ABSTRACT

In the present project of degree is realized the design and implementation of a device for passive rehabilitation of wrist with three degrees of freedom flexion-extension, abduction-adduction of the wrist and pronation-supination of forearm. The research is developed from the study of the biomechanics of the wrist, its anthropometry and kinematics; In addition to achieving a conceptual design of the device by studying existing hand and wrist rehabilitation devices.

Through the conceptual design provides a combination of components that make up the final design of the device and a variety of systems that work together to achieve the proposed objectives, finally to achieve the interaction of the user with the device that elaborates an Android application, which allows an easy operation of the mechanism with a mobile device, which results in the execution of the movements of the wrist.

TABLA DE CONTENIDO

“UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE”	I
1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	II
2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	III
3. CONSTANCIAS	III
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	IV
DECLARACIÓN	V
CERTIFICACIÓN	VI
AGRADECIMIENTOS	VII
DEDICATORIA	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	X
TABLA DE CONTENIDO	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XV
ÍNDICE DE TABLAS	XVII
ÍNDICE DE ECUACIONES	XVIII
INTRODUCCIÓN	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
OBJETIVO GENERAL	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
ESTADO DEL ARTE	3
Introducción	3

Antecedentes de la investigación	3
JUSTIFICACIÓN	6
ALCANCE.....	6
APORTES Y LIMITACIONES.....	7
CAPÍTULO 1	8
MARCO TEÓRICO.....	8
1.1 Anatomía de la muñeca.....	8
1.1.1 Osteología	8
1.1.2 Artrología.....	9
1.2 Biomecánica de la muñeca.....	9
1.2.1 Cinemática de la mano y muñeca.....	9
1.2.2 Artrocinemática.....	9
1.2.3 Rango de movilidad articular	11
1.2.3.1 Movimiento de abducción-aducción	11
1.2.3.2 Movimiento de flexión-extensión	12
1.2.3.3 Movimiento de pronación-supinación.....	12
1.2.4 Momentos máximos de la muñeca	13
1.3 Antropometría de la mano.....	13
1.3.1 Antropometría	13
1.3.2 Historia de la antropometría.....	14
1.3.3 Dimensiones de la mano y muñeca	14
1.4 Causas de lesiones de la muñeca.....	17
1.5 Lesiones que comprometen la muñeca y tratamiento	17
1.5.1 Síndrome de “De Quervain”	17
1.5.2 Síndrome del Túnel Carpiano	19
1.6 Conceptos Básicos de Rehabilitación	20
1.6.1 Fisioterapia.....	20
1.6.2 La Cinesiterapia	21
CAPÍTULO 2.....	22

METODOLOGÍA	22
2.1 Revisión Bibliográfica	22
2.2 Diseño Conceptual	22
2.3 Diseño Mecánico.....	22
2.4 Diseño Electrónico.....	23
2.5 Validación del diseño.....	23
2.6 Pruebas.....	23
CAPÍTULO 3.....	24
RESULTADOS.....	24
3.1 Diseño Conceptual	24
3.1.1 Necesidades.....	24
3.1.2 Requerimientos	24
3.1.3 Especificaciones.....	25
3.1.4 Concepto	28
3.1.5 Sistemas Involucrados.....	28
3.1.6 Carta Morfológica	29
3.1.7 Elecciones Independientes	30
3.1.7.1 Elección del sistema de procesamiento.....	30
3.1.7.2 Elección del sistema de control.....	31
3.1.7.3 Elección de Interfaz.....	31
3.1.8 Propuestas de Solución	32
3.1.8.1 Solución 1	32
3.1.8.2 Solución 2	33
3.1.8.3 Solución 3	34
3.1.9 Solución Elegida	35
3.2 Diseño Mecánico.....	35
3.2.1 Antropometría para el diseño	35
3.2.2 Materiales.....	37
3.2.2.1 Aluminio	37
3.2.2.2 Acero Inoxidable.....	38

3.2.3	Selección de guía lineal.....	39
3.2.3.1	Selección de serie.....	39
3.2.3.2	Clasificación de los Valores de las Capacidades de Carga de las Guías Lineales	40
3.2.4	Diseño de partes.....	41
3.2.5	Dispositivo Ensamblado.....	43
3.2.6	Diagrama de Cuerpo Libre.....	44
3.2.7	Validación del Diseño Mecánico.....	47
3.2.7.1	Análisis de elementos finitos.....	47
3.2.7.2	Convergencia en la tensión.....	52
3.3	Diseño Electrónico.....	53
3.3.1	Selección de motores.....	53
3.3.1.1	Motor paso a paso bipolar con caja reductora.....	54
3.3.2	Control y automatización.....	55
3.4	Costo del proyecto.....	56
3.4.1	Costo de Insumos.....	56
3.4.2	Costo de Mano de Obra.....	59
3.4.3	Costo Total del Proyecto.....	59
3.5	Pruebas de Funcionamiento.....	60
3.5.1	Rangos de movimiento del dispositivo.....	60
3.5.2	Pruebas con carga.....	65
3.5.3	Pruebas sin carga.....	66
CAPÍTULO 4.....		67
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		67
4.1	Conclusiones.....	67
4.2	Recomendaciones.....	67
BIBLIOGRAFÍA.....		69
GLOSARIO.....		73
ANEXOS.....		¡Error! Marcador no definido.

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. ROBOT DE EJERCICIO TERAPÉUTICO PARA REHABILITACIÓN DE MUÑECA Y ANTEBRAZO [2].	3
FIGURA 2. WRIST GIMBAL 2 DOF REHABILITATION ROBOT [3].	4
FIGURA 3. IIT-WRIST ROBOT [4].	5
FIGURA 4. APARATO DE REHABILITACIÓN ROBÓTICA Y MÉTODO [5].	5

CAPÍTULO 1

FIGURA 1.1. HUESOS DE LA MUÑECA [9].	8
FIGURA 1. 2 COMPLEJO ARTICULAR DE LA MUÑECA [8].	9
FIGURA 1.3. ARTICULACIÓN CONDÍLEA DE LA MUÑECA [12].	10
FIGURA 1.4. ARTICULACIÓN TROCOIDE DEL CODO [12].	10
FIGURA 1.5. RANGO DE MOVIMIENTO DE LA MUÑECA EN ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN [7].	11
FIGURA 1.6. RANGO DE MOVIMIENTO DE LA MUÑECA EN FLEXIÓN-EXTENSIÓN [7].	12
FIGURA 1.7. RANGO DE MOVIMIENTO DE LA MUÑECA EN PRONACIÓN-SUPINACIÓN [7].	13
FIGURA 1. 8. MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE MANO Y MUÑECA [16].	16
FIGURA 1.9. SÍNDROME DE “DE QUERVAIN” [18].	18
FIGURA 1.10. EJERCICIOS DE REHABILITACIÓN PARA EL SÍNDROME DE DE QUERVAIN [18].	18
FIGURA 1.11. SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO [19].	19
FIGURA 1.12. FLEXIÓN DE LAS ARTICULACIONES METACARPÍANAS PARA ALIVIAR EL DOLOR PRODUCIDO POR EL SÍNDROME DE TÚNEL CARPIANO [8].	20
FIGURA 1. 13. A) CINESITERAPIA ACTIVA B) CINESITERAPIA PASIVA [23].	21

CAPÍTULO 3

FIGURA 3.1 DIAGRAMA DE ENTRADAS, SALIDA E INTERACCIÓN DE SISTEMAS..	28
FIGURA 3.2 BOCETO DE LA SOLUCIÓN 1.	32
FIGURA 3. 3 BOCETO DE LA SOLUCIÓN 2.	33
FIGURA 3. 4 BOCETO DE LA SOLUCIÓN 3.	34
FIGURA 3. 5 DIÁMETRO DE AGARRE DE LA MANO [6].	36
FIGURA 3. 6 GUÍA LINEAL MGN/MGW	39

FIGURA 3. 7 VISTA EXPLOSIONADA DEL DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA.....	41
FIGURA 3. 8 VISTA ISOMÉTRICA DEL DISPOSITIVO	43
FIGURA 3. 9 D.C.L. PARA MOVIMIENTO DE PRONACIÓN-SUPINACIÓN	44
FIGURA 3. 10 D.C.L. PARA MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN.....	44
FIGURA 3. 11 D.C.L. PARA MOVIMIENTO DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN.....	45
FIGURA 3. 12 CONDICIONES DE BORDE DEL MECANISMO REHABILITADOR	48
FIGURA 3. 13 FUERZA-1 APLICADA EN EL SOPORTE DE ANTEBRAZO.	48
FIGURA 3. 14 FUERZA-2 APLICADA EN EL MANGO DEL DISPOSITIVO.	49
FIGURA 3. 15 TORSIÓN -1 MOVIMIENTO DE PRONACIÓN-SUPINACIÓN.....	49
FIGURA 3. 16 TORSIÓN-2 MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN.....	50
FIGURA 3. 17 TORSIÓN-3 MOVIMIENTO DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN.....	50
FIGURA 3. 18 FACTOR DE SEGURIDAD MÍNIMA DEL DISPOSITIVO REHABILITADOR.	51
FIGURA 3. 19 MÁXIMO ESFUERZO DEL DISPOSITIVO REHABILITADOR.....	51
FIGURA 3. 20 CURVA DE CONVERGENCIA A LA TENSIÓN	52
FIGURA 3. 21 MOTOR PAP A) NEMA 17 REDUCCIÓN 1:100 B) NEMA 11 REDUCCIÓN 1:100	54
FIGURA 3. 22 CONTROL DE LAZO CERRADO PARA POSICIONAMIENTO DE MOTORES.....	56
FIGURA 3. 23 POSICIÓN INICIAL PARA MOVIMIENTO DE PRONACIÓN/SUPINACIÓN	60
FIGURA 3. 24 ÁNGULO MÁXIMO DEL MOVIMIENTO DE SUPINACIÓN.....	61
FIGURA 3. 25 ÁNGULO MÁXIMO DEL MOVIMIENTO DE PRONACIÓN.	61
FIGURA 3. 26 POSICIÓN INICIAL PARA MOVIMIENTO DE FLEXIÓN/EXTENSIÓN ...	62
FIGURA 3. 27 ÁNGULO MÁXIMO EN FLEXIÓN.....	63
FIGURA 3. 28 ÁNGULO MÁXIMO EN EXTENSIÓN	63
FIGURA 3. 29 POSICIÓN INICIAL PARA EL MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.....	64
FIGURA 3. 30 ÁNGULO MÁXIMO EN ABDUCCIÓN	64
FIGURA 3. 31 ÁNGULO MÁXIMO EN ADUCCIÓN.....	65

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 1

TABLA 1.1. MÁXIMOS MOMENTOS GENERADOS POR LOS MÚSCULOS QUE RODEAN LA MUÑECA EN MOVIMIENTO PASIVO [14].	13
---	----

CAPÍTULO 3

TABLA 3.1 NECESIDADES Y REQUERIMIENTOS.	25
TABLA 3.2 REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES.	26
TABLA 3.3 ESPECIFICACIONES CON VALORES Y JUSTIFICACIÓN.	27
TABLA 3. 4 TABLA MORFOLÓGICA DE LOS SISTEMAS INVOLUCRADOS.	30
TABLA 3. 5 COMPARACIÓN ENTRE MICROCONTROLADORES	31
TABLA 3.6 MATRIZ DE SELECCIÓN ENTRE LAS SOLUCIONES PROPUESTAS.	35
TABLA 3. 7 MEDIDAS DEL ANCHO DE LA PALMA EXCLUYENDO EL PULGAR.	36
TABLA 3. 8 MEDIDA DEL DIÁMETRO DE LA AGARRE DE LA MANO.	36
TABLA 3. 9 PORCENTAJE DE MASA CORPORAL CORRESPONDIENTE A PARTES ESPECIFICAS DEL CUERPO.	37
TABLA 3. 10 PROPIEDADES DE ALEACIONES SELECCIONADAS DE ALUMINIO A TEMPERATURA AMBIENTE [24].	37
TABLA 3. 11 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL ALUMINIO 6063-T6 [24].	38
TABLA 3. 12 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL ACERO AISI 304 [24].	38
TABLA 3. 13 FACTOR DE SEGURIDAD ESTÁTICO.	40
TABLA 3. 14 DIMENSIONES DE LA GUÍA LINEAL SERIE MGN 9H	40
TABLA 3. 15 DESCRIPCIÓN Y FUNCIÓN DE LAS PARTES DEL DISPOSITIVO.	42
TABLA 3. 16 DIMENSIONES DEL DISPOSITIVO EN REPOSO Y FUNCIONAMIENTO.	43
TABLA 3. 17 CONDICIONES DE BORDE DEL DISPOSITIVO	47
TABLA 3. 18 CONVERGENCIA EN LA TENSIÓN	52
TABLA 3. 19 TORQUE MÍNIMO DE MOTORES PARA EJECUCIÓN DE MOVIMIENTOS.	53
TABLA 3. 20 TABLA DESCRIPTIVA DE DOS TIPOS DE MOTORES DC.	53
TABLA 3. 21 CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LOS MOTORES PAP BIPOLAR CON CAJA REDUCTORA.	55
TABLA 3. 22 COSTOS DE INSUMOS PARA LA CONSTRUCCIÓN MECÁNICA.	57
TABLA 3. 23 COSTO DE INSUMOS PARA LA CONSTRUCCIÓN ELECTRÓNICA.	57

TABLA 3. 24 COSTO TOTAL DE INSUMOS.....	58
TABLA 3. 25 COSTO DE MANO DE OBRA.	59
TABLA 3. 26 COSTO TOTAL DEL PROYECTO	59
TABLA 3. 27 FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO CON CARGA (MANO DERECHA).	65
TABLA 3. 28 FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO CON CARGA (MANO IZQUIERDA).....	66
TABLA 3. 29 FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO SIN CARGA.....	66

ÍNDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 3. 1 FACTOR DE SEGURIDAD ESTÁTICO PARA CARGAS SIMPLES.	40
ECUACIÓN 3. 2 MOMENTO EN EL EJE X.....	44
ECUACIÓN 3. 3 MOMENTO EN EL EJE Z.	45
ECUACIÓN 3. 4 FUERZA TOTAL EN EL EJE Y.....	45
ECUACIÓN 3. 5 MOMENTO EN EL EJE Y.....	46

INTRODUCCIÓN

La rehabilitación es un proceso terapéutico que puede ayudar a las personas que han perdido o disminuido movilidad en su cuerpo a mejorar su condición médica, psicológica y hasta social, en muchos casos puede prevenir discapacidades permanentes.

Por esta razón en los últimos años se ha buscado adentrarse en el estudio del cuerpo humano a nivel de ingeniería, dicha práctica es conocida como biomédica, la cual busca diseñar y construir dispositivos semiautomáticos que logren ejecutar los movimientos del ser humano.

Este proyecto surge en una fase inicial con la necesidad de ayudar a personas que padecen ciertas patologías que involucran las articulaciones de la muñeca, como enfermedades degenerativas llamadas artritis y artrosis, traumatismos en los cuales se lesiona el complejo articular y por otro lado mejorar la calidad de vida de las personas sobrevivientes a accidentes cerebrovasculares.

Además, el proyecto busca cubrir parte de las necesidades del especialista encargado de realizar la rehabilitación en las personas conocido como fisioterapeuta, quienes en su labor diaria, y con el paso del tiempo se ven afectados por el desgaste físico a raíz de las fuerzas aplicadas en cada terapia de rehabilitación.

Capaz de llevar a cabo el proyecto, dispositivo mecatrónico para rehabilitación pasiva de muñeca, se inicia la investigación con el estado del arte de mecanismos rehabilitadores de muñeca, para proseguir con la identificación de las características del dispositivo tanto en el diseño mecánico, control de posición y velocidad para así lograr su ejecución.

Una vez que se cuente con el dispositivo se procede a su accionamiento y finalmente la realización de pruebas y obtención de resultados.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La muñeca es una de las articulaciones biomecánicamente más compleja del cuerpo humano, pues a la vez que permite una gran movilidad, es capaz de soportar importantes fuerzas de compresión, cizallamiento y torsión sin desestabilizarse, tiene la capacidad de transmitir cargas sin sufrir subluxaciones [1], es posiblemente la más importante de todas las articulaciones en la vida diaria y profesional, está bajo tensión no sólo en muchos oficios de trabajadores manuales, también en los deportes y, por lo tanto, es extremadamente propensa a lesiones, además en esta área existen muchos tendones, nervios y vasos sanguíneos agrupados en espacios muy reducidos, haciendo que los cambios y lesiones más pequeños puedan restringir en forma evidente la libertad de movimiento del paciente, la cual puede ser recuperada mediante terapia física y en algunos casos necesitar intervenciones quirúrgicas para evitar llegar a la discapacidad.

Con el claro enfoque de mejorar la calidad de vida de estas personas de forma parcial o total, se ha optado por recurrir a la biomédica para dar solución al problema, para la cual se debe contar con un mecanismo que pueda asistir al paciente con los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación de forma pasiva, y que pueda ser manipulado fácilmente por el terapeuta o paciente en todo momento garantizando su seguridad, logrando mejor la calidad de rehabilitación actual.

OBJETIVO GENERAL

Construir un mecanismo rehabilitador de muñeca que ejecute los movimientos pasivos de flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación para apoyo terapéutico.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir los requerimientos de diseño, basados en estudios de antropometría, biomecánica y rehabilitación física de la muñeca.
- Determinar la solución óptima para el dispositivo, a partir de un diseño conceptual.
- Diseñar el sistema mecánico y de control del dispositivo rehabilitador de muñeca.
- Construir el rehabilitador pasivo de muñeca.
- Validar el diseño y construcción del dispositivo.

ESTADO DEL ARTE

Introducción

En el diario vivir, los seres humanos realizamos diversas actividades en las cuales intervienen en gran parte las extremidades superiores, la muñeca y mano son la culminación de estas, quienes permiten las acciones de sujetar y manipular, por lo que es imprescindible su estabilidad, y en muchos casos esta propensa a sufrir lesiones, malestares o enfermedades que en la actualidad son tratados por especialistas, los cuales recurren a la biomédica para dar solución a este complejo problema.

Antecedentes de la investigación

Se presenta en el Departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Yildiz Technical University, el desarrollo de un robot de ejercicio terapéutico para la rehabilitación de muñeca y antebrazo, utilizada para el proceso de rehabilitación de muñeca y antebrazo, lleva a cabo la asistencia activa, pasiva, isotónica, isocinética y ejercicios isométricos con 3 grados de libertad flexión-extensión, abducción-aducción para la muñeca y pronación-supinación correspondiente al antebrazo, puede realizar los movimientos de una persona sana y utiliza un esquema de control de impedancia híbrido, es decir, control individual de posición y fuerza, además cuenta con una interfaz de usuario gráfica (GUI) mediante la cual es posible obtener y almacenar información del paciente y observar los resultados de la sesión de rehabilitación efectuada [2].

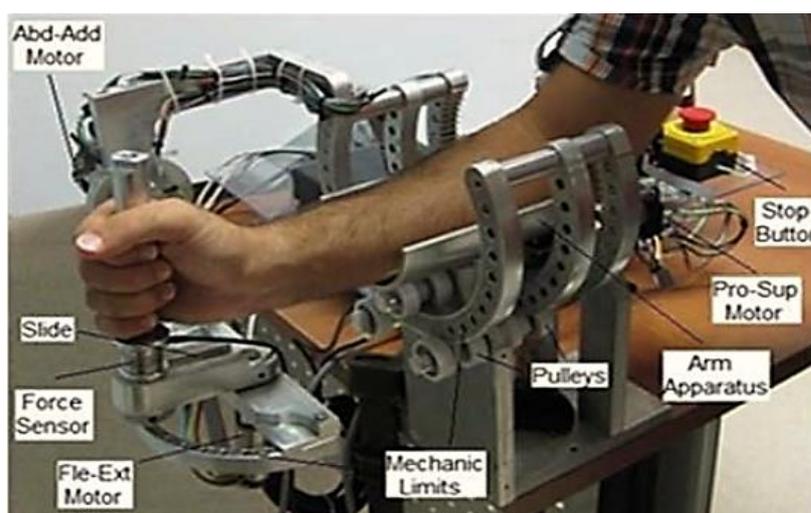


Figura 1. Robot de Ejercicio Terapéutico Para Rehabilitación de Muñeca y Antebrazo [2].

Ahora se expone un exoesqueleto de muñeca y antebrazo para pacientes con derrame cerebral, el cual fue elaborado en el laboratorio de investigación de biomecánica de Colorado School of Mines, realiza ejercicios activos y pasivos, los dos grados de libertad que posee son flexión-extensión y pronación-supinación con una interfaz en PC para visualizar los movimientos del dispositivo en los diferentes ejes cartesianos y es capaz de grabar y reproducir las trayectorias de movimiento previamente dados por el operador, se adapta a diferentes tamaños de brazos y manos con la desventaja de no guardar información del paciente [3].

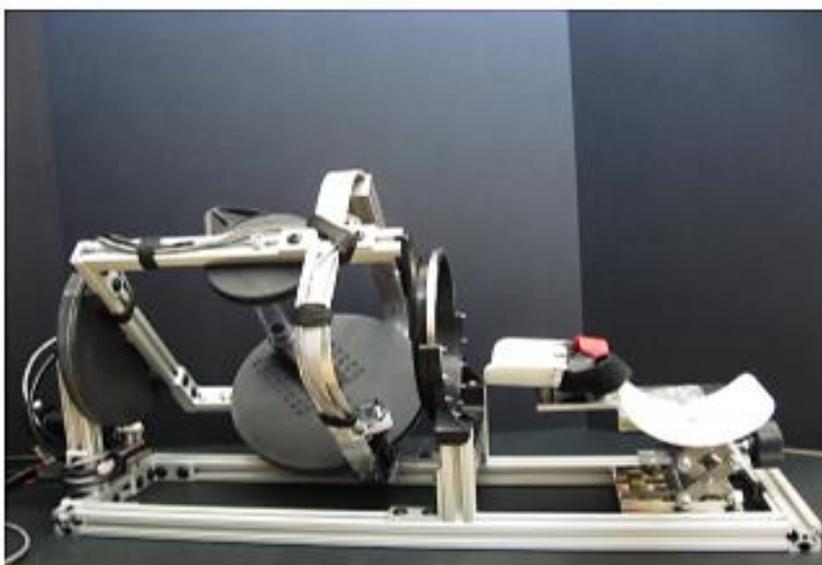


Figura 2. Wrist Gimbal 2 DOF Rehabilitation Robot [3].

Otra de las innovaciones destinado para pacientes con accidente cerebrovascular fue desarrollado en la Universidad de Génova-Italia, IIT-Wrist robot, es un dispositivo rehabilitador de 3 grados de libertad: abducción-aducción, pronación-supinación y movimiento circundante, los ejercicios que realiza son activos, con un rango de movimiento comparable a la de los sujetos normales e implementado un protocolo de entrenamiento de la auto-adaptación con el fin de facilitar la aparición de la suavidad en los patrones de control de motor y maximizar la recuperación del rango de movimiento [4].

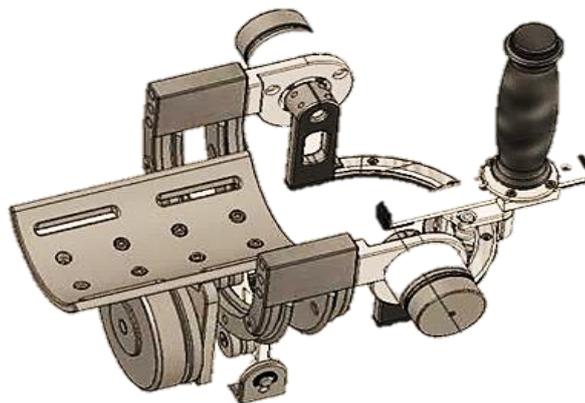


Figura 3. IIT-Wrist Robot [4].

El sistema completo de rehabilitación de miembro superior [5], es un robot de rehabilitación inteligente, ayuda a lograr la rehabilitación del paciente que ha sufrido un accidente cerebrovascular, tiene la capacidad de diagnóstico incluyendo información sobre las articulaciones afectadas, satisface la necesidad de la terapia en las extremidades con insuficiencia a través de un enfoque de rehabilitación de varios pasos integrados: el diagnóstico neuromuscular y alteraciones biomecánicas en las funciones de la muñeca, la realización de la terapia física, incluyendo ejercicios de movimiento de estiramiento pasivo y voluntarias, los motores y los ejes de rotación de las articulaciones trabajan a una velocidad variable, se evalúan los resultados cuantitativamente, es para uso de los médicos y los pacientes, ya sea en el hogar o en una clínica.

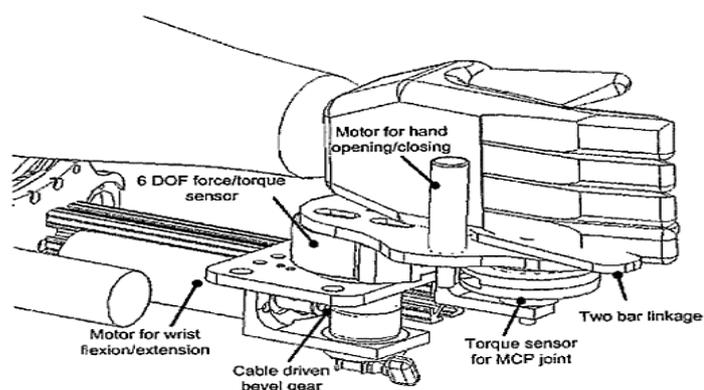


Figura 4. Aparato de Rehabilitación Robótica y Método [5].

JUSTIFICACIÓN

En nuestro país, en el área de la fisioterapia es muy frecuente observar casos de personas que necesitan rehabilitación pasiva y activa de muñeca, debido a cierto tipo de patologías y traumatismos que sufren en la muñeca o accidentes a nivel neuronal que impiden movimiento independiente de la articulación.

El método de rehabilitación pasiva que usan los especialistas actualmente, es activar la motricidad de la muñeca de forma manual es decir asistida por ellos.

La importancia de proponer la elaboración de un rehabilitador pasivo de muñeca, es la necesidad de una rehabilitación progresiva del paciente, con la fuerza necesaria que esta requiera y limitaciones que esta tenga, es decir se busca velocidad adecuada de movimiento de la muñeca y limitar su ángulo de movilidad.

Es así que el dispositivo rehabilitador pasa a jugar un papel muy importante como dispositivo de apoyo en el trabajo del fisioterapeuta, logrando mejorar el tiempo y la calidad de recuperación del paciente, reincorporándolo a sus actividades diarias.

Sin embargo, en Ecuador, no se le ha prestado la debida atención a este tipo de dificultades que presenta el área de rehabilitación física, y son pocas las instituciones educativas que se dedican a la investigación de este tipo de rehabilitadores pasivos asistidos.

ALCANCE

Para la elaboración del rehabilitador pasivo de muñeca, se cumplirán con los siguientes requerimientos: características antropométricas propias del país, ángulos de movimiento de la muñeca los cuales realizará el dispositivo que son: flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación además, número de repeticiones del ejercicio, velocidad necesaria para la recuperación de la articulación y una interfaz que permita un fácil manejo del dispositivo.

Este proyecto será diseñado, desarrollado y orientado a la población del Ecuador, estableciendo un rango de altura entre los 1,50 m hasta 1,80m [6], con un peso máximo de hasta 0,7 kg de la mano.

El proceso de rehabilitación de la muñeca de cada paciente a ser atendido, lo otorgará el fisioterapeuta mediante un previo ensayo de movimientos con el dispositivo, no existirá un proceso estándar, debido a las diferentes limitaciones motoras que presentará cada paciente dependiendo de su afección.

APORTES Y LIMITACIONES

Se propone construir un dispositivo rehabilitador de muñeca de tres grados de libertad, abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación que realice específicamente ejercicios pasivos, que brinde un diseño ergonómico, se pueda transportar fácilmente y cuente con una interfaz de usuario.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1 Anatomía de la muñeca

La muñeca es la articulación distal del miembro superior, permite que la mano, segmento efector- adopte la posición óptima para la prensión. El complejo articular de la muñeca posee dos grados de libertad, flexión-extensión y abducción-aducción. Con la pronosupinación, rotación del antebrazo sobre su eje longitudinal, añade un tercer grado de libertad a la muñeca [7].

1.1.1 Osteología

La articulación de la muñeca es un área compleja que contiene ocho huesos carpianos, las porciones distales del radio y el cúbito, y las bases de los huesos metacarpianos.

Hilera proximal: Escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme.

Hilera distal: Trapecio, trapezoide, hueso grande y ganchoso [8].

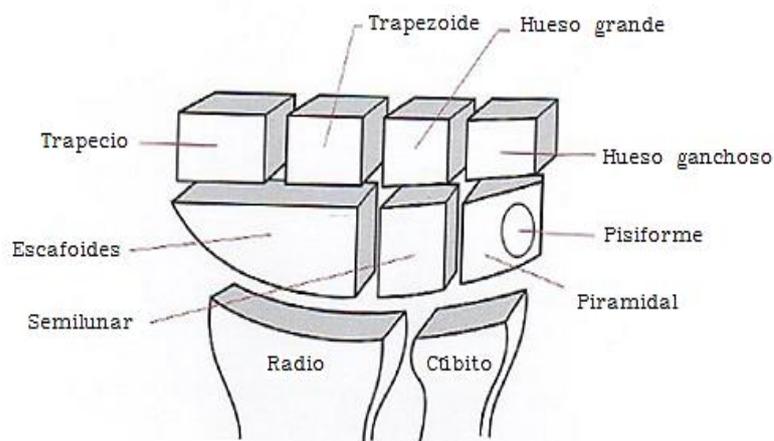


Figura 1.1. Huesos de la muñeca [9].

1.1.2 Artrología

La muñeca suele dividirse en las articulaciones radiocarpiana, mediocarpiana e intercarpianas.

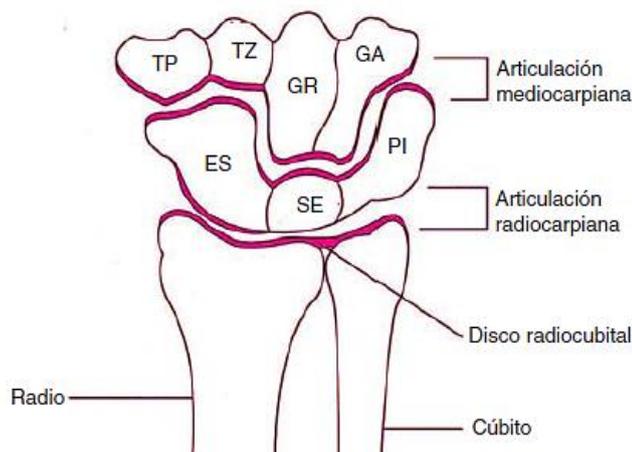


Figura 1. 2 Complejo Articular de la Muñeca [8].

1.2 Biomecánica de la muñeca

1.2.1 Cinemática de la mano y muñeca

La mano es un órgano extremadamente móvil que puede coordinar una infinita variedad de movimientos en relación a cada uno de sus componentes. La combinación de los movimientos de la mano y de la muñeca permite que la mano se moldee a la forma del objeto que se palpa o se agarra. La gran movilidad de la mano es el resultado de las superficies articulares, la posición de unos huesos en relación de los otros y las acciones del intrincado sistema de músculos. [10]

1.2.2 Artrocinemática

Se ocupa del movimiento de las superficies articulares en forma íntima y se define como el desplazamiento de una superficie articular con relación a otra superficie directamente comprometida en el movimiento. [11]

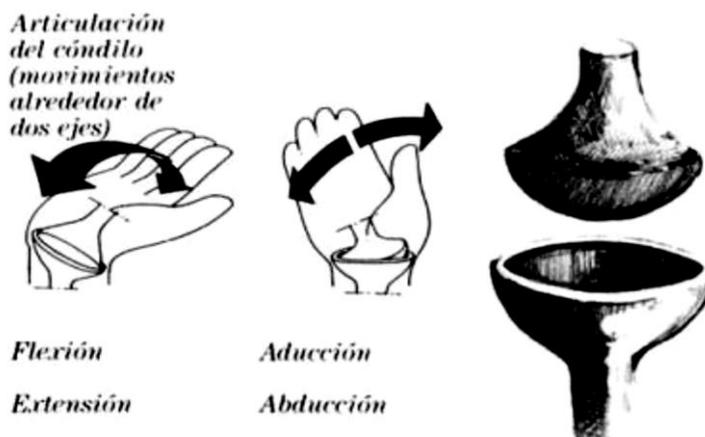


Figura 1.3. Articulación Condílea de la Muñeca [12].

La junta que pertenece a la muñeca es una articulación sinovial (móvil) y además (condílea) como indica la Figura 1.4, que se establece entre el extremo del hueso radio, el hueso cúbito, con los huesos de la primer fila de carpos; esta articulación permite que se realicen movimientos en dos ejes por lo cual la muñeca puede abducir, aducir, flexionar y extender en esta articulación [12].

La pronación y la supinación de la mano (Figura 1.5), se producen completamente en el antebrazo, e implican la rotación del radio en el codo y el desplazamiento del extremo distal del radio sobre el cúbito, se conoce esta junta como articulación trocoide, permitiendo el movimiento alrededor de un solo eje [12].

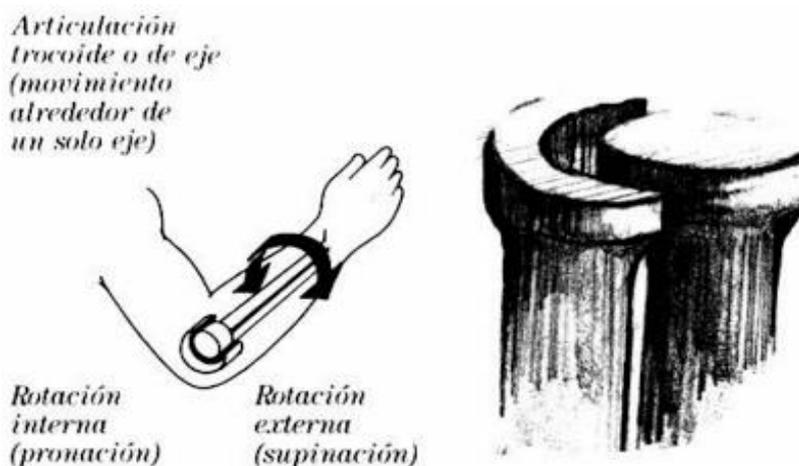


Figura 1.4. Articulación Trocoide del codo [12].

1.2.3 Rango de movilidad articular

Al ser la muñeca un complejo pluriarticular, todo movimiento global de ésta debe considerarse como el resultado de la interacción y acumulación de los movimientos que ocurren en las distintas articulaciones que la componen [13].

El conocimiento de la cinemática articular de cada una de las articulaciones tiene interés porque facilita la interpretación y el adecuado tratamiento de muchos de los trastornos que suceden en ella [13].

1.2.3.1 Movimiento de abducción-aducción

Este movimiento es aquel que la muñeca realiza en torno a un eje anteroposterior según el cual, la mano se acerca o aleja respecto al eje del cuerpo. La inclinación cubital, o aducción, acerca la mano hacia el cuerpo, y se realiza fundamentalmente en la articulación radiocarpiana, mientras que la inclinación radial, o abducción, la aleja de éste y se realiza fundamentalmente en la articulación medio carpiana [13].

La amplitud de la inclinación cubital presenta unos valores variables, según cuál sea el método utilizado para medirla. Si tomamos el tercer metacarpiano como referencia, la inclinación cubital llega con facilidad a 30 o 40° [13].

La amplitud de la inclinación radial, en cambio, no sobrepasa los 15°. La inclinación cubital aparece cuando el cubital anterior se contrae sinérgicamente junto con el cubital posterior [13].

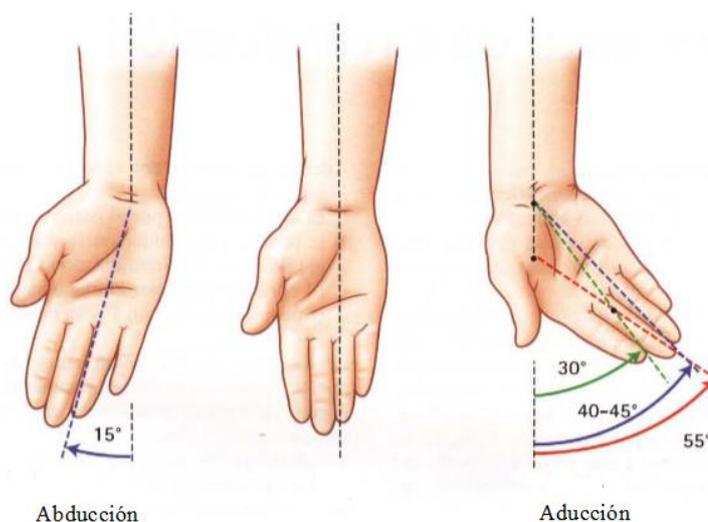


Figura 1.5. Rango de Movimiento de la Muñeca en Abducción-Aducción [7].

1.2.3.2 Movimiento de flexión-extensión

Este movimiento es aquel que se produce alrededor de un eje transversal que permite acercar la planta de la mano a la cara anterior del antebrazo o alejarse de ella, en el movimiento de flexión dorsal (extensión) existe una mayor participación medio carpiana, mientras que en la flexión palmar (flexión) es mayor el movimiento a nivel de la articulación radio carpiana [13].

La flexión de la muñeca, con los dedos extendidos, raras veces supera los 90° , y es mucho menor con el puño cerrado (promedio 65°). La extensión activa es algo menor (promedio 80°), cualquiera que sea la posición de los dedos. [13]

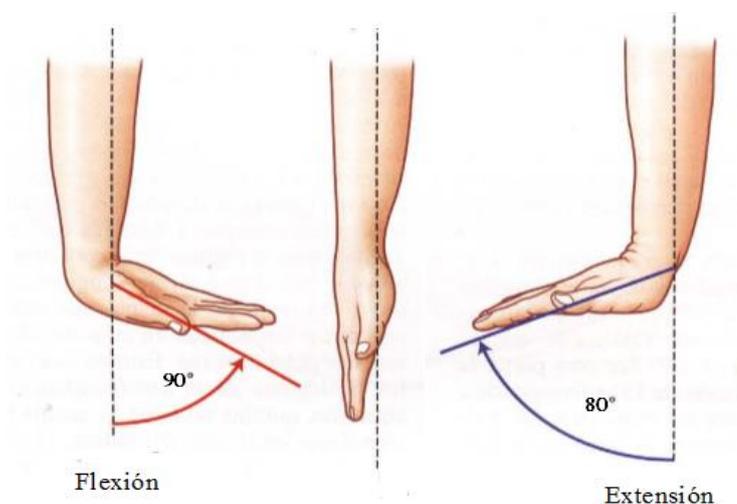


Figura 1.6. Rango de Movimiento de la Muñeca en Flexión-Extensión [7].

1.2.3.3 Movimiento de pronación-supinación

La pronosupinación es uno de los movimientos más importantes ya que es indispensable para el control de la actitud de la mano.

La mano, en posición de supinación, se sitúa en el plano horizontal; la amplitud del movimiento de supinación es entonces de 90° , la mano en posición de pronación, apenas alcanza el plano horizontal; la amplitud del movimiento de pronación es de 85° [7].

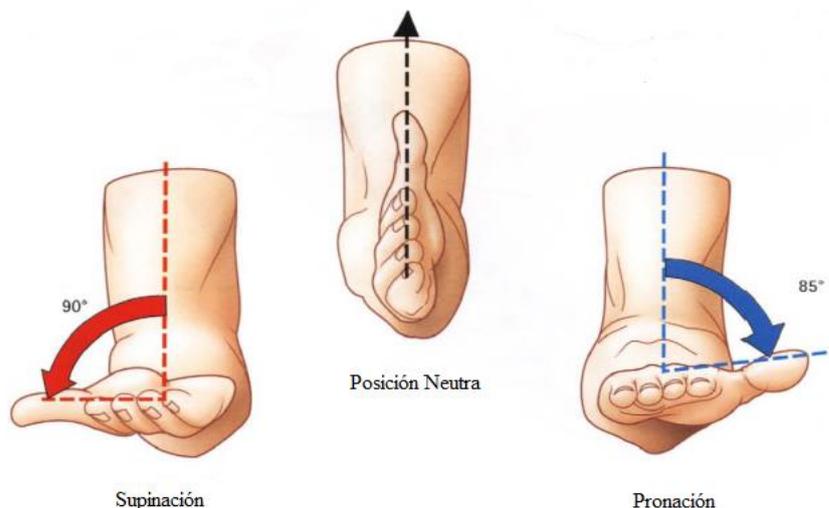


Figura 1.7. Rango de Movimiento de la Muñeca en Pronación-Supinación [7].

1.2.4 Momentos máximos de la muñeca

Según un estudio realizado, se midieron los máximos momento de la muñeca en movimiento pasivo la cual arroja los siguientes resultados [13]:

Tabla 1.1. Máximos Momentos Generados por los Músculos que Rodean la Muñeca en Movimiento Pasivo [14].

Movimiento	Momento	Ángulos del momento máximo
Flexión	0,5Nm	90°
Extensión	1,2Nm	90°
Desviación Cubital Completa	0,9Nm	45°

1.3 Antropometría de la mano

1.3.1 Antropometría

Se conoce como antropometría el estudio de las dimensiones del cuerpo humano sobre una base comparativa. Su aplicación al proceso de diseño se observa en la adaptación física, o interface, entre el cuerpo humano y los diversos componentes del espacio interior [15].

La utilización de datos antropométricos, aunque nunca sustituirá al buen diseño o al juicio ponderado del profesional, debe entenderse como una de las muchas herramientas del proceso de diseño [15].

1.3.2 Historia de la antropometría

Precursor en estos trabajos fue el matemático belga Quetlet, que en 1870 publicó su *Anthropometrie* y a quien se le reconoce no sólo el descubrimiento y estructuración de esta ciencia, sino que, también, se le atribuye la citada denominación [15].

Con el paso del tiempo se ha conseguido reunir una cantidad importante de datos antropométricos. No obstante, y para desgracia del diseñador, los esfuerzos aplicados en este campo tenían fines taxonómicos, iban destinados a estudios fisiológicos, etc., pero nunca se puso el acento en las implicaciones ergonómicas del tamaño del cuerpo humano [15].

Hubo que esperar hasta 1940 para que la necesidad de datos antropométricos se proyectara en distintos y variados campos de la industria, particularmente en la aeronáutica, provocando su desarrollo e incremento [15].

1.3.3 Dimensiones de la mano y muñeca

Las dimensiones de las manos tienen una gran importancia para el diseño de dispositivos y/o elección de herramientas, instrumentos, mandos, etc., estas dimensiones y proporciones son muy diferentes de una persona a otra.

En la Tabla 1.2, observamos las diferentes dimensiones de la mano de los trabajadores administrativos de la Universidad Tecnológica Equinoccial, las mismas que fueron comparadas con los percentiles de la Norma DIN 33.402 segunda parte, se pudo verificar que entre el 15 y 20% de las personas tuvieron dimensiones inferiores al percentil 5 en todas las mediciones, exceptuando al ancho de la mano en la que el 50% de la población tuvo medidas inferiores al percentil 5 de la citada Norma [6].

Tabla 1.2. Dimensiones de las manos en trabajadores administrativos en una Universidad de Ecuador [6].

NOTACIÓN	DIMENSIÓN (cm)	LADO	HOMBRES			MUJERES		
			Promedio	Valor Máximo	Valor Mínimo	Promedio	Valor Máximo	Valor Mínimo
A	LONGITUD DE LA MANO	Derecha	18.16	22	15.5	16.71	18	15
		Izquierda	18.12	20.2	15.8	16.66	18.12	14.8
B	LONGITUD DE LA PALMA	Derecha	10.53	11.72	8.7	9.51	10.62	7.72
		Izquierda	10.47	11.92	8.92	9.49	10.5	7.67
C	ANCHO DE LA MANO INCLUYENDO EL PULGAR	Derecha	9.60	11.82	6.35	8.31	10.12	6.32
		Izquierda	9.62	11.4	6.6	8.33	10.3	6.5
D	ANCHO DE LA PALMA EXCLUYENDO EL PULGAR	Derecha	8.70	10.72	7.3	8.07	10.1	6.82
		Izquierda	8.71	11	7.28	7.92	9.72	6.72
E	PERÍMETRO DE LA MANO	Derecha	21.07	24	16.3	18.62	21	16
		Izquierda	20.68	24	16.5	18.31	20.5	15.8
F	PERÍMETRO DE LA MUÑECA	Derecha	17.16	20	14.5	15.76	18.5	13.5
		Izquierda	16.92	19.6	14.2	15.71	18.3	13.7

A. Longitud de la mano o largo total de la mano:

Medida desde el pliegue más distal y palmar de la muñeca, hasta el extremo distal de la tercera falange del dedo medio.

B. Longitud palmar o largo de la palma de la mano:

Se la mide desde el pliegue más distal y palmar de la muñeca hasta la línea proyectada desde el pliegue de la primera falange del dedo medio.

C. Ancho de la mano incluyendo el pulgar:

Se obtiene midiendo desde la cabeza del primer metacarpiano con el pulgar aproximado a la mano, hasta la cabeza del quinto metacarpiano.

D. Ancho palmar excluyendo el pulgar:

Distancia proyectada entre las cabezas del segundo al quinto metacarpiano.

E. Perímetro de la mano:

Medida comprendida entre una línea proyectada desde la cabeza del segundo

metacarpiano por el lado palmar, hasta el segundo metacarpiano por el lado dorsal.

F. Perímetro de la muñeca:

Se registra rodeando la muñeca a nivel del pliegue medio [6].

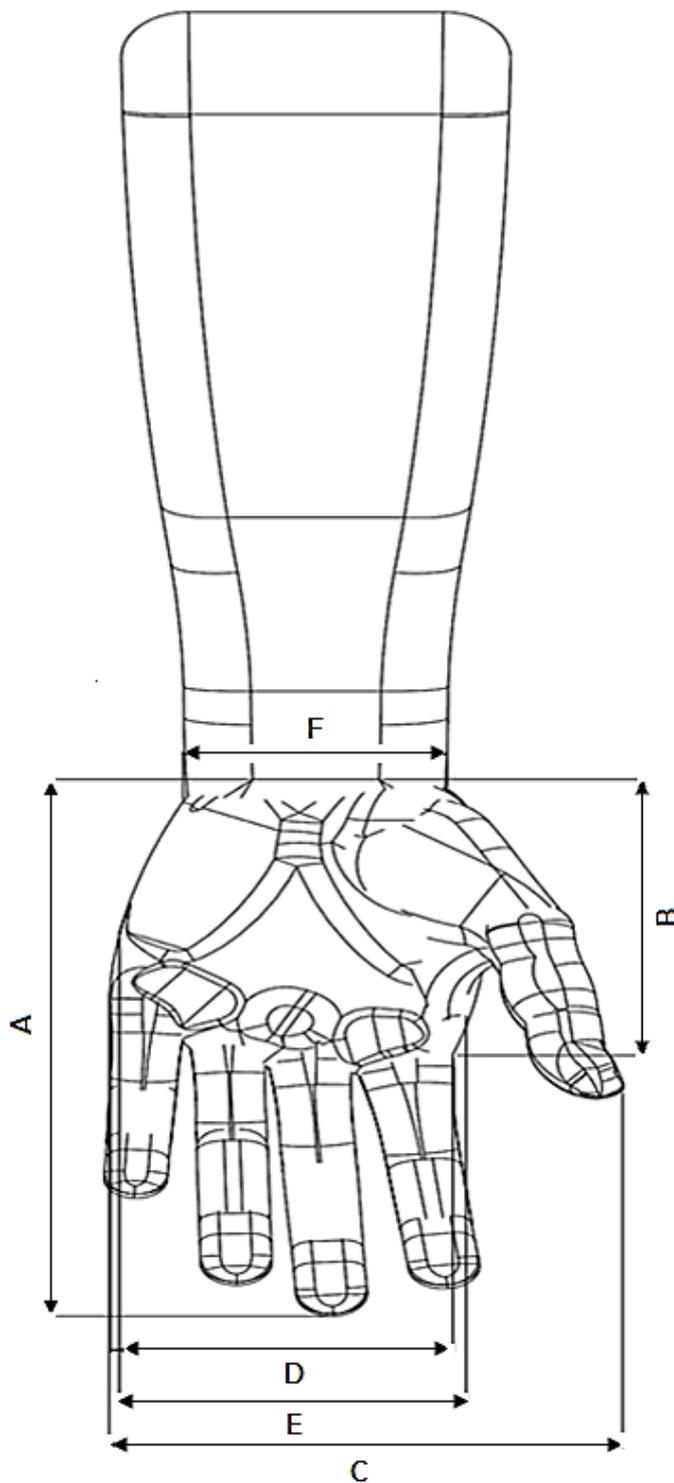


Figura 1. 8. Medidas Antropométricas de Mano y Muñeca [16].

1.4 Causas de lesiones de la muñeca

Se produce una lesión en la muñeca cuando los tejidos de la articulación de la muñeca se dañan. Existen dos tipos de lesiones muy comunes en la muñeca, los esguinces y las distensiones musculares [17].

A continuación se presenta algunas causas por las que se presentan las lesiones o alteraciones en el correcto movimiento y funcionamiento de la muñeca.

Movimiento repetitivo: Ciertas actividades, como la gimnasia, el remo y el tenis, pueden hacer que los músculos y los tendones se irriten y se inflamen. Estas actividades pueden causar distensión muscular.

Deportes: Los deportes que implican movimientos repetitivos de la muñeca aumentan el riesgo de lesión.

Actividades que ponen presión en la muñeca: Puede poner presión reiterada en la muñeca si usa muletas durante mucho tiempo. Las labores que requieren trabajo repetitivo o vigoroso también ponen más presión sobre la muñeca.

Lesiones anteriores: Es posible que su muñeca esté debilitada y que corra más riesgo de volver a lesionarse si alguna vez se fracturó un hueso y la fractura no sanó debidamente.

Inestabilidad en la muñeca: Puede que haya nacido con los ligamentos o músculos de la muñeca debilitados y que se lastimen fácilmente [17].

Alteraciones por dolor e inflamación: Las lesiones o intervenciones quirúrgicas pueden causar dolor e inflamación. Las afecciones inflamatorias como artritis reumatoide u osteoartritis producen dolor e inflamación en las articulaciones afectadas [8].

1.5 Lesiones que comprometen la muñeca y tratamiento

1.5.1 Síndrome de “De Quervain”

Es una tendinitis que afecta a los tendones que ocupan el primer compartimento extensor de la mano, abductor largo y extensor corto del pulgar, produciendo dolor con los movimientos del pulgar. Es fácil de observar y palpar, si muestran hinchazón y enrojecimiento a simple vista y al palparse si muestran calor y sensibilidad dolorosa. Los músculos extensores se muestran debilitados [8].



Figura 1.9. Síndrome de “De Quervain” [18].

Tratamiento:

Lo indicado para el tratamiento de este síndrome son los movimientos activos suaves, asistidos activos o pasivos para mantener la movilidad durante la fase aguda. Las oscilaciones suaves de grado I se usan para reducir el dolor en algunas situaciones [8].

Este tratamiento junto con hielo y otros agentes auxiliares puede reducir el dolor lo bastante como para reanudar un programa de ejercicio terapéutico. [8]



Figura 1.10. Ejercicios de Rehabilitación para el Síndrome de De Quervain [18].

1.5.2 Síndrome del Túnel Carpiano

El túnel carpiano es un canal pequeño situado sobre la cara volar de la muñeca que está ocupado por el nervio mediano y nueve tendones. El STC, está causado por una reducción del tamaño del canal o por un aumento del tamaño de su contenido, que comprime el nervio mediano [8].

Los factores físicos asociados con STC son movimientos repetitivos, fuerza, tensiones mecánicas, posturas, vibración y temperatura, se produce sobre todo en mujeres entre 40 y 60 años, el diagnóstico se basa en la presencia de uno o más síntomas corrientes como entumecimiento, torpeza en el manejo de objetos pequeños y dolor ocasional [8].

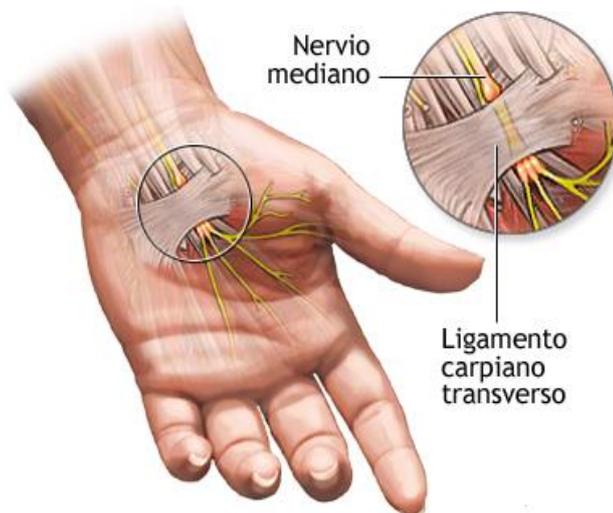


Figura 1.11. Síndrome del Túnel Carpiano [19].

Tratamiento:

La intervención con ejercicio para STC se centra en la movilidad y el fortalecimiento. Los estiramientos para los músculos intrínsecos y extrínsecos se prescriben varias veces al día. Si trabaja, el paciente deberá realizarlos antes del trabajo, en los descansos o después del trabajo. Deben practicarse lenta y suavemente; el paciente debe sentir sólo una ligera sensación de estiramiento [8].

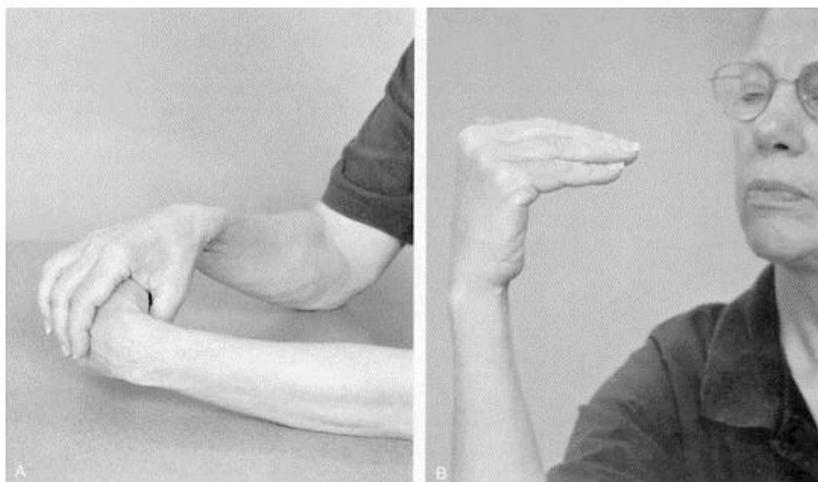


Figura 1.12. Flexión de las articulaciones metacarpianas para aliviar el dolor producido por el Síndrome de Túnel Carpiano [8].

1.6 Conceptos Básicos de Rehabilitación

Rehabilitación según la Organización Mundial de la Salud (OMS):

La aplicación coordinada de un conjunto de medidas médicas, sociales, educativas y profesionales para preparar o readaptar al individuo con objeto de que alcance la mayor proporción posible de capacidad funcional. Es la parte de la asistencia médica que trata de desarrollar las capacidades funcionales y psicológicas del individuo y, si es preciso, sus mecanismos de compensación, a fin de permitirle llevar una existencia autónoma y activa [20].

Dentro de la rehabilitación se encuentra contenida la fisioterapia que actúa para reeducar al usuario o como medida preventiva ante las anomalías funcionales.

1.6.1 Fisioterapia

Arte y ciencia del tratamiento físico por medio de la gimnasia reeducativa, el calor, el frío, la luz, el masaje y la electricidad. Entre los objetivos del tratamiento figuran el alivio del dolor, el aumento de la circulación, la prevención y la corrección de incapacidades y la recuperación máxima de la fuerza, la movilidad y la coordinación [20].

La fisioterapia comprende también la ejecución de pruebas para precisar las aptitudes funcionales, así como la medición de la amplitud del movimiento articular y de la

capacidad vital a fin de facilitar al médico el establecimiento del diagnóstico y de registrar los progresos efectuados [20].

1.6.2 La Cinesiterapia

La cinesiterapia se define como el conjunto de métodos que utilizan el movimiento con finalidad terapéutica. La implementación del ejercicio como terapia es la parte de la fisioterapia que ocupa el mayor tiempo de trabajo de los profesionales que llevan a cabo las técnicas de rehabilitación [21].

Incluida en la cinesiterapia se encuentra la mecanoterapia, que puede considerarse como una variedad instrumental que engloba un conjunto de técnicas que requieren el empleo de aparatos mecánicos diversos [22].

Dentro de este amplio concepto que es la terapia por el movimiento, podemos clasificar las diferentes opciones terapéuticas como cinesiterapia pasiva, cinesiterapia activa.

Cinesiterapia pasiva: Es aquella en la cual el movimiento terapéutico se realiza sin colaboración alguna por parte del paciente. Es un agente externo el que provoca el movimiento, generalmente las manos del fisioterapeuta

Cinesiterapia activa: En este caso el movimiento lo ejecuta el propio paciente, con o sin ayuda, e incluso contra resistencia.

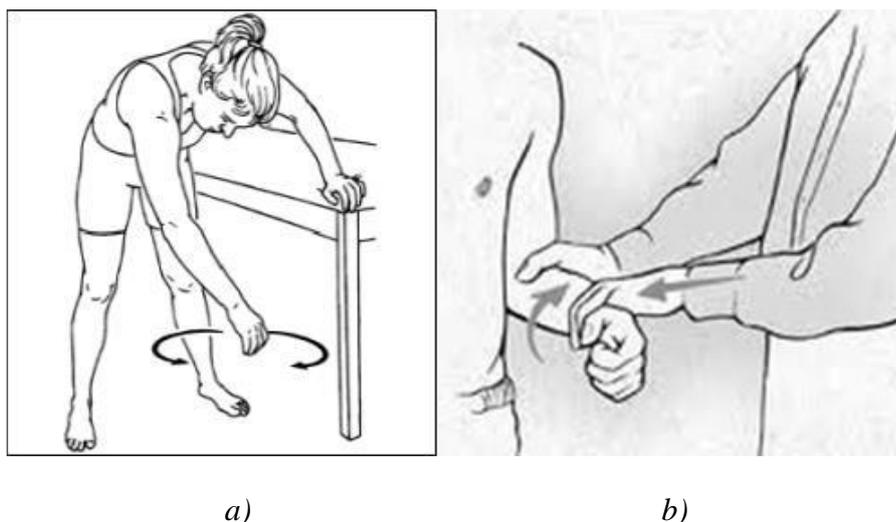


Figura 1. 13. a) Cinesiterapia Activa b) Cinesiterapia Pasiva [23].

CAPÍTULO 2

METODOLOGÍA

2.1 Revisión Bibliográfica

Para dar solución al problema planteado como tema de investigación, se inicia con el estudio de la anatomía y biomecánica de la muñeca para determinar la cinemática de la articulación y las patologías o traumatismos que restringen la motricidad de la misma.

Además es necesaria la recopilación de datos antropométricos del cuerpo humano específicamente de mano y muñeca, mismos que son importantes para el diseño y la ergonomía del dispositivo rehabilitador.

Como paso siguiente se realiza un seguimiento de los diferentes dispositivos rehabilitadores de mano y muñeca desde sus inicios hasta la actualidad, logrando así concebir varias ideas para el diseño y accionamiento del dispositivo mecatrónico.

2.2 Diseño Conceptual

Se plantea una serie de necesidades, requerimientos y especificaciones para poder dar lugar a la conceptualización de un diseño que debe dar solución al problema planteado, a su vez debemos tener en cuenta todos los sistemas que van interactuar en el funcionamiento del dispositivo para poder tomar en cuenta cada aspecto el momento de plantear las soluciones.

Una vez que se proponen varias soluciones, analizamos cada una de ellas para proseguir con la elección de una, bajo el criterio de que cumpla las necesidades y realice las funciones principales propuestas.

2.3 Diseño Mecánico

Una vez que tenemos la solución elegida, procedemos a realizar el diseño en un software de diseño mecánico, para poder tener una idea real de cómo se verán las piezas del dispositivo y mediante el ensamblaje y la simulación poder verificar cómo se comportará el dispositivo en el aspecto mecánico y dinámico, para esto es necesario elegir previamente el material con el que se construirá cada pieza.

Algunas piezas que comprenden el dispositivo no son diseñadas, más bien son seleccionadas, de acuerdo a la necesidades que se quieran cubrir como es el caso de la guía lineal y carro.

2.4 Diseño Electrónico

Para el diseño electrónico se determina el tipo de actuador que se va implementar, teniendo en cuenta la carga a soportar, la torsión y la intensidad de corriente, a su vez se determina el controlador del actuador y una serie de elementos electrónicos que permitan accionar el dispositivo.

Para lograr el control de los motores se procede a crear el código necesario de programación para cada uno de los tres motores, los cuales permitirán llevar a cabo los movimientos del rehabilitador.

Para facilitar el uso del dispositivo se elabora una aplicación móvil, que permitirá la interacción entre el dispositivo y el usuario.

2.5 Validación del diseño

Para lograr validar nuestro diseño se presenta el Análisis de elementos finitos mediante el software, con el que se obtiene la simulación del análisis estático en el cual se coloca las cargas y torsiones al que estará sometido el dispositivo.

Una vez colocadas las condiciones de borde del análisis antes mencionado se puede observar si el material va a soportar las cargas a las cuales se encontrará sometido, además de obtener el valor del máximo esfuerzo y en qué lugar se está generando.

2.6 Pruebas

Al concluir la construcción del dispositivo se procede a realizar diferentes pruebas de funcionamiento, para verificar que realice de manera correcta cada una de las funciones implementadas.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

3.1 Diseño Conceptual

A partir de la problemática se concibe una idea de las necesidades del paciente o usuario, las cuales ayudan a generar un concepto basado en las especificaciones objetivo.

El desarrollo conceptual permite obtener una descripción aproximada del producto final que debe satisfacer las necesidades planteadas.

3.1.1 Necesidades

Son las características y requisitos que se desea en un proyecto, se expresan como enunciados escritos que describen lo que el dispositivo tiene que hacer más no el cómo podría hacerlo.

Basados en los dispositivos que se describieron en estado del arte, se obtienen los siguientes puntos como necesidades:

- Debe asegurar que los ejercicios se practiquen correctamente.
- Debe ser seguro, para ser usado sin supervisión y no dañe al paciente.
- Debe ser de fácil manipulación y comprensión.
- Debe ser portable, con la finalidad de realizar la rehabilitación en cualquier lugar que desee el paciente o fisioterapeuta.

3.1.2 Requerimientos

Un requerimiento se puede considerar como un enunciado que vincula las necesidades con acciones u operaciones que incluirá o realizará el proyecto.

La información de las necesidades se analiza y reestructura a modo de requerimientos los cuales se describen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Necesidades y Requerimientos.

Necesidades	Requerimientos
Debe asegurar que los ejercicios se realicen correctamente.	Retroalimentación
Debe ser seguro	Mantener al usuario dentro de los límites del rango de movimiento.
Debe ser de fácil manipulación y comprensión	Implementación de indicadores que hagan referencia a cada operación que realice el dispositivo.
Debe ser portable	Efectuar la terapia de rehabilitación en una variedad de espacios físicos.

Con el fin de asegurar que los ejercicios de rehabilitación se realicen correctamente y en el rango requerido, es necesario incluir una retroalimentación que garantice que el punto cero del cual partirá cada movimiento siempre sea el mismo.

Para garantizar la seguridad del paciente se debe implementar restricciones de programación de los dispositivos motrices y contar con un botón de parar en la interfaz, el que ayude al paciente a detener el movimiento del dispositivo en el caso que lo requiera.

Referente a la manipulación del dispositivo, solo lograremos una fácil comprensión del manejo si se implementa una interfaz gráfica que sea amigable con el usuario.

Por último, para lograr la portabilidad se necesita que sea un dispositivo compacto y pueda usarse en un escritorio o mesa, permitiendo que el usuario se sienta y use el dispositivo en cualquier lugar que cuente con una superficie plana.

3.1.3 Especificaciones

Las especificaciones representan una base sobre lo que el proyecto debería hacer para satisfacer las necesidades.

La representación de requerimientos a especificaciones se basan en el juicio del autor, con el fin de tener resultados cualitativos y cuantitativos y así el proyecto pueda ser evaluado respecto al objetivo, como podemos observar en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Requerimientos y Especificaciones

Requerimientos	Especificaciones
Contar con retroalimentación	Implementación de sensores. Velocidad de procesamiento de datos mínimo.
Mantener al usuario dentro de los límites del rango de movimiento.	Rangos de movimientos máximos (grados).
Implementación de indicadores que hagan referencia a cada operación que realice el dispositivo.	Contar con una interfaz de usuario.
Portabilidad, para efectuar la terapia de rehabilitación en una variedad de espacios físicos.	Peso máximo Dimensiones máximas. Espacio requerido máximo.

La retroalimentación para el paciente, se debe dar de tal manera que esté consciente de la correcta realización de su ejercicio, y que la velocidad de procesamiento de variables que se manipulen sea adecuada para permitir que el movimiento se de en el momento y tiempo exacto que se requiera.

Debido a que es necesario mantener al usuario dentro de los límites de movimiento se utiliza los grados máximos de movilidad previamente consultados y a partir de pruebas de movilidad en manos.

Es importante que un dispositivo que contiene una variedad de elementos electrónicos previamente configurados, sea fácil de utilizar a través de gráficos y mensajes claros que indiquen cada acción que realizará.

Si se requiere que sea utilizado en diversos lugares se debe involucrar sus dimensiones, el peso y el espacio de trabajo.

Tabla 3.3 Especificaciones con valores y justificación.

Especificaciones	Valores	Justificación
Implementación de sensores	Sensores infrarrojos para los motores	Determina la posición correcta o incorrecta, para dar inicio a la terapia de rehabilitación.
Velocidad de procesamiento de datos mínimo.	15 [MHz]	Basados en la experiencia de utilizar microcontroladores con sensores y protocolos de comunicación.
Grados máximos para los ejercicios	80° movimiento de flexión-extensión en muñeca 15° movimiento de abducción y 35° para aducción. 80° pronosupinación de antebrazo.	A partir de la investigación del rango de movimiento en dispositivos de rehabilitación para mano y muñeca.
Interfaz de Usuario	Aplicación móvil	Facilita la interacción del paciente con el dispositivo.
Peso máximo	10kg	Para poder ser trasladado por una persona.
Dimensiones máximas	a=35cm b=35cm h=25cm	Su volumen se aproxima al de un computador portátil abierto.
Espacio requerido máximo	Área= 1.575cm ²	Ancho del dispositivo y la medida máxima de un antebrazo flexionado.

En la Tabla 3.3 se describe las especificaciones con valores y su respectiva justificación, las cuales pueden ser modificadas a futuro para lograr mejoras en el diseño del dispositivo.

3.1.4 Concepto

Consecuente a lo detallado anteriormente se establece un concepto, que cumple con una serie de funciones y acciones con la finalidad de tener una referencia clara de lo que se desea obtener.

A continuación se da a conocer el concepto:

Un dispositivo que permita al paciente realizar movimientos pasivos de la muñeca, es decir que el humano no realice esfuerzo alguno en el desarrollo de estos ejercicios por tal motivo debe garantizar que el rango de movimiento sea preciso para evitar daños en la articulación, además debe contar con una interfaz de usuario que facilite la manipulación del dispositivo y un sistema de seguridad que permita detener las acciones que se encuentren ejecutando si se presentan anomalías en su funcionamiento, este dispositivo debe tener dimensiones semejantes a un aparato electrónico de mesa.

A partir del concepto se puede desarrollar una visualización gráfica de los sistemas necesarios para cumplir con el objetivo.

3.1.5 Sistemas Involucrados

Se elabora un diagrama de entradas y salidas para demostrar la interacción existente entre los sistemas del dispositivo de rehabilitación.

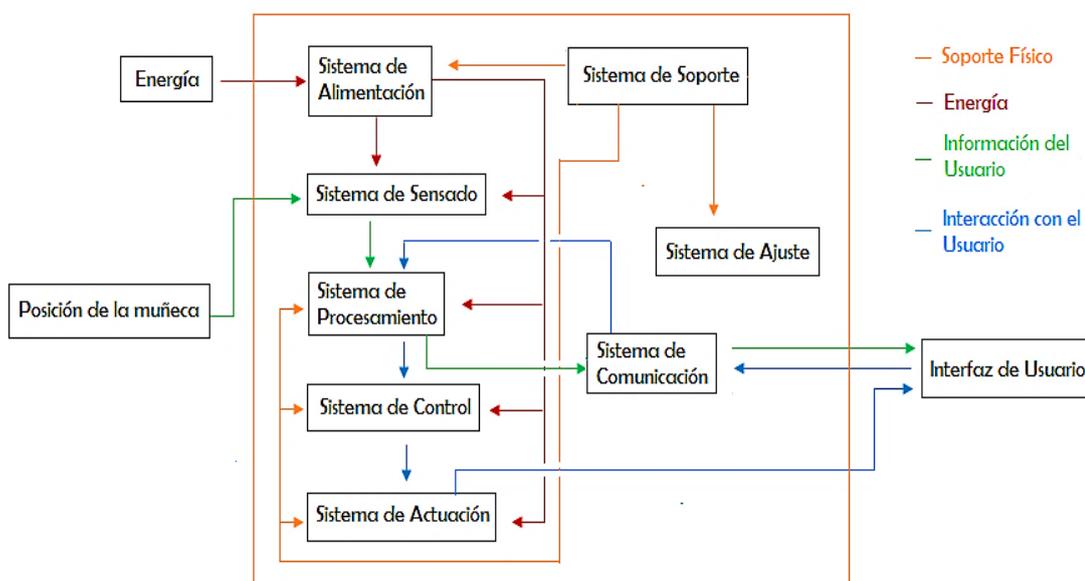


Figura 3.1 Diagrama de entradas, salida e interacción de sistemas.

Cada uno de los sistemas se describe a continuación para destacar la tarea que realizan dentro del sistema completo.

Sistema de Alimentación: Obtiene la energía y la reduce a los diferentes valores de voltaje necesarios para alimentar los diferentes elementos electrónicos.

Sistema de Soporte: Se refiere a la estructura del dispositivo que protege del ambiente a los sistemas físicos, además evita que existan desconexiones con el sistema de alimentación.

Sistema de Ajuste: Permite que el dispositivo sea utilizado por diferentes pacientes considerando las variaciones de dimensiones antropométricas.

Sistema de Sensado: Recibe las posiciones de los grados de libertad de la mano y la muñeca y la convierte en información aprovechable para el sistema de procesamiento.

Sistema de Procesamiento: Organiza la información proveniente de los sensores y la envía adecuadamente al sistema de comunicación. Al mismo tiempo se encarga de suministrar la información de las posiciones angulares, velocidad y número de repeticiones al sistema de control por medio de la información de la interfaz.

Sistema de Comunicación: permite el vínculo entre el sistema de procesamiento y la interfaz que visualizara el usuario.

Sistema de Control: Permite un comportamiento regulado de los actuadores involucrados utilizando un método de control de lazo cerrado, para obtener retroalimentación del error de la posición del actuador en una fase de posicionamiento inicial.

Sistema de Actuación: Crea interacción directa entre el usuario y el dispositivo, los movimientos realizados del usuario son sincronizados con la interfaz.

3.1.6 Carta Morfológica

Para poder tener claras las opciones de las posibles configuraciones que tendrá nuestro sistema completo, utilizamos una técnica muy usada como es el análisis morfológico, el que se basa en la concepción que cualquier objeto del nuestro pensamiento está

compuesto o integrado por un cierto número de elementos y en la consideración que estos tienen identidad propia y pueden ser aislados.

Para realizarlo se procede al análisis de los sistemas que componen el dispositivo como se indica en la Tabla 3.4, los cuales deben ser elegidos por su relevancia y viabilidad en el proyecto.

Tabla 3. 4 Tabla morfológica de los sistemas involucrados.

Alimentación	Baterías recargables	Cable toma corriente	Celdas Solares
Soporte	Móvil	Fijo	---
Ajuste	Medida estándar	Retráctil	---
Sensado	Sensor infrarrojo	Encoder Rotatorio	Potenciómetro de precisión
Procesamiento	PIC	Arduino	Raspberry
Comunicación	Cable serial	Bluetooth	Driver USB
Control	On/off	Lazo cerrado	Lazo Abierto
Actuación	Motores Paso a paso	Motores DC	Motores Paso a Paso con caja reductora.

3.1.7 Elecciones Independientes

Para continuar con la elección del concepto final se debe elegir la mejor opción para cada elemento. Sin embargo, hay elementos que son independientes del modelo físico, es así que se pueden elegir independientemente del principio de funcionamiento elegido y el diseño de la solución no sufrirá cambios significativos.

3.1.7.1 Elección del sistema de procesamiento

Para la elección de este sistema se elabora una tabla comparativa de los diferentes microcontroladores existentes en el mercado, debemos tomar en cuenta todas las

características que venimos detallando como la velocidad de procesamiento de datos mínimo de 15 MHz.

El rehabilitador contará con un actuador por grado de libertad y estos a su vez con drivers para efectuar el control, es así que es necesario contar con mínimo 16 entradas y salidas digitales; además la compatibilidad entre lenguajes de programación para la implementación de la interfaz.

Tabla 3. 5 Comparación entre microcontroladores

Microcontrolador	Velocidad máxima	Entradas /Salidas	Protocolo de Comunicación	Lenguaje de Programación
PIC16F887	20 MHz	35	USART,SPI,I2C	PIC C, CCS
Arduino Uno	16MHz	14	USART,SPI,I2C	Arduino IDE
Arduino Mega 2560 R3	16 MHz	54	USART,SPI,I2C	Arduino IDE
Raspberry Pi	700 MHz	15	USART,I2C,GPIO,SPI	Python

A partir de la Tabla 3.5, se toma en cuenta para la selección del sistema de procesamiento, que cumpla con las características anteriormente mencionadas se decide utilizar para el proyecto Arduino Mega 2560.

3.1.7.2 Elección del sistema de control

Se necesita controlar los movimientos que realicen los actuadores tanto en precisión, velocidad y numero de repeticiones para lo cual se requiere utilizar un sistema de control superior al On/off, por lo que se considera utilizar un sistema de lazo cerrado para mejorar la precisión de los actuadores y determinar un punto inicial al efectuar cada movimiento.

3.1.7.3 Elección de Interfaz

En vista a la necesidad que se planteó de facilitar la interacción del usuario con el dispositivo se procede a la selección de la interfaz, para lo cual se plantea crear una aplicación móvil compatible con el sistema operativo Android muy usado por gran parte de dispositivos móviles, el cual permite implementar botones, textos, sliders a través del software de programación App Inventor.

3.1.8 Propuestas de Solución

3.1.8.1 Solución 1

En la solución uno, se diseña el mecanismo piñón-cremallera, al piñón se sujeta el motor 1 y una guía lineal, la cual a su vez se encuentra fija al centro de la cremallera, mediante este mecanismo se pretende realizar el movimiento de flexo-extensión de la muñeca.

A continuación se tiene un motor 2 sujetos a una base fija el cual permitirá el movimiento de pronosupinación de antebrazo, para el movimiento de abducción-aducción se tiene un sistema de dos engranajes, el uno fijo al eje del motor 3 y el engranaje dos, encargado de transmitir el movimiento.

Se tiene un reposa brazo y una caja de control con sus respectivos indicadores, además de contar con una guía lineal para ajustar a diferentes tamaños de mano.

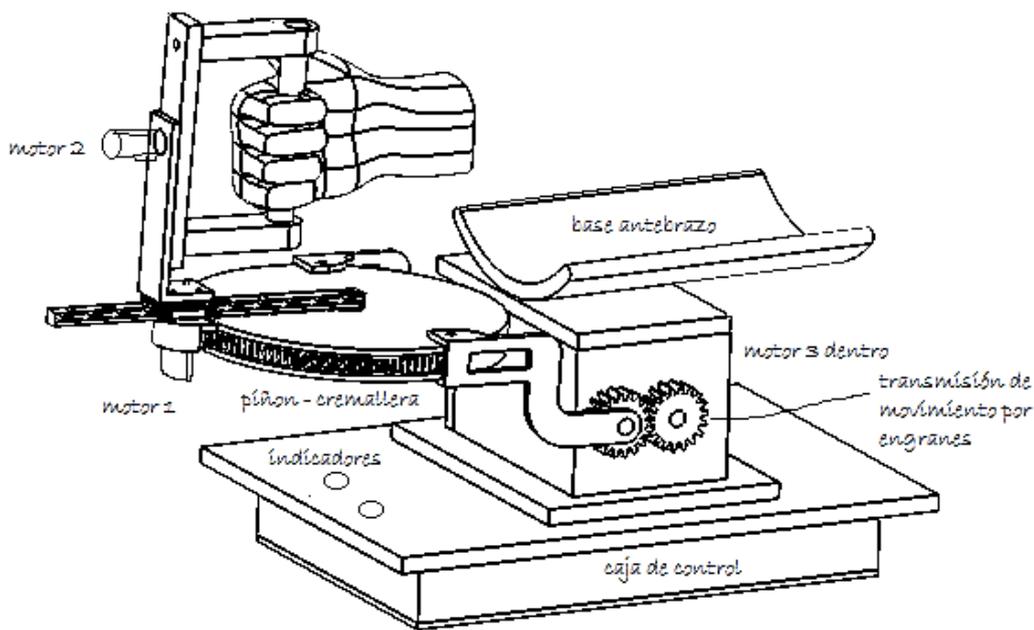


Figura 3.2 Boceto de la solución 1.

Este diseño, permitirá realizar los tres movimientos planteados en los objetivos, pero se corre el riesgo de la existencia de una fuerte vibración en el piñón que sujeta el motor 1, además que exista falla por ruptura en los brazos que sujetan la cremallera pues ellos deben aguantar el peso de todos los componentes que se visualizan sobre la cremallera y a ella a su vez.

3.1.8.2 Solución 2

Describiendo la solución dos podemos notar que se hizo un cambio en la forma del mango y su pieza base donde se encuentra sujeto el motor 1, el apoyo del antebrazo con superficie plana se cambia para mejorar la estética del dispositivo.

Cuenta con la caja de control y los indicadores como la solución anterior, este diseño permitirá ejecutar los tres movimientos de la muñeca y antebrazo, también se coloca la guía lineal en una posición diferente para permitir de igual manera que se ajuste a diferentes tamaños de mano.

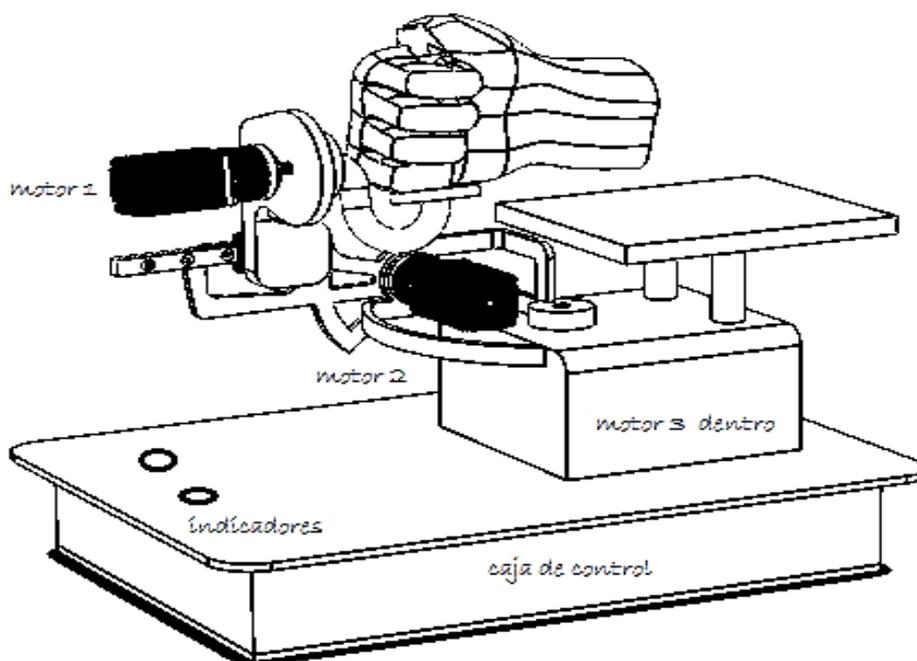


Figura 3.3 Boceto de la solución 2.

Esta solución se aproxima a cumplir todas las necesidades planteadas, pero puede existir inestabilidad en el mango al momento que se ejecute el movimiento a una velocidad rápida y además se aumentó la altura del dispositivo pudiendo causar molestias en la posición del paciente pues se encontrará sentado al momento de realizar la rehabilitación.

3.1.8.3 Solución 3

En la solución tres, el dispositivo cuenta con los tres actuadores cada uno para un movimiento, el apoyo del antebrazo tiene una forma más simple para aligerar el peso del dispositivo. El mango donde reposa la mano se encuentra sujeto al motor por un acople rígido.

La guía lineal ayuda a que exista desplazamiento en un eje variando la distancia entre el apoyo de antebrazo y el mango del rehabilitador, además cuenta con una caja de control que tiene botones indicadores, tiene un diseño compacto y su única conexión externa es el cable con enchufe.

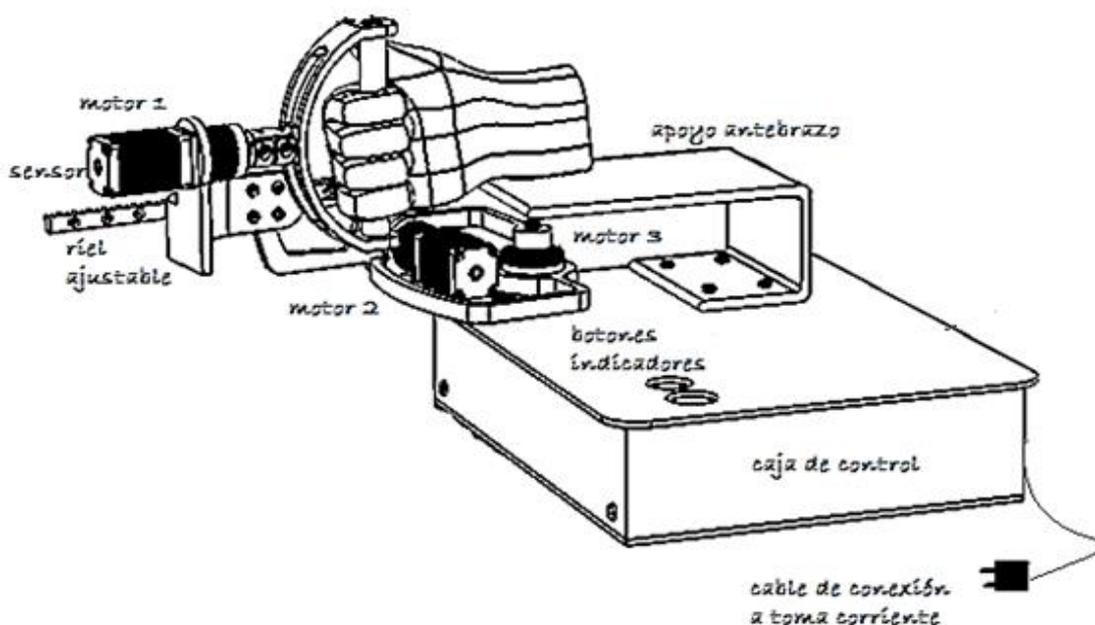


Figura 3. 4 Boceto de la solución 3.

En el diseño de esta solución se ha mejorado el mango y el apoyo de antebrazo para mayor comodidad del paciente al momento de usarlo, pues el mango se encuentra más estable y el lugar donde se apoyara el antebrazo tiene menor altura, además de disminuir el peso del dispositivo con estos cambios. El diseño es simple pero mejora mucho las deficiencias anteriores, sin quitar relevancia a los sistemas principales.

3.1.9 Solución Elegida

Para proceder a seleccionar una de las tres soluciones descritas, se elabora una matriz de selección que involucre las características necesarias para lograr el concepto del dispositivo. Para comprender la matriz se realiza la siguiente valoración: 0 cuando no cumpla la necesidad, 1 cuando cubra la necesidad pero no completamente y 2 cuando cumpla satisfactoriamente la necesidad.

Tabla 3.6 Matriz de selección entre las soluciones propuestas.

Características	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Realiza los tres movimientos de muñeca.	2	2	2
Implementación de indicadores	2	2	2
Portabilidad	1	1	2
Peso máximo	0	1	1
Dimensiones máximas	1	1	2
Fácil Manufactura	1	1	1
Total	7	8	10

Basados en la matriz de selección, se decide implementar la solución 3, pues logra cubrir en su mayoría las necesidades que requiere el dispositivo rehabilitador, en especial por la mejora del diseño del mango que ayudara al paciente a realizar los movimientos correctamente y sin alteraciones como vibraciones e inestabilidad, su estructura es compacta y más liviana facilitando su traslado.

3.2 Diseño Mecánico

3.2.1 Antropometría para el diseño

En esta sección tomamos los datos necesarios de antropometría para el diseño de las piezas que forman parte del dispositivo rehabilitador.

Tabla 3. 7 Medidas del ancho de la palma excluyendo el pulgar.

Datos	Lado	Masculino		Femenino	
		máximo	mínimo	máximo	mínimo
D) Ancho de la mano excluyendo el pulgar	Derecha	10,72	7,3	10,1	6,82
	Izquierda	11	7,28	9,72	6,72

La medida de 11cm de ancho de la palma excluyendo el pulgar, se toma como medida para el diseño del mango siendo que este es el valor máximo de medida que puede tener una persona.

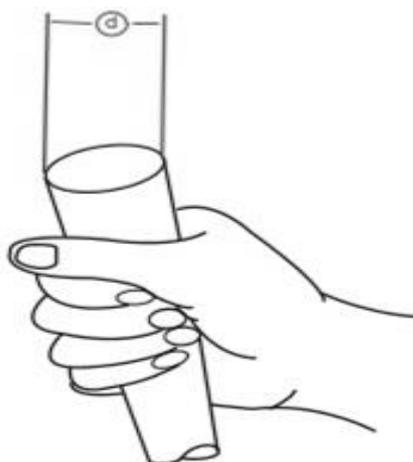


Figura 3. 5 Diámetro de agarre de la mano [6].

La diámetro de la circunferencia que forma la palma de la mano se obtiene de los datos antropométricos consultados como se muestra en la Tabla 3.8, para el diseño se toma la medida mínima de 11,8 mm.

Tabla 3. 8 Medida del diámetro de la agarre de la mano.

d. Diámetro de agarre de la mano (mm)	Masculino		Femenino	
	máximo	mínimo	máximo	mínimo
	15,4	12,1	15,7	11,8

Para la selección de los motores, es necesario conocer un dato importante como es la masa corporal de la mano y antebrazo para así obtener las fuerzas que actúan en el mecanismo a partir de su peso, como se muestra en la Tabla 3,9.

Tabla 3. 9 Porcentaje de masa corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo.

Porcentaje de masa corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo	
Parte del cuerpo	Porcentaje(%)
Mano	0,7
Antebrazo sin mano	1,6

3.2.2 Materiales

Los materiales empleados en el dispositivo de rehabilitación tienen la principal característica de ser anticorrosivos y ligeros, además de otras características mecánicas relevantes, a continuación se presenta características y propiedades de algunos materiales que se consideraron para la construcción del proyecto.

3.2.2.1 Aluminio

Las propiedades que favorecen la selección del aluminio (Al) y sus aleaciones son su alta relación de resistencia-peso, resistencia a la corrosión de muchos productos químicos, atoxicidad, formabilidad y maquinabilidad; además, son no magnéticos [24].

Tabla 3. 10 Propiedades de aleaciones seleccionadas de Aluminio a temperatura ambiente [24].

Propiedades de aleaciones seleccionadas de aluminio a temperatura ambiente				
Aleación (UNS)	Temple	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación en 50 mm (%)
1100 (A91100)	O	90	35	35-45
1100	H14	125	120	9-20
2024 (A92024)	O	190	75	20-22
2024	T4	470	325	19-20
3003 (A93003)	O	110	40	30-40
3003	H14	150	145	8-16
6061 (A96061)	O	125	55	25-30
6061	T6	310	275	12-17
7075 (A97075)	O	230	105	16-17
7075	T6	570	500	11

Para la construcción de las piezas se utiliza Aluminio 6063-T6, con las siguientes propiedades mecánicas.

Tabla 3. 11 Propiedades mecánicas del Aluminio 6063-T6 [24].

Propiedades	Valor	Unidades
Módulo elástico	69	GPa
Módulo cortante	25,8	GPa
Coefficiente de Poisson	0,33	Adimensional
Limite de tracción	240	MPa
Densidad de masa	2700	Kg/m ³

3.2.2.2 Acero Inoxidable

El acero inoxidable es el material de la guía lineal que se selecciona para el dispositivo, por eso es importante conocer las propiedades mecánicas que tiene este material.

Tabla 3. 12 Propiedades mecánicas del Acero AISI 304 [24].

Propiedades	Valor	Unidades
Módulo elástico	190	GPa
Módulo cortante	75	GPa
Coefficiente de Poisson	0,29	Adimensional
Limite de tracción	517	MPa
Densidad de masa	8000	Kg/m ³

3.2.3 Selección de guía lineal

3.2.3.1 Selección de serie

Serie MGN/MGW: Dispositivos miniatura, dispositivos de fabricación de semiconductores, equipo médico y de laboratorio.

Características de la Serie MGN

Este tipo, tiene un raíl y un patín más ancho y más largo para poder soportar mayores cargas y momentos de carga:

- Pequeña y ligera de peso.
- El acero tanto del patín como del raíl, es un acero resistente a la oxidación. Esto incluye también las bolas, y el retenedor. Apropia para aplicaciones que requieran componentes anticorrosivos.
- Diseñada con el principio de arco circular, lo cual le permite soportar cargas en dirección radial, radial inversa y lateral, mayor rigidez y alto grado de precisión, con un movimiento suave.
- Sistema de recirculación de bolas: patín, raíl y retenedor de bolas.
- Sistema de lubricación: engrasador para MGW15, aceite mineral.
- Sistema de protección anti-polvo: sellado frontal, sellado inferior.

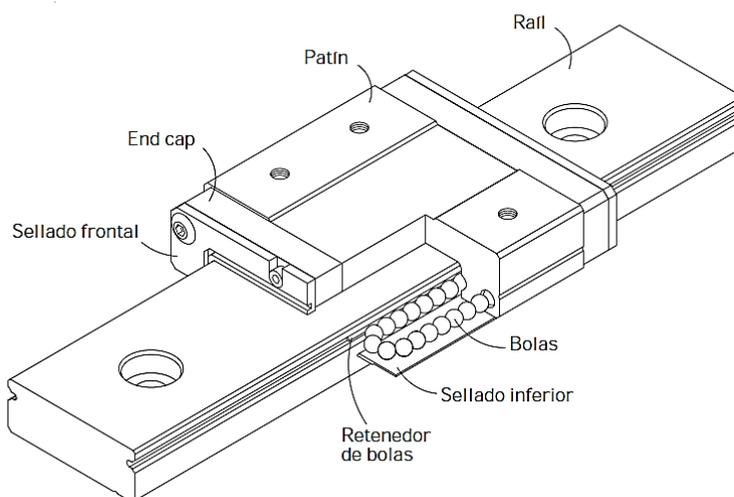


Figura 3. 6 Guía lineal MGN/MGW

3.2.3.2 Clasificación de los Valores de las Capacidades de Carga de las Guías Lineales

➤ Capacidad de Carga Estática (C_o)

Tabla 3. 13 Factor de Seguridad Estático.

Condiciones de carga	f_{SL} (mínimo)	FSM (mínimo)
Carga Normal	1.0	3.0
Con impacto / vibraciones	3.0	5.0

$$f_{SL} = \frac{C_o}{P}$$

Ecuación 3. 1 Factor de Seguridad estático para cargas simples.

$C_o =$ Capacidad de carga estática(KN)

$P =$ Carga efectiva (KN)

$P = 0,013$ (KN)

Entonces:

$C_o = 0,04$ (KN)

Tabla 3. 14 Dimensiones de la guía lineal serie MGN 9H

Modelo N°.	Tornillo de Montaje (mm)	Capacidad de Carga Dinámica C(kN)	Capacidad de Carga Estática C_o (kN)	Máximo Momento Estático			Peso	
				M_R N-m	M_P N-m	M_V N-m	Patín kg	Raíl kg/m
MGN 5C	M2x6	0.54	0.84	2	1.3	1.3	0.008	0.15
MGN 7C	M2x6	0.98	1.24	4.70	2.84	2.84	0.010	0.22
MGN 7H		1.37	1.96	7.64	4.80	4.80	0.015	
MGN 9C	M3x8	1.86	2.55	11.76	7.35	7.35	0.016	0.38
MGN 9H		2.55	4.02	19.60	18.62	18.62	0.026	
MGN 12C	M3x8	2.84	3.92	25.48	13.72	13.72	0.034	0.65
MGN 12H		3.72	5.88	38.22	36.26	36.26	0.054	
MGN 15C	M3x10	4.61	5.59	45.08	21.56	21.56	0.059	1.06
MGN 15H		6.37	9.11	73.50	57.82	57.82	0.092	

La guía lineal seleccionada se encuentra sobredimensionada para el valor de la carga que va a soportar, pero se adquirió esta serie debido a su existencia en el mercado y su bajo costo en comparación con las guías de menor tamaño.

3.2.4 Diseño de partes

El dispositivo rehabilitador de muñeca se diseña y simula, en el software de diseño mecánico SolidWorks, el cual permite realizar una vista explosionada, donde se muestran algunas piezas móviles y otras fijas, que en conjunto logran cumplir con el objetivo principal del proyecto, que es la capacidad de realizar los tres movimientos de muñeca.

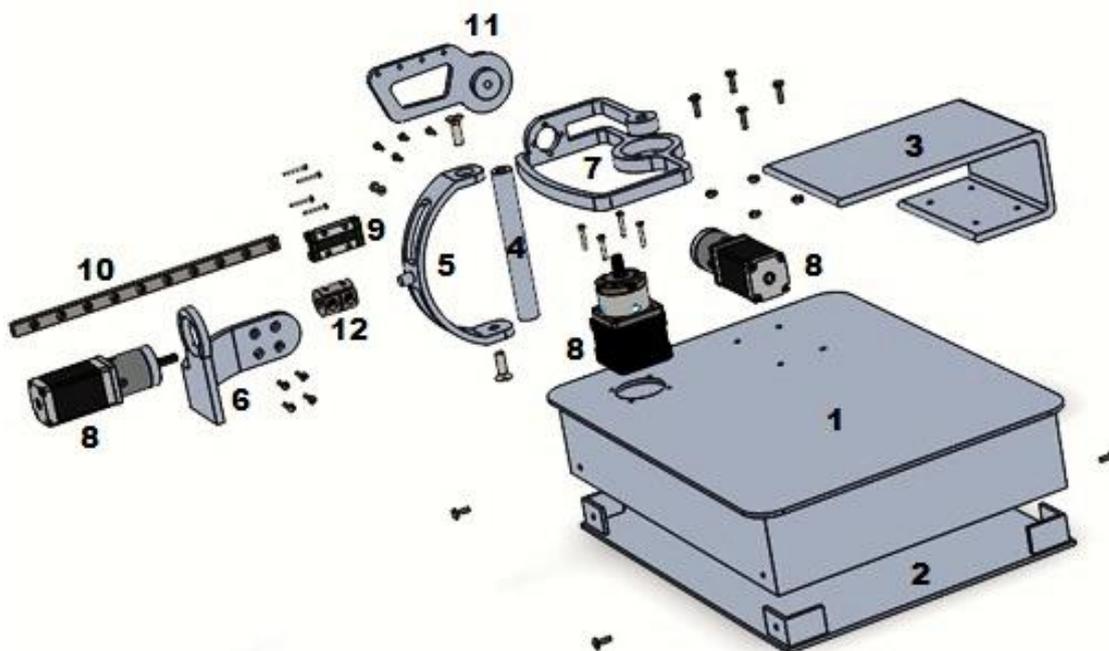


Figura 3. 7 Vista explosionada del dispositivo mecatrónico para rehabilitación pasiva de muñeca.

A continuación la Tabla 3.14, detalla la función de cada pieza que conforma el dispositivo.

Tabla 3. 15 Descripción y función de las partes del dispositivo.

N°	Pieza	Función
1	Caja de control	Es la base donde se asienta el dispositivo, además contiene los elementos eléctricos y electrónicos.
2	Tapa - caja de control	Cubre la caja de control para mantener fijos los elementos eléctricos y electrónicos.
3	Apoyo antebrazo	Se encuentra fija a la caja de control y aguantara el peso del antebrazo del paciente.
4	Mango	Pieza donde se fija la mano en posición de agarre.
5	Base-mango	Se realizar el movimiento de prono-supinación a través de esta pieza.
6	Base motor uno	Mantiene fijo el motor que realiza el movimiento de prono-supinación.
7	Base motor dos	Mantiene fijo el motor que realiza el movimiento de abducción-aducción y moviliza la muñeca para realizar el movimiento de flexión-extensión.
8	Motores reductores	Sistema motriz del dispositivo.
9	Carro	Se posiciona sobre la guía lineal y traslada a la pieza llamada base del motor 1.
10	Guía lineal	Permite que el dispositivo se ajuste a diferentes tamaños de mano.
11	Base guía lineal	Sostiene a la guía lineal a las piezas sobre ella, además de permitir el movimiento de abducción-aducción.
12	Acople rígido	Permite fijar el eje del motor 1, con el eje de la base del mango y así transmitir el movimiento.

Además se utilizan tornillos y tuercas en diferentes medidas, para lograr la fijación entre piezas como se indica en la Figura 3.7.

3.2.5 Dispositivo Ensamblado

Mediante el ensamble de piezas podemos determinar las medidas finales del dispositivo como se indica en la Tabla 3.16.

Tabla 3. 16 Dimensiones del dispositivo en reposo y funcionamiento.

Medidas(cm)	Dispositivo en funcionamiento	Dispositivo en reposo
Largo	31	31
Ancho	45,8	27
Alto	24	24

Ahora se muestran la vista isométrica del dispositivo para visualizar el ensamblaje realizado y los detalles adicionales con los que contará el rehabilitador.

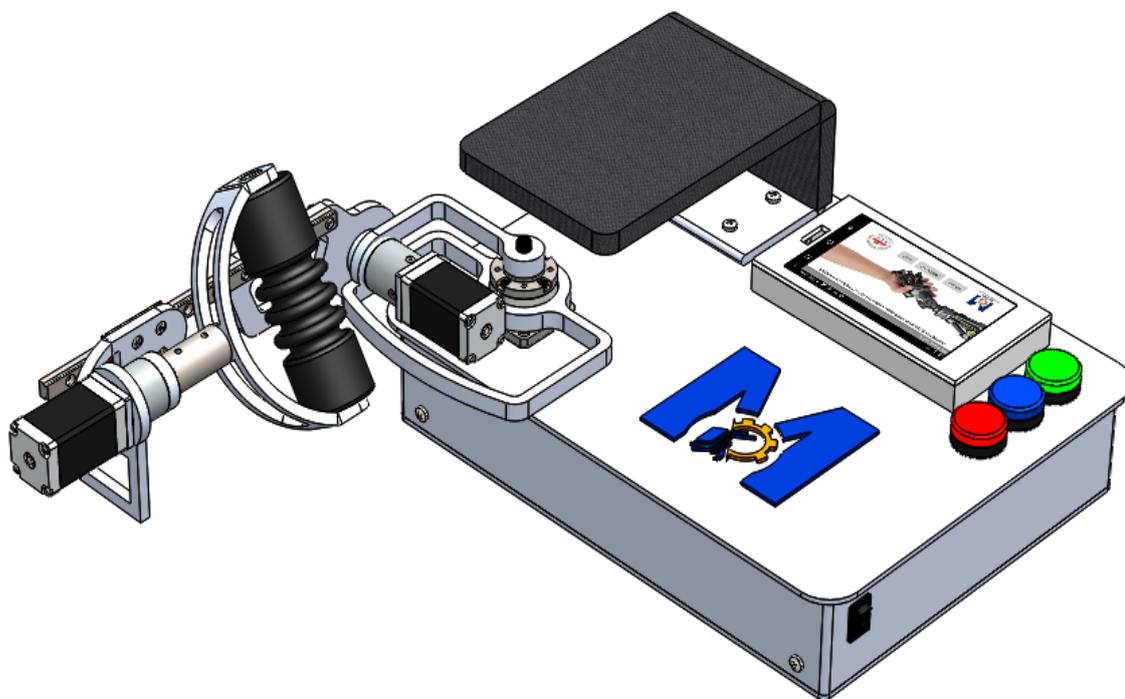


Figura 3. 8 Vista Isométrica del dispositivo

3.2.6 Diagrama de Cuerpo Libre

La realización de los diagramas de cuerpo libre, permiten visualizar las fuerzas aplicadas en el mecanismo y a su vez calcular diferentes parámetros como el valor del torque, dato necesario para la selección de los motores que ejecutaran los movimientos propuestos.

Movimiento de pronación-supinación

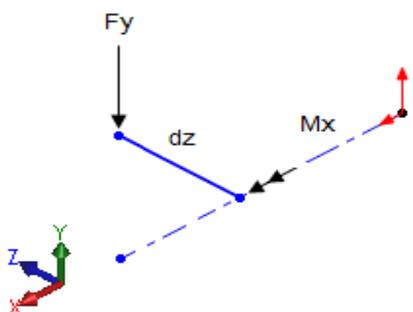


Figura 3. 9 D.C.L. para movimiento de pronación-supinación

$$Mx = Fy \times dz$$

Ecuación 3. 2 Momento en el eje X.

$$Fy = 7,64 \text{ N}$$

$$dz = 55\text{mm}$$

$$Mx = 0,42 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Torque mínimo motor 1 = 0,42N·m

Movimiento de abducción-aducción

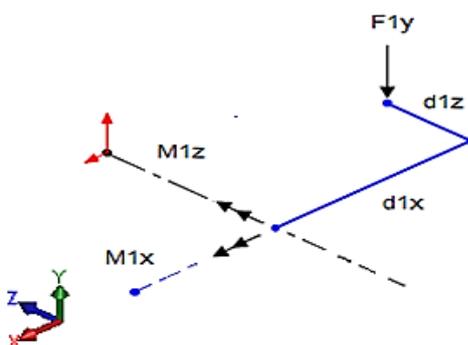


Figura 3. 10 D.C.L. para movimiento de abducción-aducción.

$$M_{1x} = F_{1y} \times d_{1z}$$

$$F_{1y} = 11,27 \text{ N}$$

$$d_{1z} = 70 \text{ mm}$$

$$M_{1x} = 0,79 \text{ N} \cdot \text{m}$$

$$M_{1z} = F_{1y} \times d_{1x}$$

Ecuación 3. 3 Momento en el eje Z.

$$d_{1x} = 220 \text{ mm}$$

$$M_{1z} = 2,48 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Torque mínimo motor 2 = 2,48N·m

Movimiento de flexión-extensión

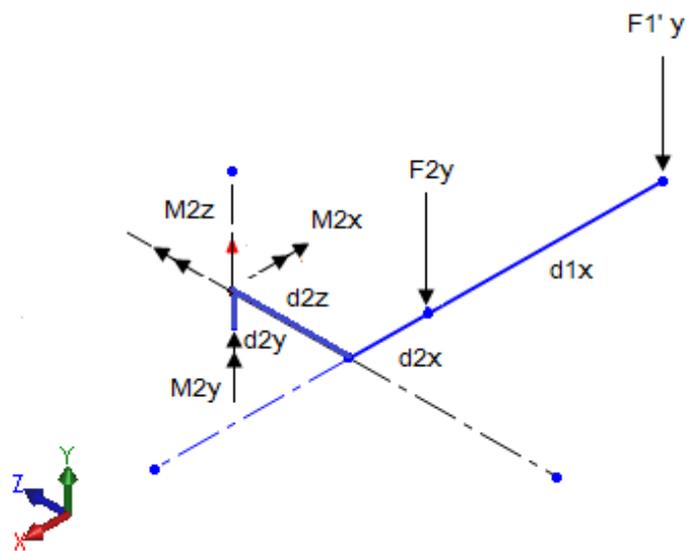


Figura 3. 11 D.C.L. para movimiento de flexión-extensión.

$$F_{yT} = F_{1'y} + F_{2y}$$

Ecuación 3. 4 Fuerza total en el eje Y.

$$F1'y = 11,61 \text{ N}$$

$$F2y = 4,41 \text{ N}$$

$$Fy_T = 16,02 \text{ N}$$

$$d2x = 41 \text{ mm}$$

$$d1x = 220 \text{ mm}$$

$$d2z = 70 \text{ mm}$$

$$M2z = (F2y \times d2x) + (F1'y \times (d1x + d2x))$$

$$M2z = 3,21 \text{ N}$$

$$M2x = d2z \times Fy_T$$

$$M2x = 1,33 \text{ N} \cdot \text{m}$$

$$Rx = \frac{M2z}{d2y}$$

$$d2y = 38 \text{ mm}$$

$$Rx = 84,47 \text{ N}$$

$$M2y = Rx \times d2z$$

Ecuación 3. 5 Momento en el eje Y.

$$\mathbf{M2y = 5,91 \text{ N} \cdot \text{m}}$$

Torque mínimo motor 3 = 5,91N·m

3.2.7 Validación del Diseño Mecánico

3.2.7.1 Análisis de elementos finitos

En el análisis por elementos finitos se divide a una estructura continua en pequeños elementos para analizar el comportamiento de estos y proporcionar una solución que se aproxima a un comportamiento real.

Los métodos numéricos permiten obtener una solución aproximada de cómo se comporta el modelo real, sin embargo no deja de ser un método aproximado y es necesario en algunos casos realizar un prototipo real y analizarlo.

Para iniciar el análisis de elementos finitos, es necesario conocer las condiciones de borde a la que se encuentra sometido el dispositivo, las cuales son:

Tabla 3. 17 Condiciones de borde del dispositivo

Fuerza/Torque	Valor
(F1) peso del antebrazo	16N
(F2) peso de la muñeca	7N
(T1) par de torsión/movimiento pronación-supinación	1N·m
(T2) par de torsión/movimiento abducción-aducción	3N·m
(T3) par de torsión/movimiento flexión-extensión	6N·m

Las fuerzas y los torques aplicados se pueden visualizar en la Fig. 3.13, adicionalmente la dirección y el área sobre la cual actúan.

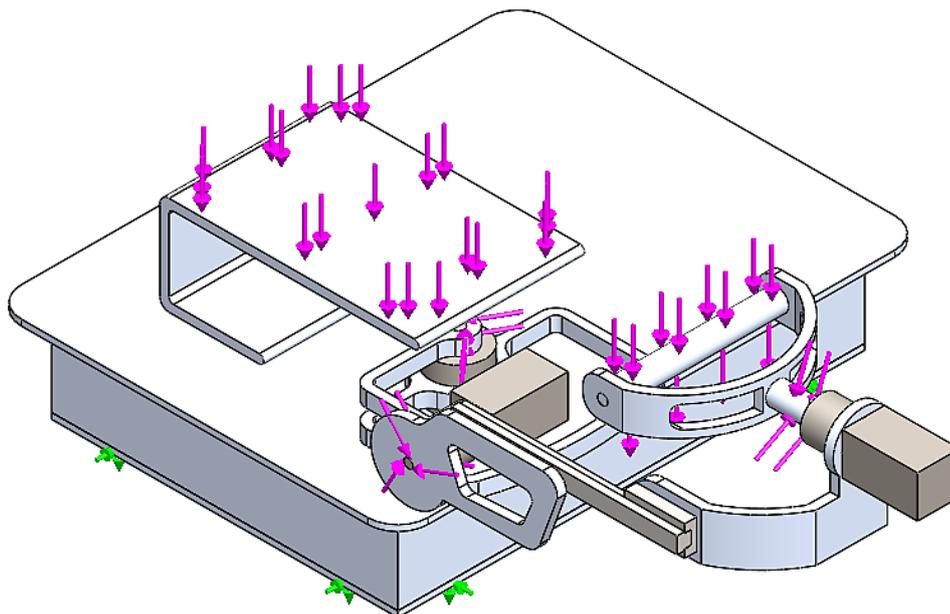


Figura 3. 12 Condiciones de borde del mecanismo rehabilitador

En la Fig. 3.14 se observa el valor de la F1, ubicada sobre la cara de la pieza llamada soporte de antebrazo.

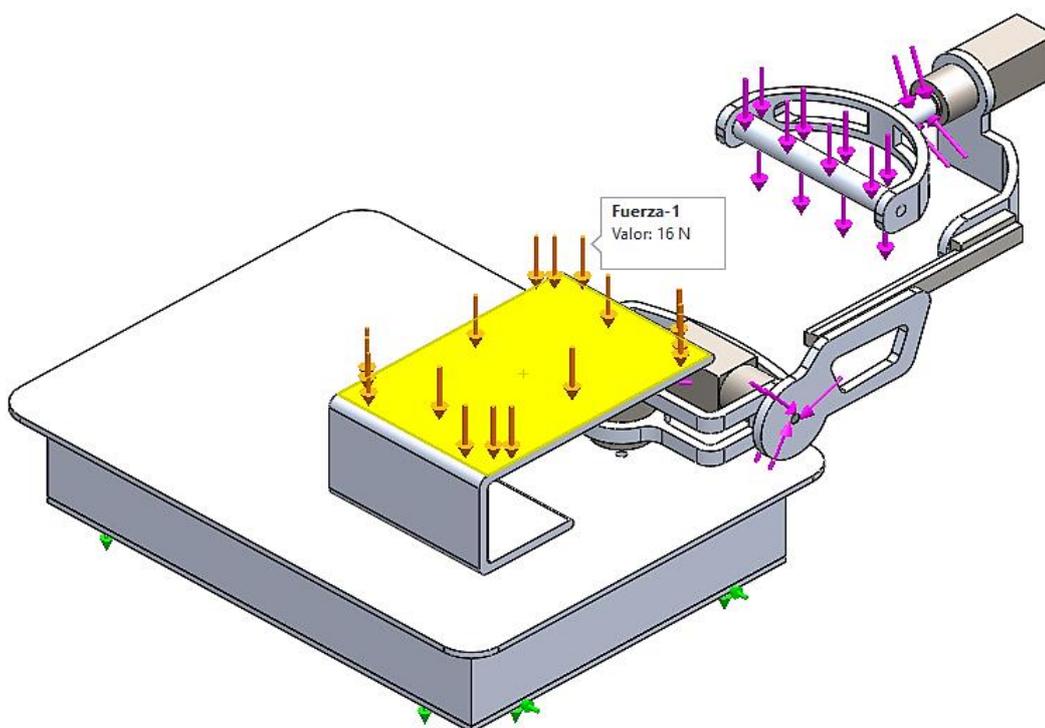


Figura 3. 13 Fuerza-1 aplicada en el soporte de antebrazo.

La segunda fuerza se puede ver en la Fig. 3,15 aplicada sobre el mango del dispositivo con un valor de 7N.

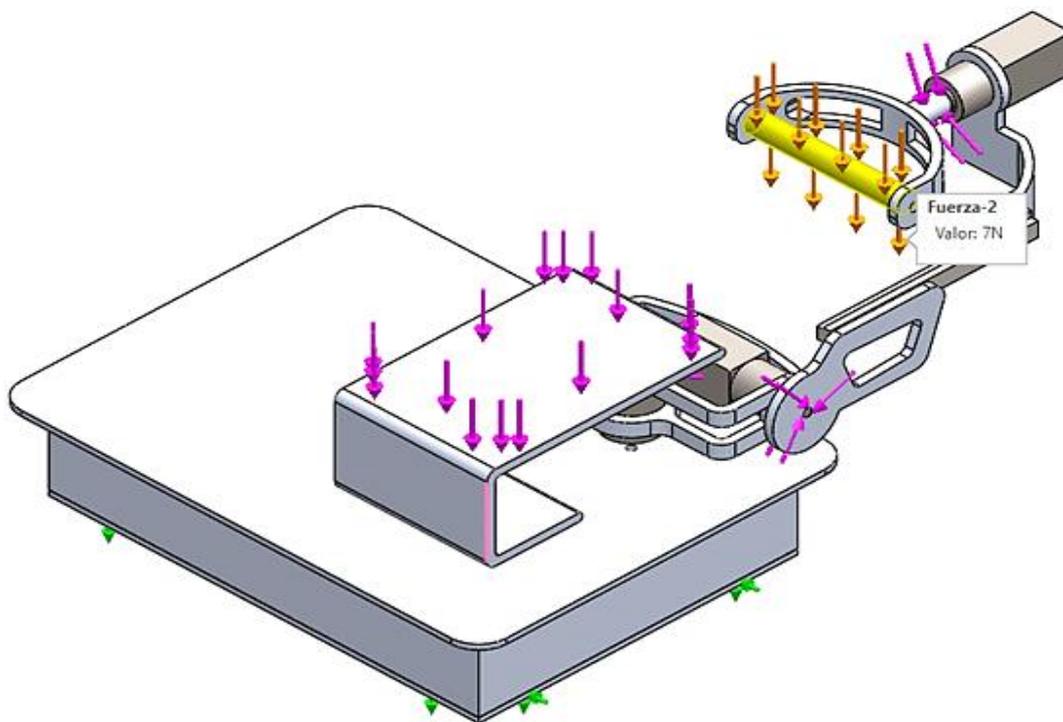


Figura 3. 14 Fuerza-2 aplicada en el mango del dispositivo.

A continuación, se muestra los torques aplicados en el mecanismo y su respectivo valor.

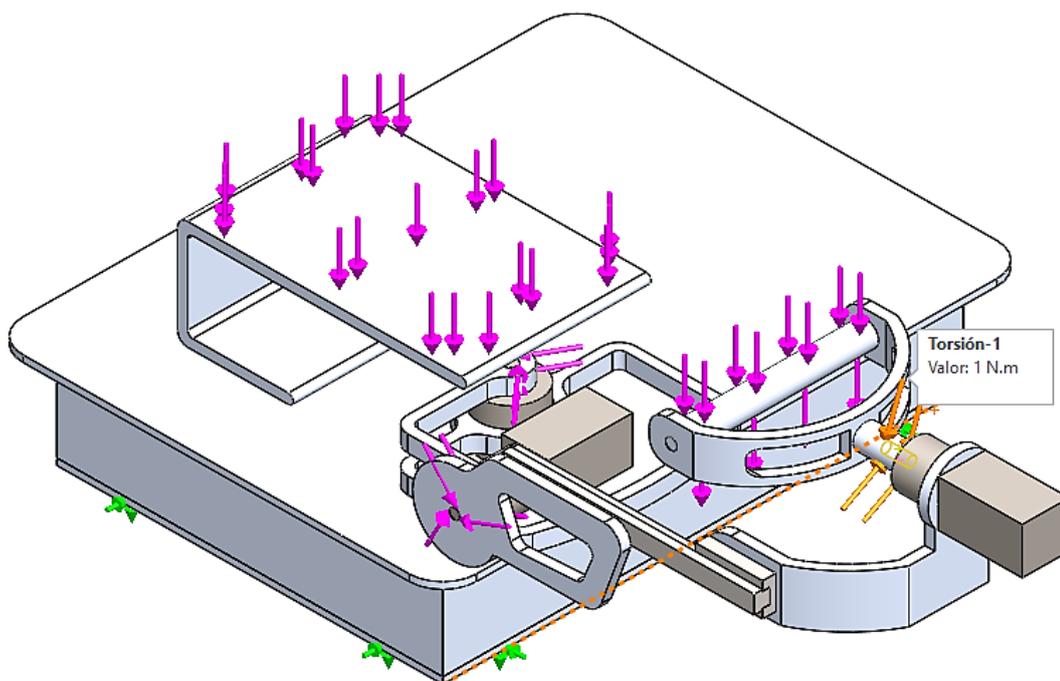


Figura 3. 15 Torsión -1 Movimiento de pronación-supinación.

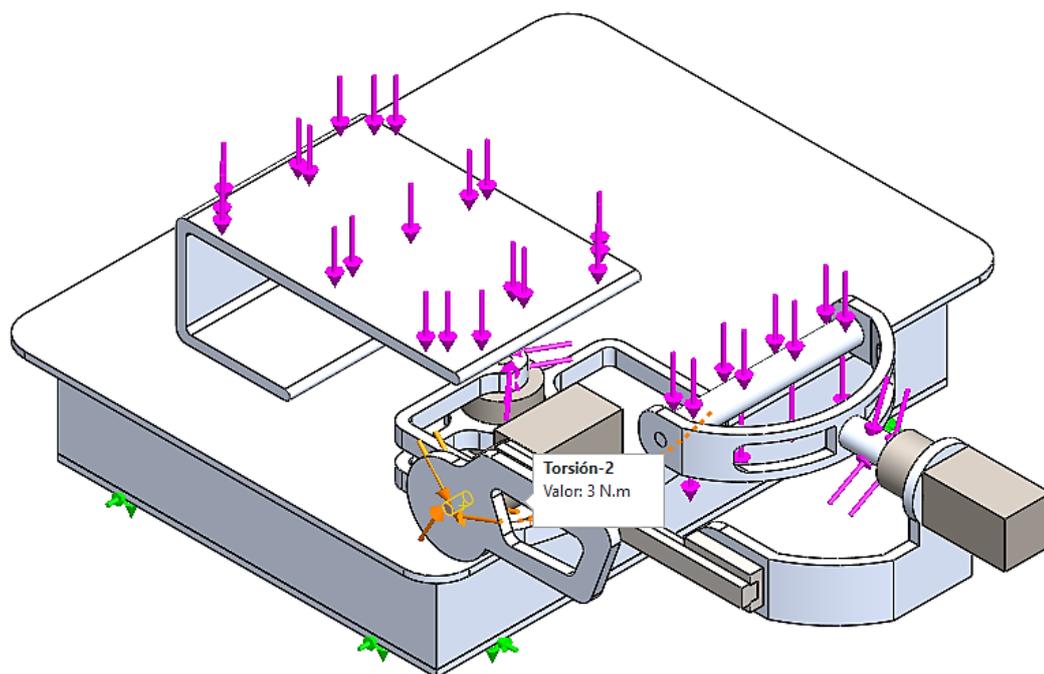


Figura 3. 16 Torsión-2 Movimiento de Abducción-Aducción.

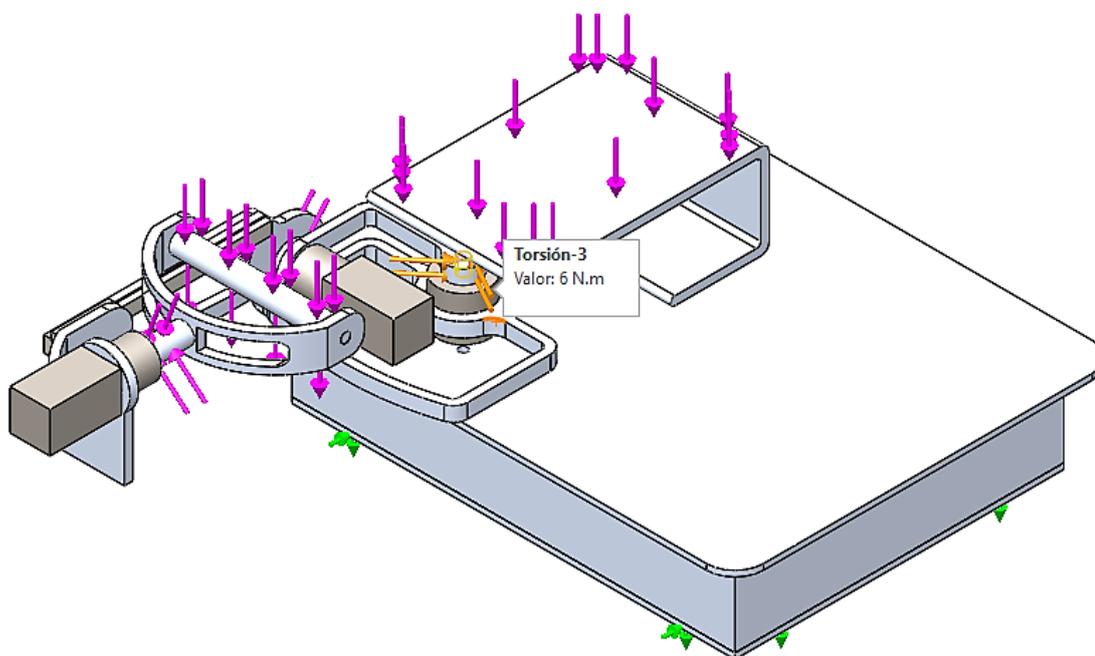


Figura 3. 17 Torsión-3 Movimiento de Flexión-Extensión.

En la Fig. 3.19 se observa uno los resultados de la simulación, el cual nos indica el valor del factor de seguridad mínimo con un valor de 4,47 en un punto crítico de la estructura.

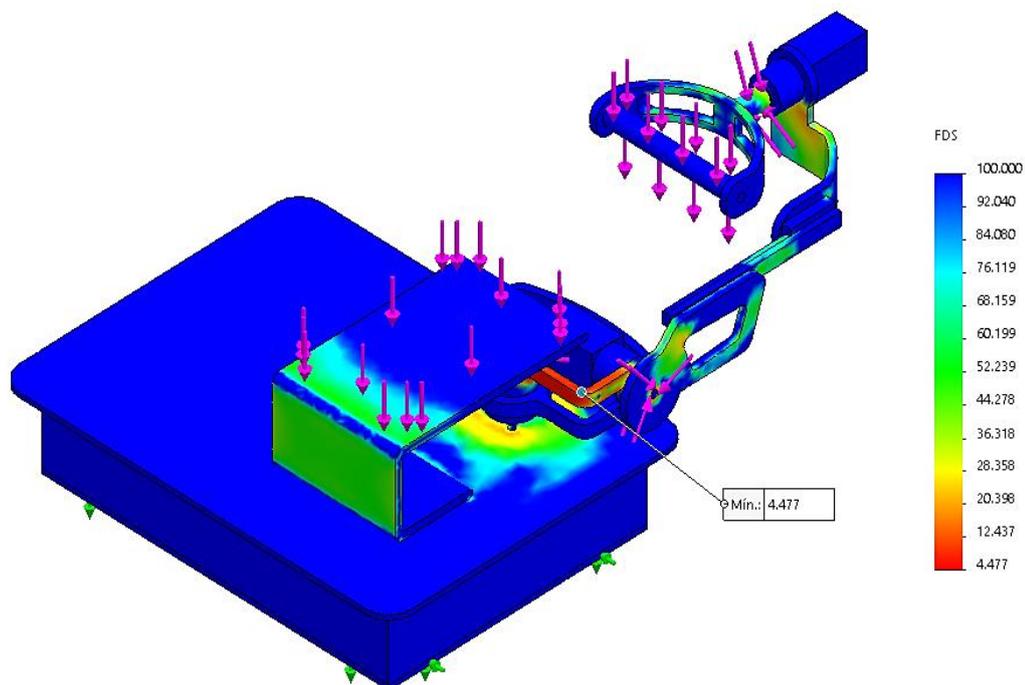


Figura 3. 18 Factor de Seguridad mínima del dispositivo rehabilitador.

La Fig. 3.20 indica el valor del máximo esfuerzo del dispositivo el cual se encuentra en el brazo de la pieza que sujeta al motor 2 con una masa de 0,45 kg y a su vez soporta la torsión-3 de 6 N·m.

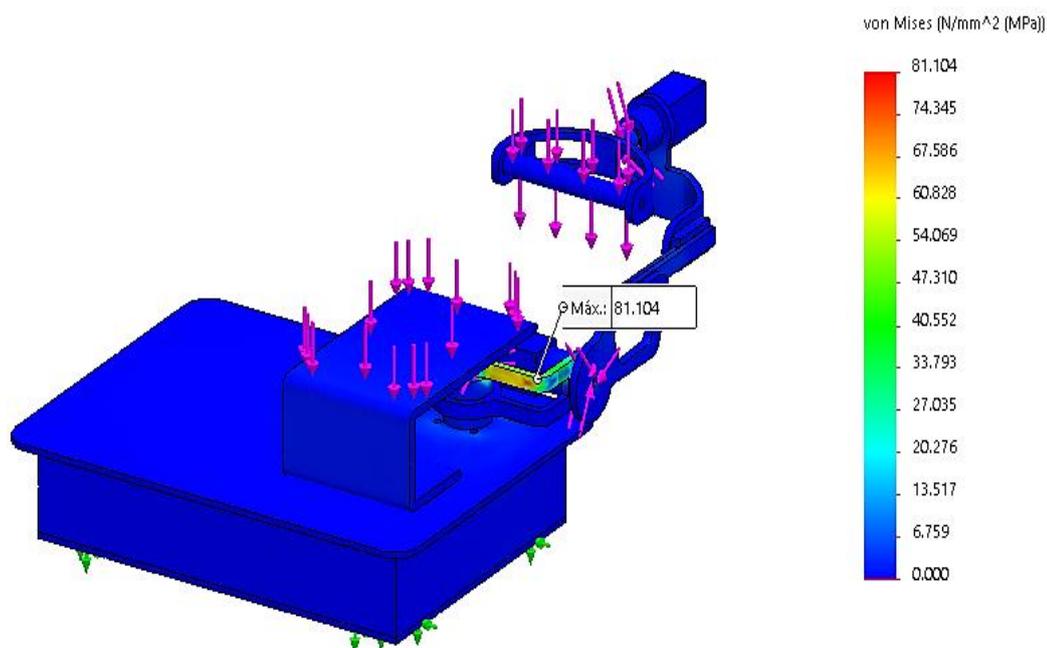


Figura 3. 19 Máximo Esfuerzo del dispositivo rehabilitador.

3.2.7.2 Convergencia en la tensión

Al refinar la malla (elementos más pequeños), la solución tiende hacia la solución exacta, no se conoce la solución exacta pero los criterios de convergencia garantizan la tendencia hacia una solución mejor, mas no permiten conocer el error.

Tabla 3. 18 Convergencia en la tensión

Mallado	Nº de Nodos	Tensión de Von Mises [MPa]
1	15163	89.26
2	15284	88.11
3	16301	87.74
4	17575	93.79
5	19741	91.09
6	21201	89.04
7	23247	89.18
8	25804	87.08
9	30274	82.91
10	39314	79.12
11	52352	81.10

La Curva de convergencia en el método de Análisis Finitos para la tensión, se muestra en la Fig. 3.20, donde la gráfica Número de Nodos vs. Tensión de Von Mises indica los diferentes tipos de mallados realizados en la simulación.

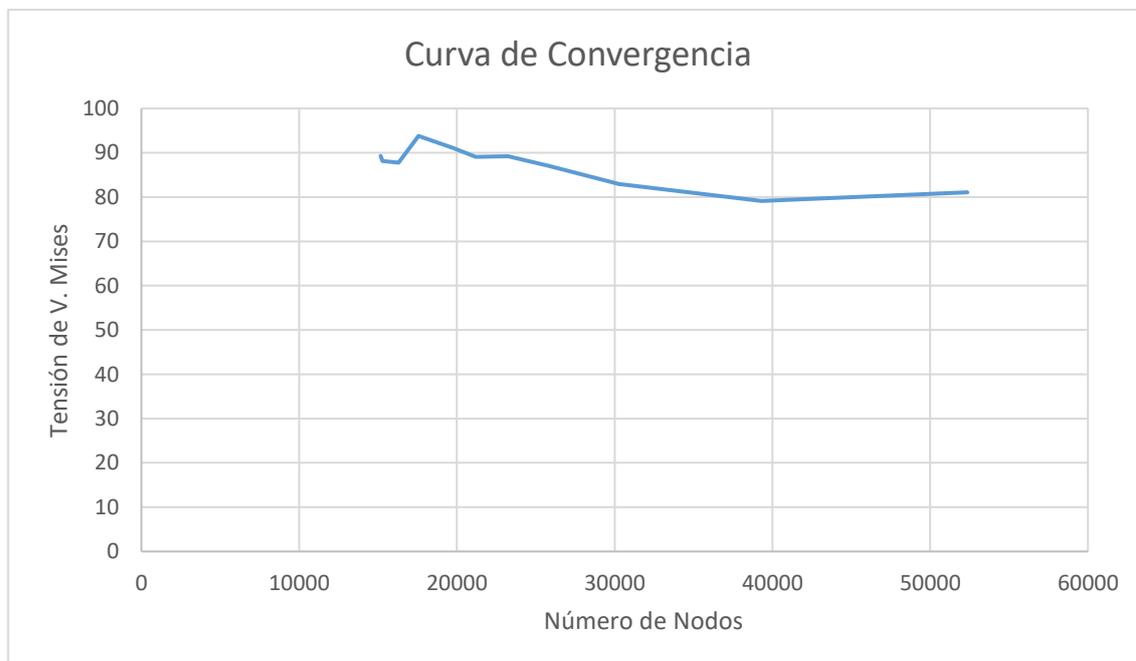


Figura 3. 20 Curva de Convergencia a la tensión

3.3 Diseño Electrónico

3.3.1 Selección de motores

Con la elaboración de los diagramas de cuerpo libre se consigue el valor del torque necesario para los motores, con estos datos se puede determinar qué tipo de motor implementar en el mecanismo.

Los valores de torque mínimo para cada movimiento son los siguientes:

Tabla 3. 19 Torque mínimo de motores para ejecución de movimientos.

Movimiento	Torque mínimo
Pronación/Supinación	0,42N·m
Abducción/Aducción	2,48N·m
Flexión/Extensión	5,91N·m

Los motores deben contar con estos valores de torque, deben funcionar a bajas revoluciones para poder realizar una terapia de movimiento a bajas velocidades y además contar con precisión de movimiento.

Tomando en cuenta estas características y mediante investigación se decide realizar una tabla descriptiva entre dos tipos de motores de corriente continua, como se puede observar en la siguiente tabla.

Tabla 3. 20 Tabla descriptiva de dos tipos de motores dc.

SERVOMOTOR BLDC	MOTOR PASO A PASO
Costo relativamente alto	Costos bajos
Velocidades de hasta 6000 rpm	Muy fiable, pues no existe contacto de escobillas en el motor.
Conmutación electrónica basada en sensores de posición de efecto Hall	Gran rango de velocidades de rotación, dado que la misma es proporcional a la frecuencia de los pulsos de entrada
No desprenden calor	Exactitud en la posición y repetición de movimientos.

Torques altos	Excelente repuesta ante arranque, parada y reversa.
Requieren un control bastante complejo.	Permite control de lazo abierto, haciendo un control más simple y barato.
Un controlador es requerido siempre para mantener el motor funcionando.	Torque máximo cuando se encuentra enclavado.
Mayor vida útil	Potencias pequeñas.
Utilizados en equipos médicos.	Utilizados en equipos médicos.

Después de conocer las características principales de estos dos tipos de motores muy usados en equipos médicos, se decide utilizar para el sistema motriz del mecanismo rehabilitador los motores paso a paso bipolares debido a sus bajos costos, control simple y precisión de posicionamiento.

Los motores paso a paso necesitan de un controlador o driver para su funcionamiento el cual debe ser seleccionado dependiendo de la cantidad de corriente que requiera el motor.

Para esta aplicación se necesita motores pequeños, que se adapten al espacio del mecanismo, se selecciona entonces motores paso a paso bipolares con caja reductora para aumento de torque y reducción de la velocidad del motor.

3.3.1.1 Motor paso a paso bipolar con caja reductora



a)

b)

Figura 3. 21 Motor PaP a) Nema 17 reducción 1:100 b) Nema 11 reducción 1:100

Se selecciona dos modelos de motores bipolares como se puede ver en la Fig. 3.21 a) para el movimiento de flexión-extensión se utiliza el motor paso a paso bipolar nema 17 con caja reductora de relación 1:100, b) para el movimiento de pronación-supinación y abducción-aducción se utiliza el motor paso a paso nema 11 con caja reductora de relación 1:100, a continuación se muestran una tabla con las características principales de los motores.

Tabla 3. 21 Características principales de los motores PaP bipolar con caja reductora.

Motor Paso a Paso Bipolar Nema 11 relación 1:100		Motor Paso a Paso Bipolar Nema 17 relación 1:100	
Ángulo de paso	0,018°	Ángulo de paso	0,018°
Par de retención	3N·m	Par de retención	4N·m
Corriente	0,67A	Corriente	1,68A
Tensión recomendada	12-24V	Tensión recomendada	12-24V
Max. Torque Permissible	4N·m	Max. Torque Permissible	6N·m

3.3.2 Control y automatización

Para llevar a cabo la automatización del dispositivo rehabilitador, se utiliza una tarjeta Arduino Mega 2560 para lograr controlar los 3 motores a pasos bipolar que se utilizan en el dispositivo, cada motor cuenta con su respectivo driver.

Para lograr el posicionamiento inicial de los motores a pasos utilizamos un sistema de control de lazo cerrado, utilizando como retroalimentación los sensores infrarrojos tcr5000 de reconocimiento de color, en el siguiente diagrama de bloques se muestra como sucede este proceso.

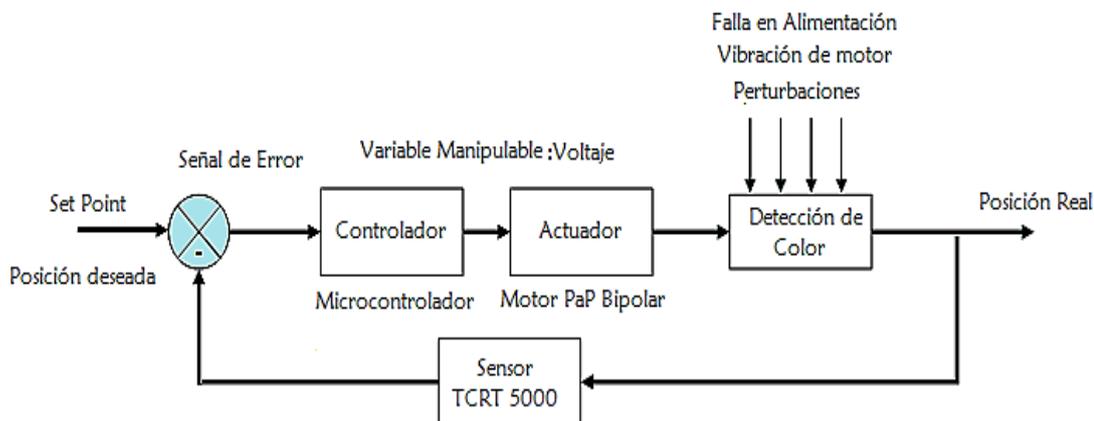


Figura 3. 22 Control de lazo cerrado para posicionamiento de motores.

Debido al uso de motores paso a paso no es necesario contar con sensores para el posicionamiento de cada ángulo de movimiento debido a que este tipo de motores recorren cierto ángulo de rotación con cada paso que dan. Pero si es necesario contar con un sistema de censado para posicionamiento inicial el que serviría como un punto de referencia para girar cierta cantidad de grados ya sea derecha o izquierda. Mediante el microcontrolador de la tarjeta Arduino se consigue el control de velocidad, pasos y número de repeticiones del movimiento seleccionado a través de la aplicación desarrollada en el software App Inventor compatible con el sistema operativo Android.

Se utiliza además luces indicadoras que permitirán avisar cuando se ha iniciado o finalizado las diferentes tareas del rehabilitador y por ultimo un botón lógico para detener el movimiento.

3.4 Costo del proyecto

3.4.1 Costo de Insumos

En esta apartado se especifican el costo de los materiales que se ocupan tanto para la construcción de la parte mecánica como de la parte electrónica del dispositivo y varios recursos adicionales que intervinieron en su elaboración.

Tabla 3. 22 Costos de insumos para la construcción mecánica.

Cantidad	Descripción	Valor Unitario (USD)	Sub-Total
1	Plancha de Aluminio 6063 T6 de 50x40x0,6 cm	28,40	28,40
1	Plancha de Aluminio 6063 T6 de 60x20x0,3 cm	21,30	21,30
10	Tornillos m3 x 15mm	0,03	0,30
10	Tornillos m4 x 20mm	0,04	0,40
4	Tornillos m2 x 30mm	0,10	0,40
2	Tornillos avellanados ¼plg.	0,25	0,50
5	Tornillo m3 avellanados m3 x15mm	0,06	0,30
1	Caja acrílico 15x8x3cm	10,00	10,00
2	Placas sensores acrílico	4,00	8,00
1	Guía lineal MGN 9H	18,00	18,00
1	Tapizado pieza – apoyo antebrazo	5,00	5,00
1	Calibrador	40,00	40,00
		Total	132,60

Tabla 3. 23 Costo de insumos para la construcción electrónica.

Cantidad	Descripción	Valor Unitario (USD)	Sub-Total
2	Motores paso a paso bipolar Nema 11 relación 1:100	39,50	79,00
1	Motores paso a paso bipolar Nema 17 relación 1:100	35,00	35,00
3	Driver motor paso a paso bipolar ST- 6128	23,50	70,50

3	Sensores infrarrojos TCRT5000 Arduino	3,50	10,50
1	Arduino Mega 2560	20,00	20,00
1	Fuente de poder conmutada 12 VDC	16,00	16,00
1	Regulador de voltaje variable	5,30	5,30
-	Cable 10m	7,00	7,00
10	Terminales tipo u	0,20	2,00
16	Molex	0,25	4,00
2	Taype	1,00	2,00
1	Cinta doble faz	4,30	4,30
3	Luces 120V	2,10	6,30
1	Módulo de 4 relés Arduino	10,00	10,00
1	Módulo Bluetooth	7,00	7,00
1	Switch	0,80	0,80
1	Pulsador	0,60	0,60
	Total		280,30

Tabla 3. 24 Costo total de Insumos.

Tipo de Insumo	Costo de Insumo
Costo de insumo para construcción mecánica	132,60
Costo de insumo para construcción electrónica	280,30
Total Insumos	412,90

3.4.2 Costo de Mano de Obra

Tabla 3. 25 Costo de mano de obra.

Horas	Actividad	Precio por Hora (USD)	Sub-Total
25	Construcción de la parte mecánica	14,00	350,00
46	Construcción de la parte electrónica	8,00	368,00
		Total	718,00

3.4.3 Costo Total del Proyecto

Tabla 3. 26 Costo Total del Proyecto

Tipo de Costo	Costo Total
Costo Total de Insumos	412,90
Costo Total Mano de Obra	718,00
TOTAL	1130,90

3.5 Pruebas de Funcionamiento

3.5.1 Rangos de movimiento del dispositivo

En las pruebas de funcionamiento se verifica los ángulos máximos que ejecuta el dispositivo rehabilitador en cada uno de los seis movimientos, partiendo de la posición neutra de la muñeca y con la mano empuñada.

El mango del dispositivo parte de posición neutra o inicial a cero grados para el movimiento de pronación/supinación.

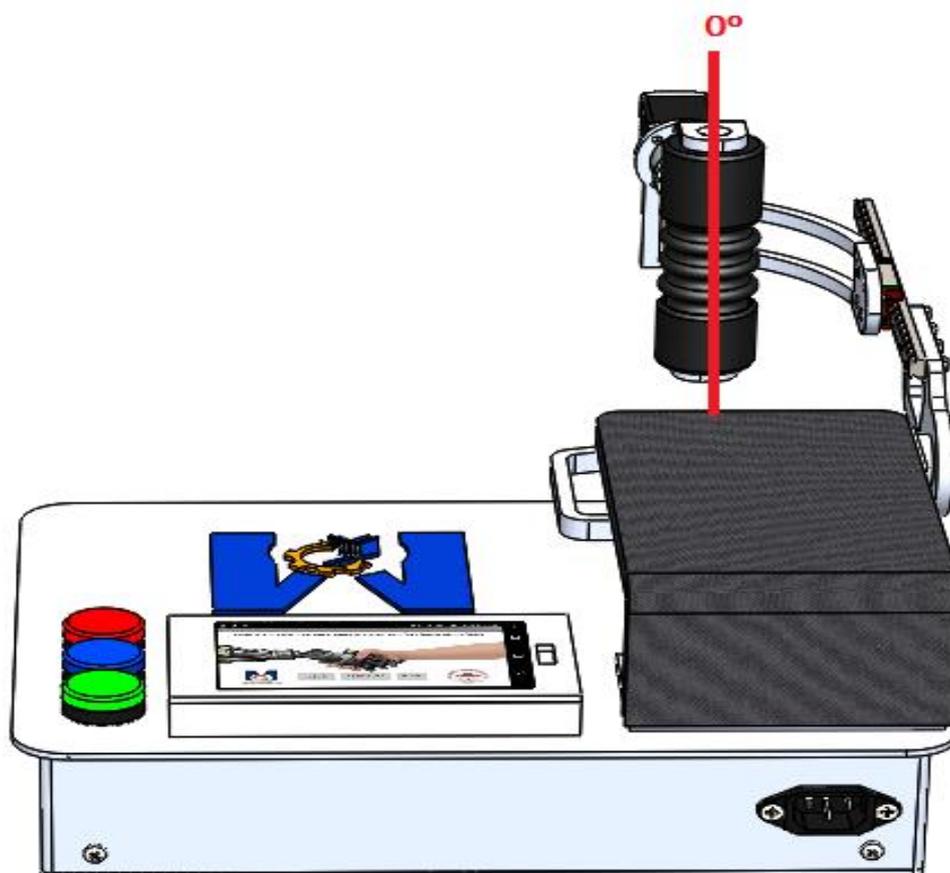


Figura 3. 23 Posición inicial para movimiento de pronación/supinación

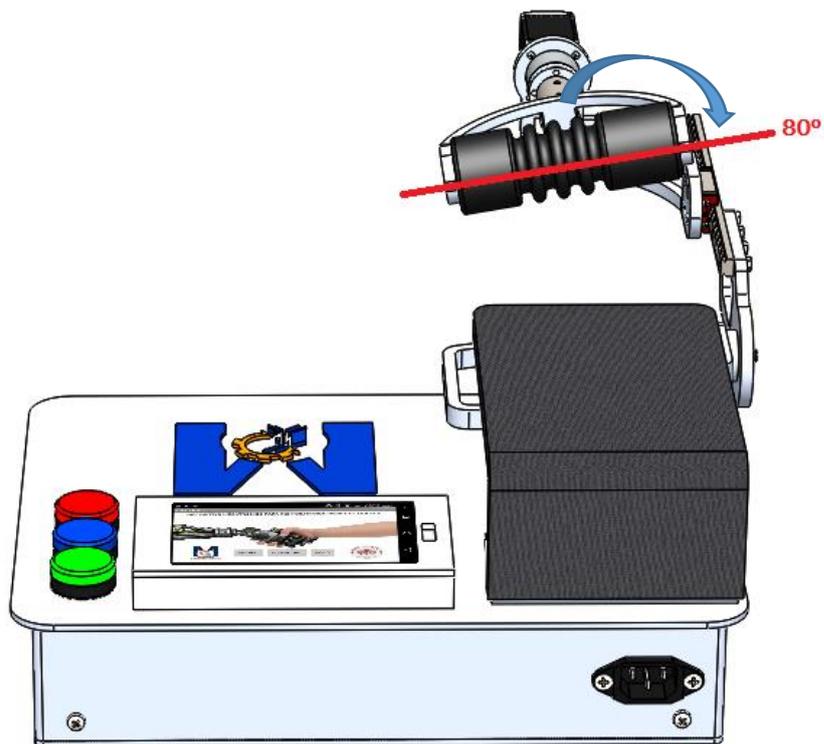


Figura 3. 24 Ángulo máximo del movimiento de supinación.

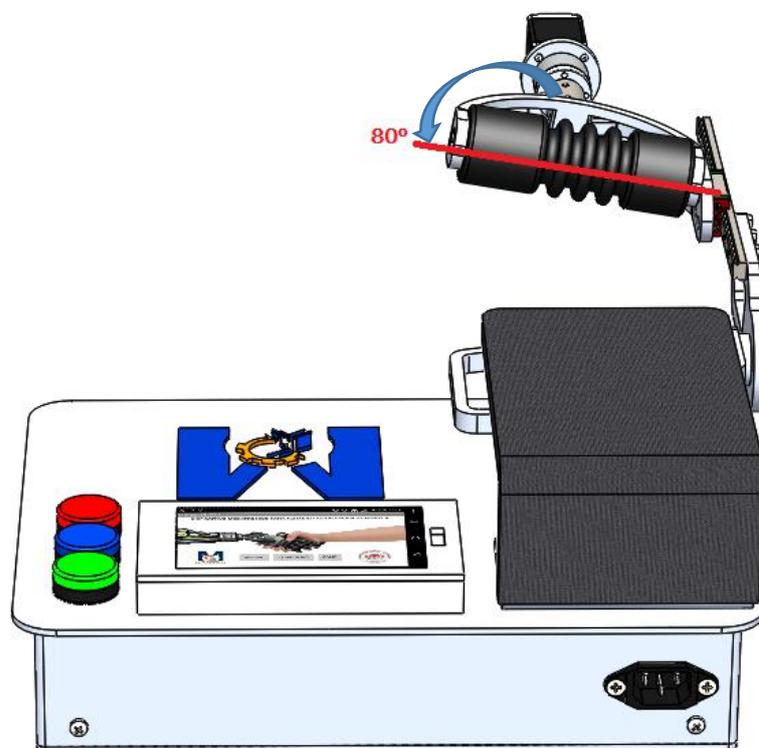


Figura 3. 25 Ángulo máximo del movimiento de pronación.

Con la misma posición neutra del mango y el motor tres en un ángulo cero inician el movimiento de flexión/extensión.

Así mismo en las Figuras 3.27 y 3.28 se puede observar los rangos máximos que alcanza el motor para este movimiento.

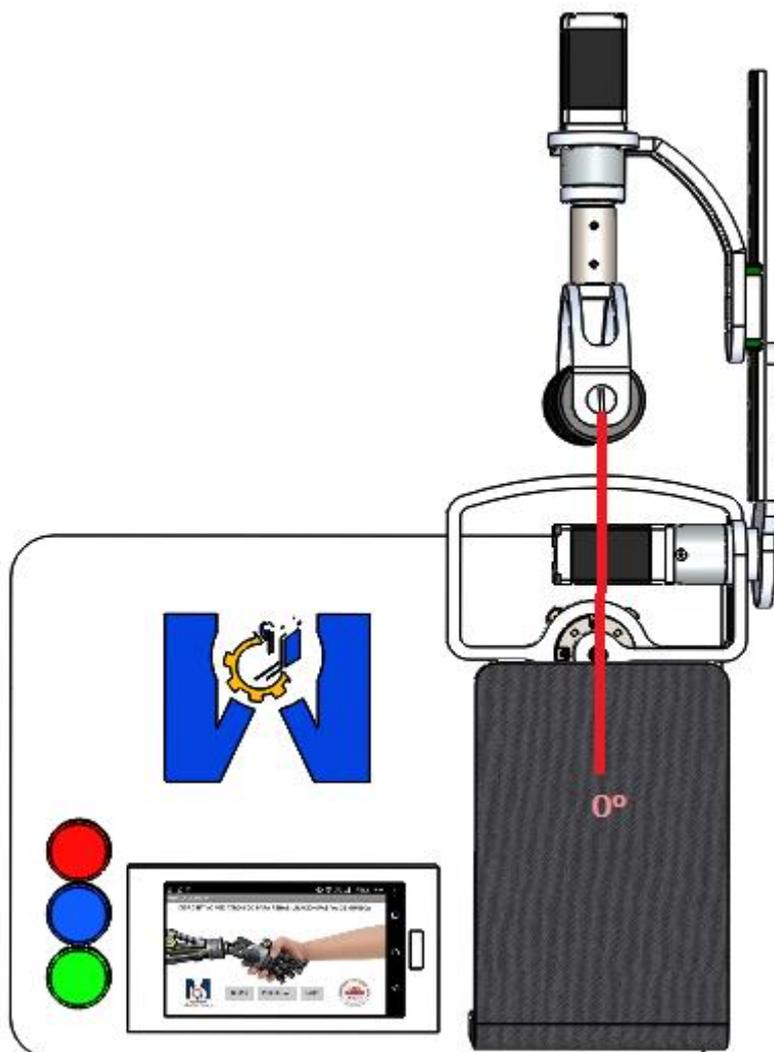


Figura 3. 26 Posición inicial para movimiento de flexión/extensión

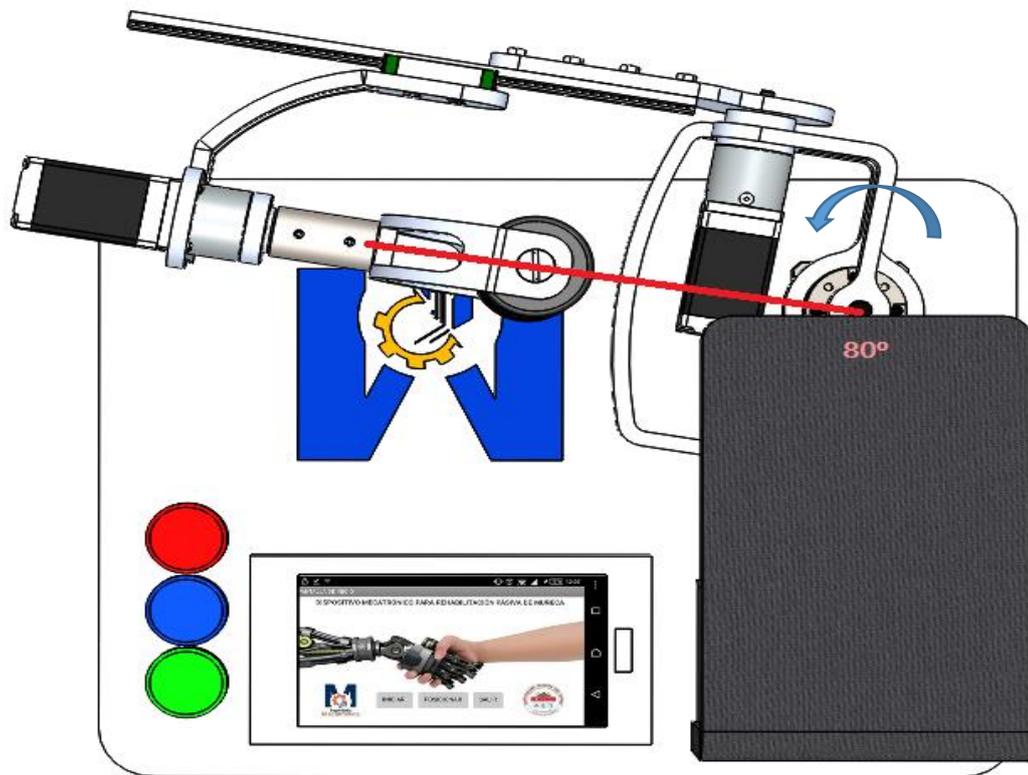


Figura 3. 27 Ángulo máximo en flexión

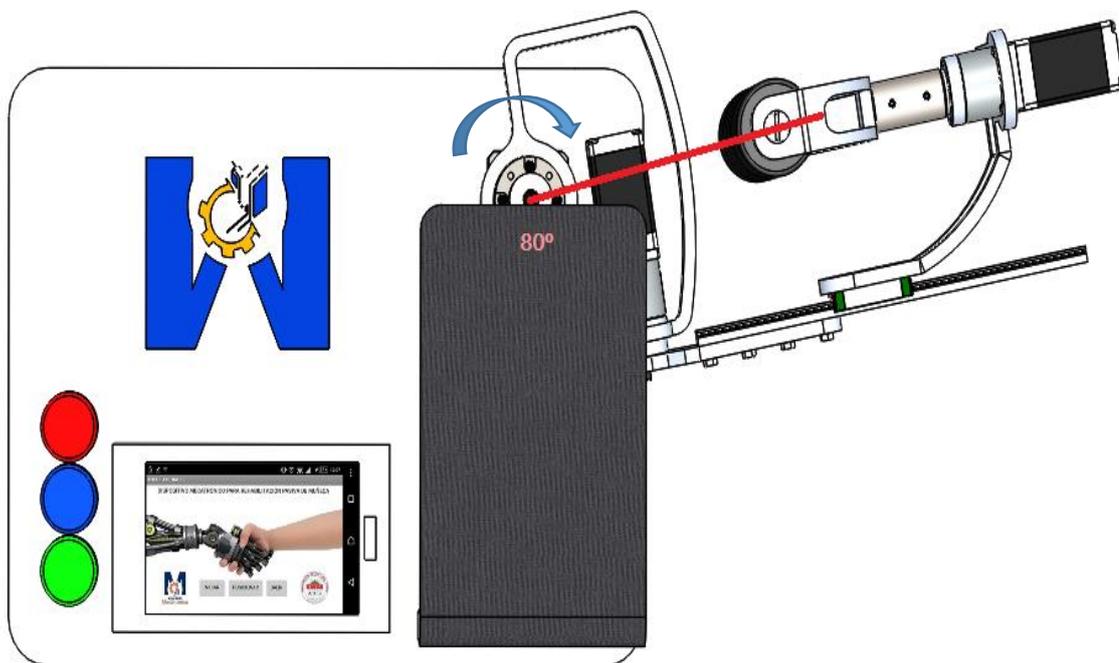


Figura 3. 28 Ángulo máximo en extensión

Para el movimiento de abducción/aducción de igual manera se parte de la posición neutra del mango y el dispositivo realiza los movimientos en un eje diferente a los dos anteriores.

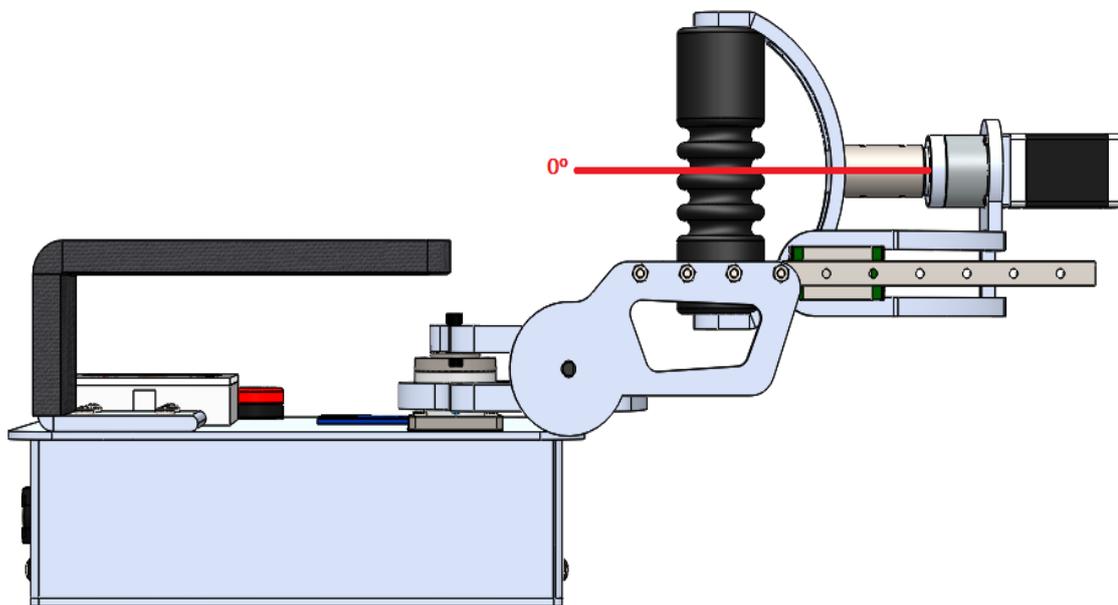


Figura 3. 29 Posición inicial para el movimiento de abducción/aducción

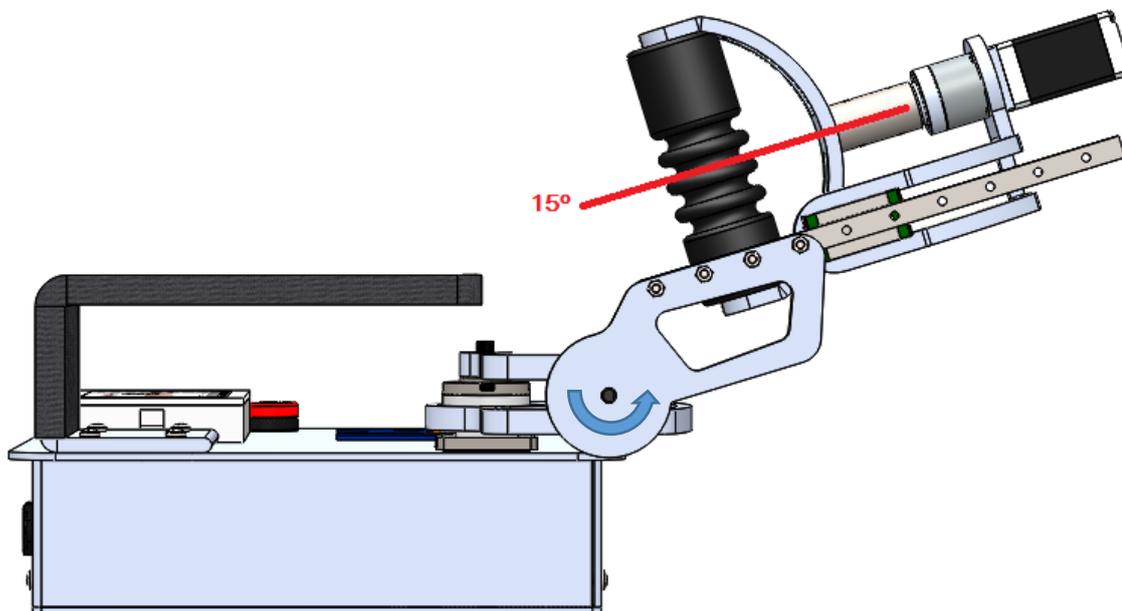


Figura 3. 30 Ángulo máximo en abducción

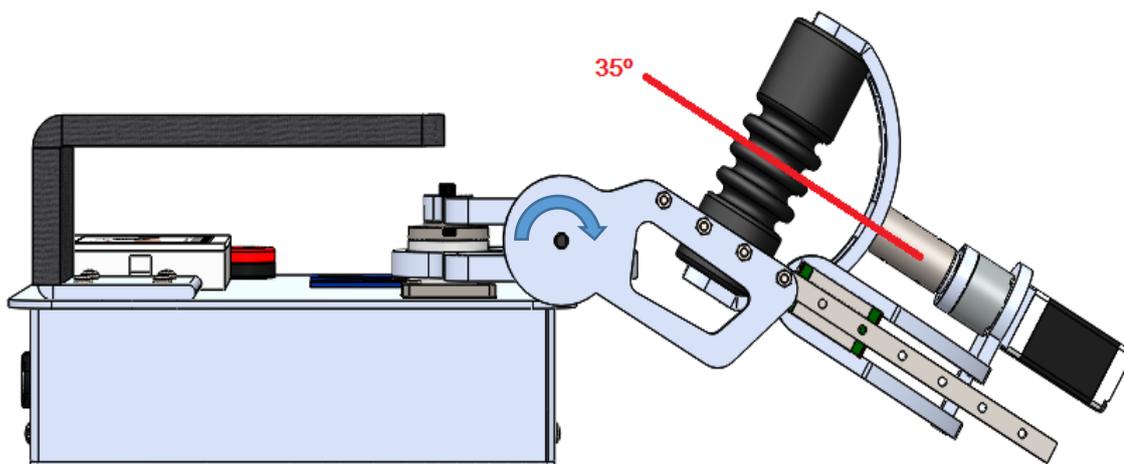


Figura 3. 31 Ángulo máximo en aducción

3.5.2 Pruebas con carga

Las pruebas de funcionamiento con carga se realizan durante un periodo de 20 minutos en cada movimiento en una persona con la articulación sana, para así poder verificar el desempeño de los motores.

Tabla 3. 27 Funcionamiento del dispositivo con carga (mano derecha).

Funcionamiento con carga		
Tiempo= 20 minutos por movimiento		
Movimiento	Lado	Funcionamiento de motores
Flexión	Mano derecha	Normal
Extensión	Mano derecha	Normal
Abducción	Mano derecha	Normal
Aducción	Mano derecha	Normal
Pronación	Mano derecha	Normal
Supinación	Mano derecha	Normal

Tabla 3. 28 Funcionamiento del dispositivo con carga (mano izquierda).

Funcionamiento con carga		
Tiempo= 20 minutos por movimiento		
Movimiento	Lado	Funcionamiento de motores
Flexión	Mano izquierda	Normal
Extensión	Mano izquierda	Normal
Abducción	Mano izquierda	Normal
Aducción	Mano izquierda	Normal
Pronación	Mano izquierda	Normal
Supinación	Mano izquierda	Normal

3.5.3 Pruebas sin carga

Para las pruebas de funcionamiento del dispositivo sin carga se alarga el tiempo de funcionamiento a 30 minutos en cada movimiento. Se realiza las pruebas durante estos periodos de tiempo teniendo como referencia que cada sesión de fisioterapia para recuperación de movimiento en articulación dura máximo 45 minutos.

Durante las pruebas sin carga el aspecto más importante a observar era el correcto funcionamiento de los motores y la existencia de un significativo cambio de temperatura en los drivers al finalizar la prueba de cada movimiento.

Tabla 3. 29 Funcionamiento del dispositivo sin carga

Funcionamiento sin carga		
Tiempo= 30 minutos por movimiento		
Movimiento	Temperatura de driver	Funcionamiento de motores
Flexión	Normal	Normal
Extensión	Normal	Normal
Abducción	Normal	Normal
Aducción	Normal	Normal
Pronación	Normal	Normal
Supinación	Normal	Normal

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

La investigación realizada sobre biomecánica y antropometría de la muñeca, permite conocer grados de libertad, ángulos de movimiento y medidas estándar de la articulación los que son indispensables para el diseño y funcionamiento del dispositivo.

El diseño del dispositivo de rehabilitación, es un diseño válido en su parte mecánica, garantizando que: los materiales, las piezas y la forma propuesta no generen conflictos de funcionamiento y a su vez conformen un sistema con características y propiedades necesarias para realizar terapia pasiva.

Los rangos de movimiento de la muñeca que realiza el dispositivo, son valores obtenidos a partir de pruebas con pacientes sanos, los cuales desarrollan los ejercicios con la mano empuñada.

La aplicación móvil, permite accionar y ejecutar las tareas del dispositivo vía bluetooth, facilitando la interacción entre usuario y máquina.

La validación del dispositivo se consigue a partir de la evaluación por parte del departamento de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte, quien emitió un informe, en el que resaltó la gran funcionalidad del equipo al ser capaz de ejecutar varios movimientos.

4.2 Recomendaciones

Diseñar un mango, que permita a la mano adoptar diferentes posiciones y realizar la terapia con ángulos mayores a los que han sido establecidos en este proyecto.

Se recomienda como una futura mejora, reducir el peso del dispositivo rehabilitador, a partir de un estudio de materiales apropiados para la construcción de dispositivos médicos.

Referente al sistema de control del dispositivo, es recomendable usar un microcontrolador con mayor velocidad de procesamiento, para agilizar las tareas del dispositivo y brindar total seguridad al paciente.

Para una investigación posterior del dispositivo, se recomienda adicionar el movimiento resistivo, pues se podría utilizar el rehabilitador para diferentes etapas del tratamiento terapéutico de muñeca.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. y. C. Viladot, «Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.» de *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.*, Barcelona, Springer, 2001, p. 159.
- [2] M. Atlihan, E. Akdogan y M. Arslan, «Development of a therapeutic exercise robot for wrist and forearm rehabilitation,» *IEEE Conference Paper*, pp. 51-57, 2014.
- [3] M. Saadatzi, D. Long y O. Celik, «Torque estimation in a wrist rehabilitation robot using a nonlinear disturbance observer,» *Proceedings of the ASME 2015 Dynamic Systems and Control Conference*, 2015.
- [4] L. Masia, M. Casadio, P. Giannoni, G. Sandini y P. Morasso, «Performance adaptive training control strategy for recovering wrist movements in stroke patients: a preliminary, feasibility study,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp. 1-11, 7 Diciembre 2009.
- [5] Z. Li-Qun, P. Hyung-Soon y R. Yupeng. USA Patente US 20100016766A1, 2010.
- [6] S. Andrade, «Las medidas antropométricas de la mano influyen en la presencia de sintomatología propia del Síndrome del Túnel Carpiano en los trabajadores del área administrativa de una universidad de Quito, en el primer trimestre del año 2013.,» 19 Septiembre 2013. [En línea].
- [7] A. Kapandji, Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana, Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- [8] C. Hall y L. Brody, Ejercicio terapéutico- Recuperación funcional (traducido), Badalona (España): PAIDOTRIBO, 2006.
- [9] R. Cailliet, Anatomía Funcional Biomecánica, Marban Libros S. L., 2006.

- [10] M. Nordin y V. Frankel, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético traducido* (tercera edición), Madrid: McGRAW-HILL, 2004.
- [11] A. Guzman, *Manual de fisiología articular*, Bogotá: Im manual moderno, S. A., 2007.
- [12] Victor, «Blogspot Victor,» 23 Junio 2012. [En línea]. Available: <http://articulacionesafa.blogspot.mx/2012/06/la-muneca-une-el-resto-de-la-mano-con.html>.
- [13] R. Martín, R. Navarro, J. Ruiz, J. Jiménez y E. Brito, «Biomecánica de la articulación de la muñeca,» *XIX Jornadas Canarias de Traumatología y Cirugía Ortopédica*, pp. 103-106, 2005.
- [14] S. Delp, A. Grierson y T. Buchanan, «Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation,» *J. Biomech. Vol. 29(10)*, pp. 1371-1375, 1996.
- [15] J. Panero y M. Zelnik, «Las dimensiones humanas en los espacios interiores (Estándares antropométricos) versión castellana,» de *Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores (Estándares Antropométricos) Versión Castellana*, México, Naucalpan, Gustavo Gili, SA., 1996, pp. 23-25.
- [16] J. Schmit, «Grabcad,» 2003. [En línea]. Available: <https://grabcad.com/library/human-left-hand>.
- [17] Allina Health System, «AllinaHealth,» 2015. [En línea]. Available: <https://www.allinahealth.org>.
- [18] P. Bustamante, «Carex Sport Medicine,» 2013. [En línea]. Available: <http://carexac.blogspot.com/search?q=de+quervain>.

- [19] Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU., «MedlinePlus,» 3 Abril 2017. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/>.
- [20] OMS, «Organización Mundial de la Salud,» Enero 1969. [En línea]. Available: http://whqlibdoc.who.int/trs/WHO_TRS_419_spa.pdf.
- [21] M. Martínez Morillo, J. Pastor Vega y F. Sendra Portero, Manual de Medicina Física Primera ed., Madrid, España: Paidotribo, 1998.
- [22] H. Shewe, W. Heiperzt y A. Huter-Becker, Fisioterapia: Descripción de las técnicas y tratamientos., Barcelona, España: Paidotribo, 2003.
- [23] JMGR, «Fisioterapia Online,» 2008. [En línea]. Available: <http://fisioterapiaonline.com/tecnicas/cinesiterapia/cinesiterapia.html>.
- [24] S. Kalpakjian y S. Schmid, Manufactura, Ingeniería y Tecnología, México: Pearson, 2008.
- [25] I. N. d. Salud, «MedlinePlus,» 05 04 2015. [En línea]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000006.htm>.
- [26] O. Fernández Mendoza y Á. González Moreno, «Rehabilitación-doc,» 10 04 2015. [En línea]. Available: <https://www.google.com.ec/webhp?sourceid=chrome-instant&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=cirugia+radical+en+el+aparato+locomotor+oscar+fernandez+mendoza+pdf>.
- [27] R. Valdivia, «Anatomía Funcional,» 14 04 2015. [En línea]. Available: <http://www.ugr.es/~dlcruz/>.
- [28] J. Pillou, «Cúbito - Definición,» 05 11 2013. [En línea]. Available: <http://salud.kioskea.net/faq/6991-cubito-definicion>.

- [29] Saludyalgomas.com, «Peso de distintas partes del cuerpo,» 20 11 2012. [En línea]. Available: <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>.
- [30] D. A. Neuman, Fundamentos de Rehabilitación Física, España: Paidotribo, 2007.
- [31] O. Mendoza y Á. Moreno, Cirugía radical en el aparato locomotor, 2015.
- [32] SCHAEFFLER, «Rodamientos,» 2015. [En línea]. Available: http://medias.schaeffler.de/medias/en!hp.ec.br.pr/NA49*NA4900. [Último acceso: 25 06 2015].
- [33] R. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Cuarta ed., México: PEARSON EDUCATION, 2006.
- [34] M. Cruz y G. Domínguez, «Diseño y Accionamiento de un Dispositivo Rehabilitador de Muñeca (Tesis de Grado),» 09 Febrero 2015. [En línea]. Available: <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/14145/1/Dise%C3%B1o%20y%20Accionamiento%20de%20un%20Dispositivo%20Rehabilitador%20de%20Mu%C3%B1eca.pdf>.
- [35] Techcare, «CR2 - Compact Rehabilitation Robot,» 2012. [En línea]. Available: <https://cr2connect.com>.
- [36] C. Greene Díaz, «Clínica MEDS,» 31 Mayo 2011. [En línea]. Available: <http://www.meds.cl/lesiones-y-enfermedades/articulo/tenosinovitis-de-quervain-tendinitis-extensor-del-pulgar>.

GLOSARIO

- **Biomédica.** Es el resultado de la aplicación de los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina, se dedica especialmente al diseño y construcción de equipos médicos.
- **Biomecánica.** Ciencia que estudia las fuerzas y las aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos.
- **Cinemática.** Rama de la física dedicada al estudio del movimiento de los cuerpos en el espacio, sin atender a las causas que lo producen.
- **Pluriarticular.** Varias articulaciones.
- **Entumecimiento.** Rigidez o falta de movimiento que se produce en un miembro del cuerpo debido al frío o a la falta de actividad.
- **Patología.** Enfermedad física o mental que padece una persona.
- **Traumatismo.** Lesión o daño de los tejidos orgánicos o de los huesos producido por algún tipo de violencia externa, como un golpe, una torcedura u otra circunstancia.
- **Subluxación.** Es un desplazamiento de una articulación por estiramiento de tejidos blandos.
- **Retráctil.** Que puede avanzar o adelantarse y después, por sí misma, retraerse o esconderse.
- **Interfaz.** Dispositivo capaz de transformar las señales generadas por un aparato en señales comprensibles por otro.

ANEXOS

ANEXO A: GUÍA LINEAL

HIWIN.
G99TE10-0607

2-3-10 Cautions for Installation

- Shoulder heights and fillets

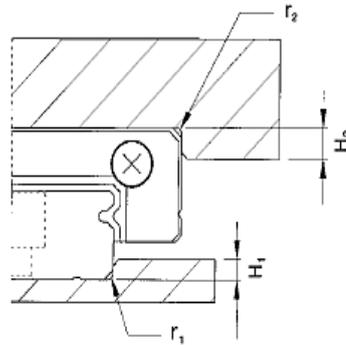


Table 2.50 Shoulder Heights and Fillets

Size	Max. radius of fillets r_1 (mm)	Max. radius of fillets r_2 (mm)	Shoulder height H_1 (mm)	Shoulder height H_2 (mm)
MGN 7	0.2	0.2	1.2	3
MGN 9	0.2	0.3	1.7	3
MGN 12	0.3	0.4	1.7	4
MGN 15	0.5	0.5	2.5	5
MGW 7	0.2	0.2	1.7	3
MGW 9	0.3	0.3	2.5	3
MGW 12	0.4	0.4	3	4
MGW 15	0.4	0.8	3	5

- Tightening torque of bolts for installation

Improperly tightening the rail mounting bolts will seriously affect the accuracy of the linear guideway. The following table lists the recommended tightening torque for the specific sizes of bolts.

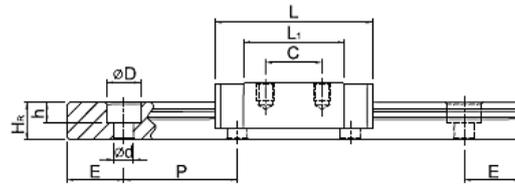
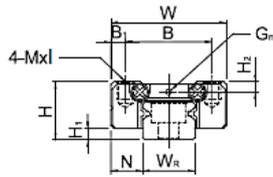
Table 2.51 Tightening Torque

Size	Bolt size	Torque (kgf-cm)
MGN 7	M2	5.9
MGN 9	M3	19
MGN 12	M3	19
MGN 15	M3	19
MGW 7	M3	19
MGW 9	M3	19
MGW 12	M4	40
MGW 15	M4	40

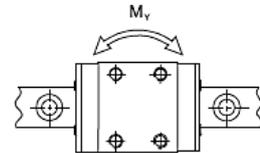
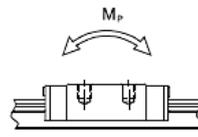
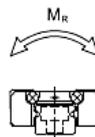
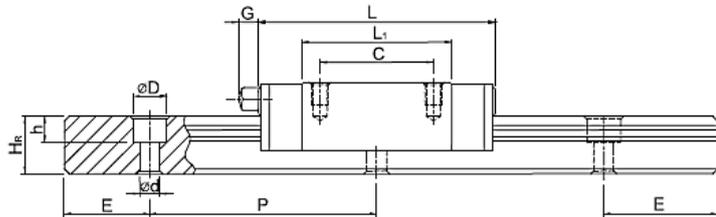
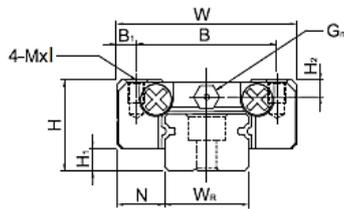
2-3-12 Dimensions for MGN/MGW Series

(1) MGN-C / MGN-H

MGN7, MGN9, MGN12



MGN15



Model No.	Dimensions of Assembly (mm)		Dimensions of Block (mm)										Dimensions of Rail (mm)					Mounting Bolt for Rail (mm)	Basic Dynamic Load Rating C (kgf)	Basic Static Load Rating Co (kgf)	Static Rated Moment			Weight				
	H	H1	N	W	B	B1	C	L1	L	G	G1	Mxl	H2	WR	Hr	D	h				d	P	E	MR	Mp	My	Block	Rail
	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf	kgf				kgf	kgf	kgf	kgf-m	kgf-m	kgf-m	g	kg/m
MGN 7C	8	1.5	5	17	12	2.5	8	13.5	22.5	-	Ø1.2	M2x2.5	1.5	7	4.8	4.2	2.3	2.4	15	5	M2x6	100	127	0.48	0.29	0.29	10	0.22
MGN 7H							13	21.8	30.8													140	200	0.78	0.49	0.49	15	
MGN 9C	10	2	5.5	20	15	2.5	10	18.9	28.9	-	Ø1.2	M3x3	1.8	9	6.5	6	3.5	3.5	20	7.5	M3x8	190	260	1.2	0.75	0.75	16	0.38
MGN 9H							16	29.9	39.9													260	410	2	1.9	1.9	26	
MGN 12C	13	3	7.5	27	20	3.5	15	21.7	34.7	-	Ø1.4	M3x3.5	2.5	12	8	6	4.5	3.5	25	10	M3x8	290	400	2.6	1.4	1.4	34	0.65
MGN 12H							20	32.4	45.4													380	600	3.9	3.7	3.7	54	
MGN 15C	16	4	8.5	32	25	3.5	20	26.7	42.1	4.5	CN35	M3x4	3	15	10	6	4.5	3.5	40	15	M3x10	470	570	4.6	2.2	2.2	59	1.06
MGN 15H							25	43.4	58.8													650	930	7.5	5.9	5.9	92	

ANEXO B: MOTOR A PASOS REDUCTOR 1:100 – NEMA 11

Nema 11 Planetary Gearbed Stepper Motor

Rev: A

Date:

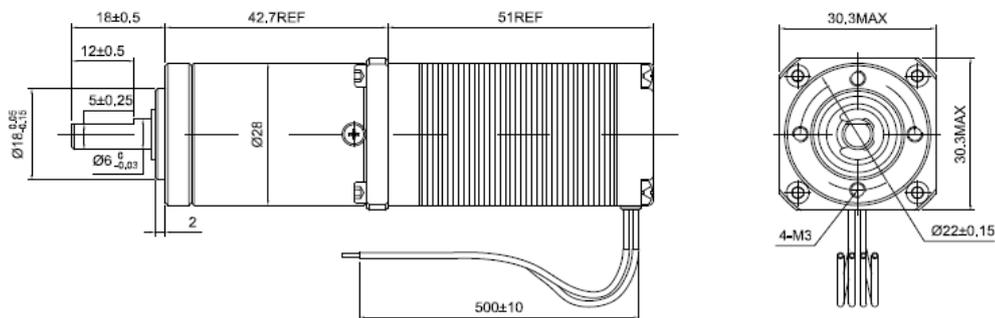
COMMON RATINGS

Step angle :	1.8°	Dielectric strength :	500VAC
Positional accuracy :	±5%	Insulation resistance :	100Mohm(500VDC)
Number of Phase :	2	Ambient Temperature :	-10°C~50°C
Temperature rise :	80°C MAX	Insulation class :	B
Rotor Inertia :	18gcm ²	Weight :	0.45Kg

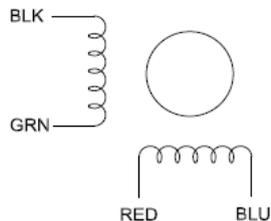
SPECIFICATIONS

Holding Torque Before Gearbox (N.cm)	Rated Current/Phase (Amps DC)	Phase Resistance (ohms) ±10%	Rated Voltage/Phase (V DC)	Phase Inductance (mH) ±20%(1KHz) Typical
12.0	0.67	9.2	6.2	7.2

DIMENSIONS unit=mm



CONNECTIONS



GEARBOX

Gear Ratio	99 ¹⁰⁰⁴ / ₂₀₀₇
Efficiency	73%
Backlash at No-load	<= 1°
Max. Permissible Torque(Nm)	4.0
Moment Permissible Torque(Nm)	6.0
Shaft Maximum Axial Load(N)	5.0
Shaft Maximum Radial Load(N)	25.0

						11HS20-0674S-PG100			技术规格书	
标记	处数	分区	更改文件号	签名	日期					
设计			标准化			阶段标记	重量	比例		
审核									www.OMC-StepperOnline.com	
工艺			批准			共 张	第 张			

ANEXO C: MOTOR A PASOS REDUCTOR 1:100 – NEMA 17

Nema 17 Planetary Geared Stepper Motor

Rev: A

Date:

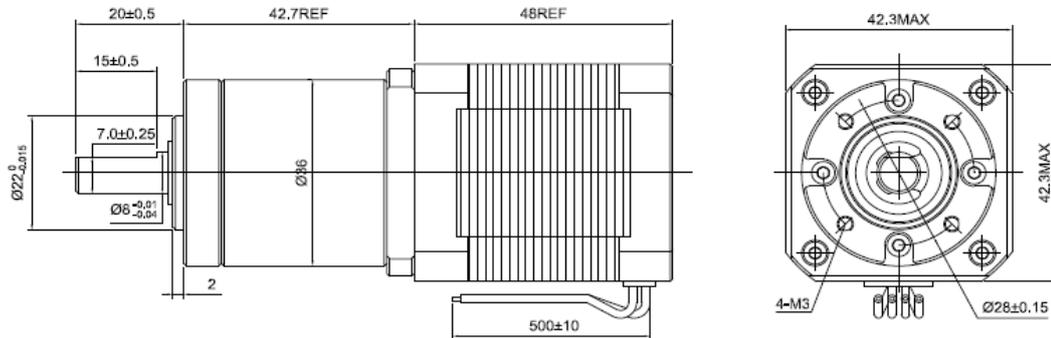
COMMON RATINGS

Step angle :	1.8°	Dielectric strength :	500VAC
Positional accuracy :	±5%	Insulation resistance :	100Mohm(500VDC)
Number of Phase :	2	Ambient Temperature :	-10℃~50℃
Temperature rise :	80℃MAX	Insulation class :	B
Rotor Inertia :	68gcm ²	Weight :	0.6Kg

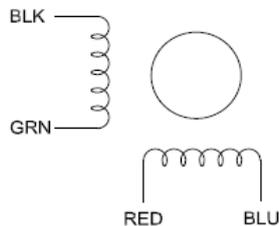
SPECIFICATIONS

Holding Torque Before Gearbox (N.cm)	Rated Current/Phase (Amps DC)	Phase Resistance (ohms) ±10%	Rated Voltage/Phase (V DC)	Phase Inductance (mH)±20%(1KHz) Typical
44.0	1.68	1.65	2.8	2.8

DIMENSIONS unit=mm



CONNECTIONS

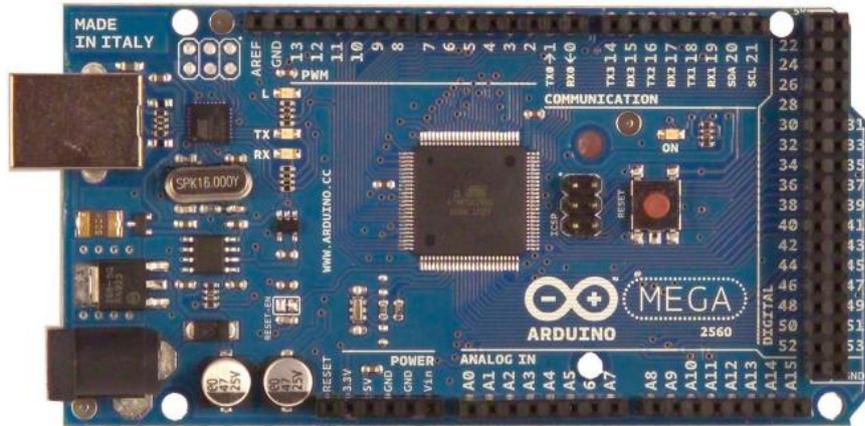


GEARBOX

Gear Ratio	99 ¹⁸⁴ / ₂₀₅₇
Efficiency	73%
Backlash at No-load	≤ 1°
Max. Permissible Torque(Nm)	4.0
Moment Permissible Torque(Nm)	6.0
Shaft Maximum Axial Load(N)	50.0
Shaft Maximum Radial Load(N)	100.0

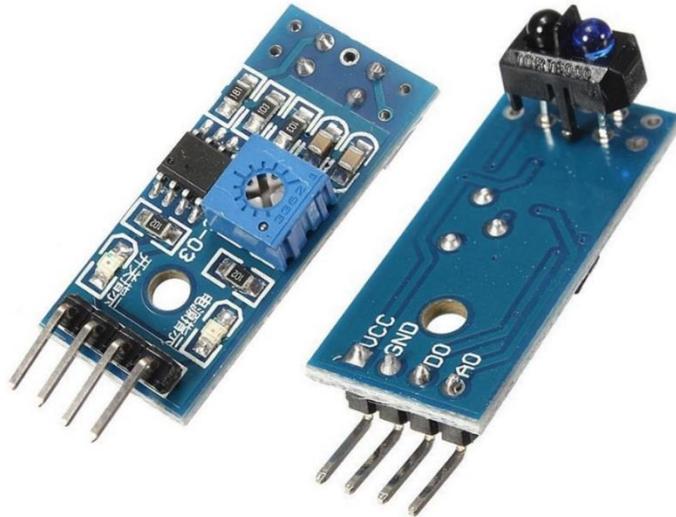
						17HS19-1684S-PG100			技术规格书	
标记	处数	分区	更改文件号	签名	日期					
设计			标准化			阶段标记	重量	比例		
审核									www.OMC-StepperOnline.com	
工艺			批准			共 张	第 张			

ANEXO D: ARDUINO MEGA 2560



Microcontrolador	Atmega2560
Tensión de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (límite)	6-20V
Digital pines I / O	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	dieciséis
Corriente DC por Pin I / O	20 mA
Corriente CC para Pin 3.3V	50 mA
Memoria flash	256 KB de los cuales 8 KB utilizado por cargador de arranque
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Longitud	101.52 mm
Anchura	53,3 mm
Peso	37 g

ANEXO E: SENSOR INFRARROJO TCRT5000



Absolute Maximum Ratings

Input (Emitter)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	60	mA
Forward surge current	$t_p \leq 10 \mu\text{A}$	I_{FSM}	3	A
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$

Output (Detector)

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Collector emitter voltage		V_{CEO}	70	V
Emitter collector voltage		V_{ECO}	5	V
Collector current		I_C	100	mA
Power dissipation	$T_{amb} \leq 55^\circ\text{C}$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$

Sensor

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Total power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$	P_{tot}	200	mW
Operation temperature range		T_{amb}	-25 to +85	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	-25 to +100	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature	2 mm from case, $t \leq 10 \text{ s}$	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$

ANEXO F: BLUETOOTH HC – 05

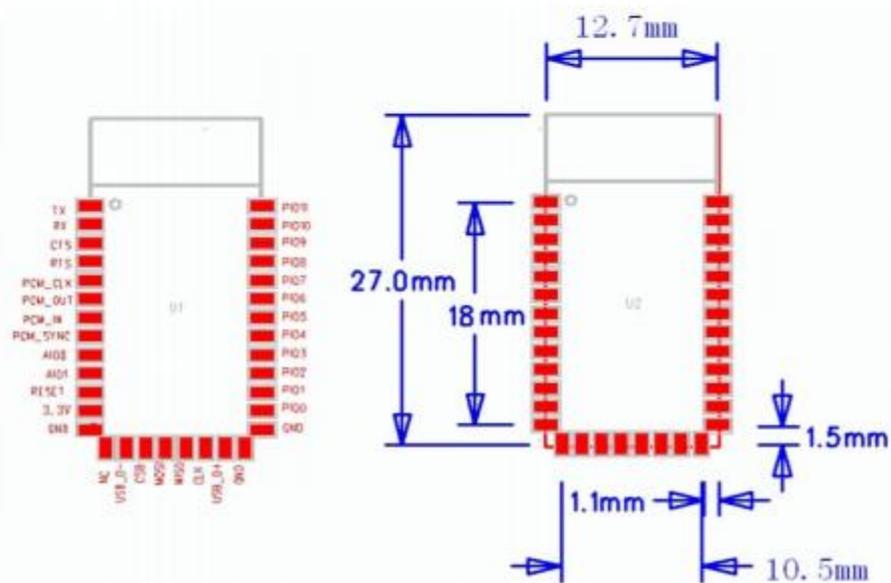


Specifications

Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

Hardware

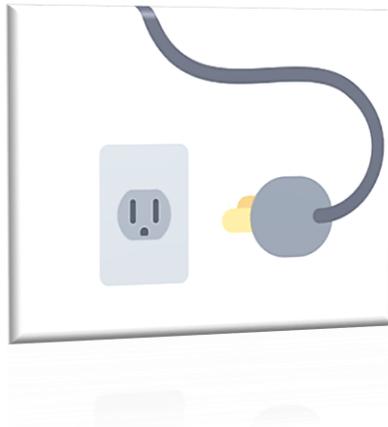


ANEXO G: MANUAL DE USUARIO

Para realizar el correcto manejo del dispositivo de rehabilitación, se realiza el siguiente manual de usuario, con los pasos a seguir antes de realizar la terapia pasiva de movimientos de muñeca, la cual puede ser realizada por el fisioterapeuta o el paciente previo la revisión de este documento.

DESCRIPCIÓN:

El dispositivo cuenta con una serie de elementos que servirán de medio para la interacción con el paciente o especialista, los cuales facilitaran su buen uso.



Cable de poder para conexión a la red eléctrica.



Switch de encendido y apagado.

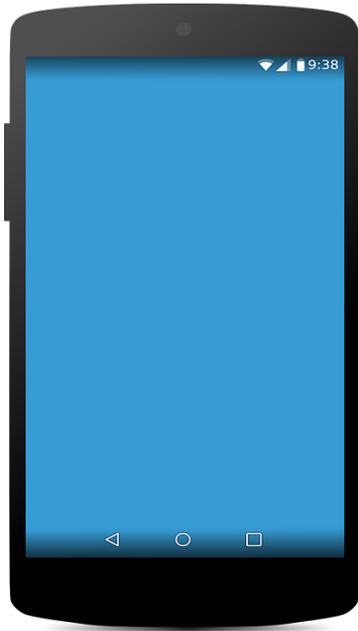


Luces Indicadoras

Verde – Encendido

Azul – Posicionado

Rojo – Detección de falla



Interfaz – Dispositivo móvil con conexión
bluetooth



Nota: El dispositivo rehabilitador cuenta con una señal de bluetooth llamada WRIST.

INSTRUCTIVO PARA FUNCIONAMIENTO:

Previo a la terapia se recomienda hacer una prueba de verificación del dispositivo, para descartar anomalías en el proceso de rehabilitación.

PASO 1:

Conectar el cable de tensión a la corriente eléctrica de 120V.



Figura M 1. Dispositivo conectado a la red eléctrica.

PASO 2:

Encender el dispositivo mediante el interruptor y se encenderá una luz indicadora color verde por un instante de tiempo, indicando que el dispositivo se ha encendido correctamente y se encuentra alimentando a todos los elementos electrónicos.



Figura M 2. Switch de encendido y apagado



Figura M 3. Dispositivo encendido



Figura M 4. Luces indicadoras de funciones

PASO 3:

Activar la conexión bluetooth del dispositivo móvil y enlazar con la del dispositivo rehabilitador.

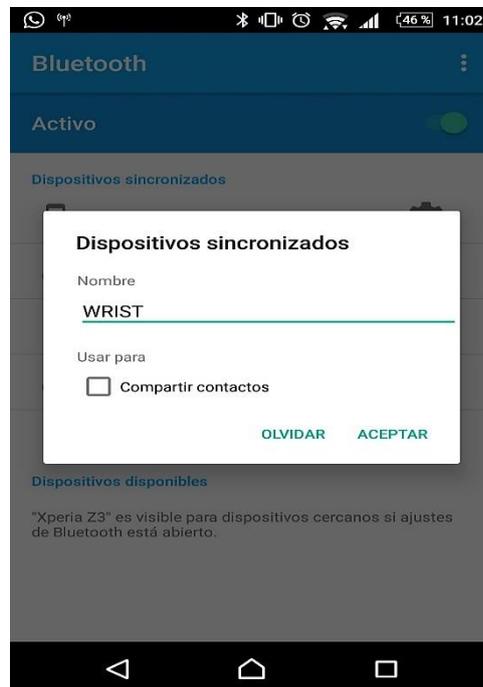


Figura M 5. Conexión entre celular y dispositivo vía bluetooth

PASO 4:

Entrar a la aplicación que se encuentra en el menú de aplicaciones del dispositivo móvil.

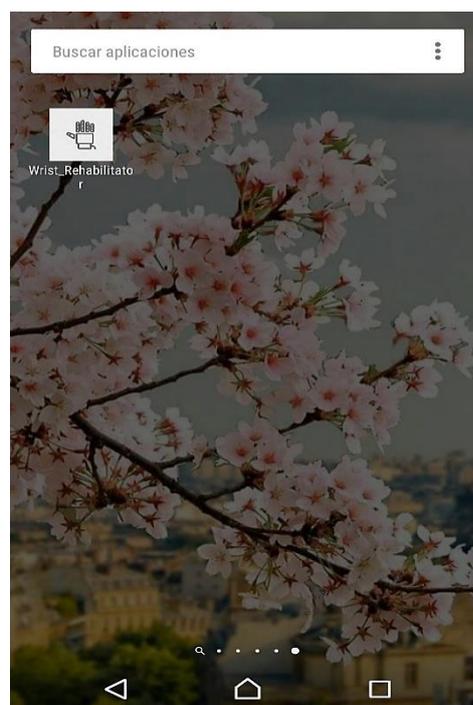


Figura M 6. Icono de la aplicación en dispositivo móvil

Al abrir la aplicación se encuentra la siguiente pantalla, la cual dará inicio al funcionamiento del dispositivo para hacer la rehabilitación de muñeca.



Figura M 7. Pantalla de inicio de la aplicación.

La pantalla principal o pantalla uno, contiene tres botones que indican lo siguiente:

INICIAR: Abre la pantalla número dos.

POSICIONAR: Inicia el movimiento del dispositivo a una posición inicial.

SALIR: Cierra la aplicación.

PASO 5:

Presionar el botón **POSICIONAR**, para sacar al dispositivo del estado de reposo y llevarla a una posición inicial y poder iniciar la terapia de rehabilitación.

Los motores se posicionarán uno a la vez, al finalizar esta tarea se encenderá una luz indicadora de color azul por un momento y luego se apagará indicando que la actividad se ha realizado con éxito y ha terminado.



Figura M 8. Indicador de correcto posicionamiento de los motores

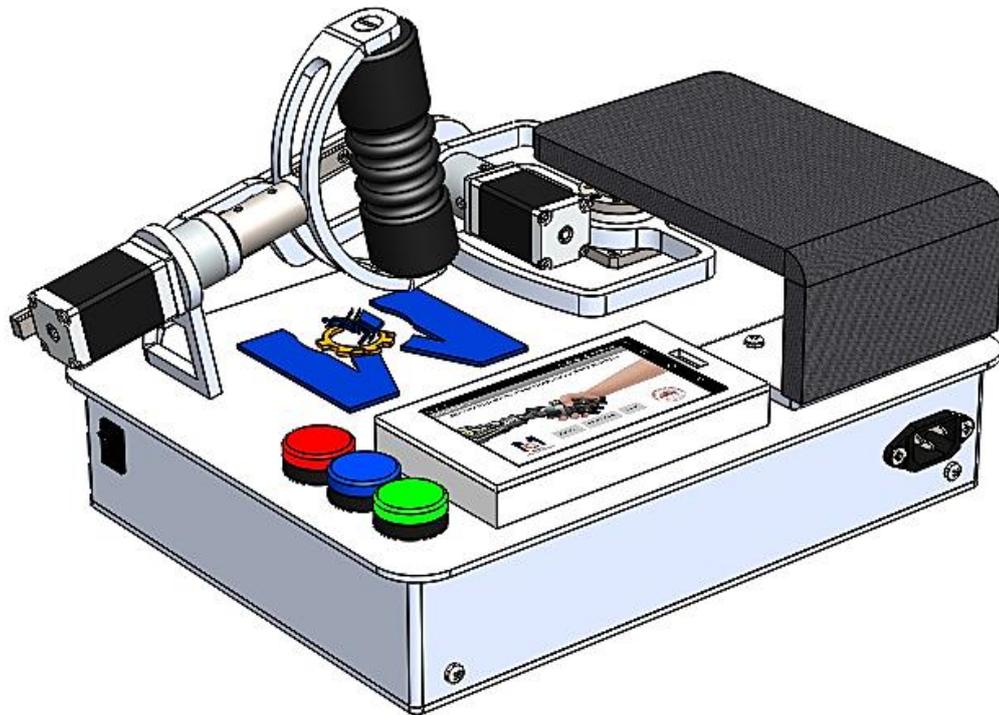
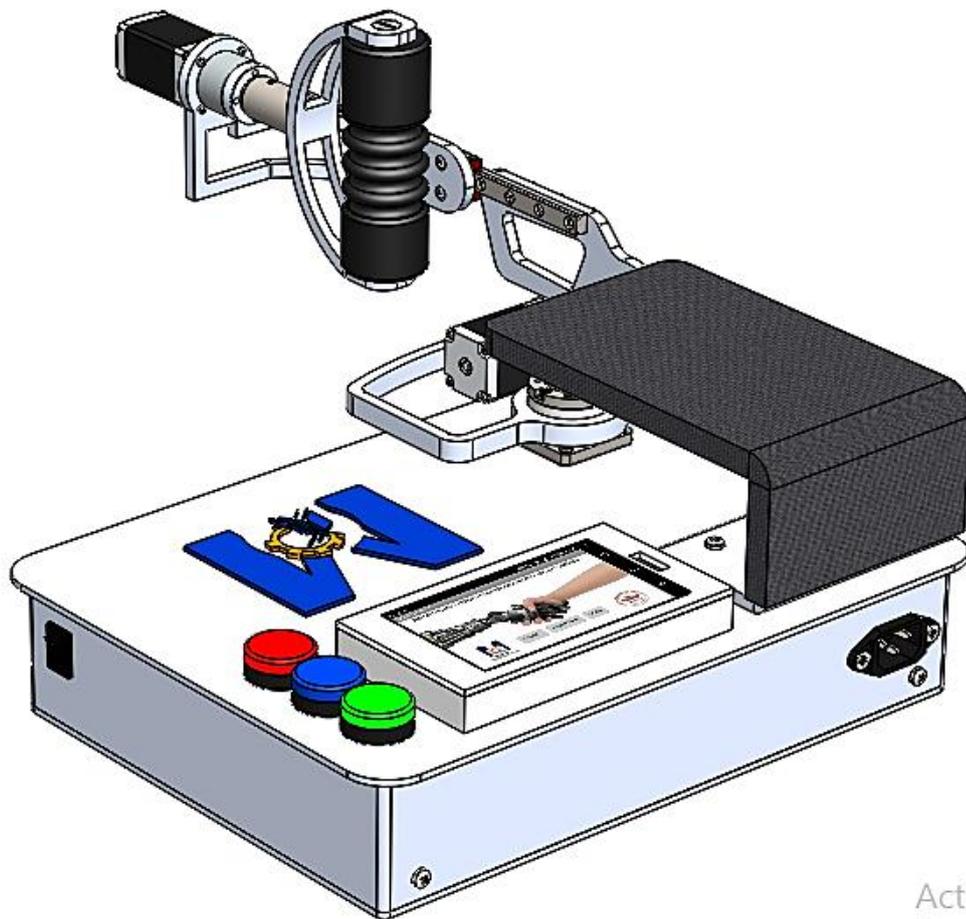


Figura M 9. Dispositivo en posición de reposo



Acti

Figura M 10. Dispositivo en posición activo

PASO 6:

Presionar el botón **INICIAR**, para seguir a la pantalla número dos.



Figura M 11. Pantalla dos de la aplicación

La pantalla dos tiene tres botones:

DERECHA: Configura los movimientos para la mano derecha

IZQUIERDA: Configura los movimientos para la mano izquierda

REGRESAR: Retorno a la pantalla uno.

PASO 7:

Presionar el botón **DERECHA** o **IZQUIERDA** para seleccionar el lado de la mano que realizara la rehabilitación pasiva.

Se habilita una pantalla tres, indicando los movimientos que puede realizar el dispositivo, es posible realizar un movimiento a la vez.



Figura M 12. Submenú en la pantalla tres.

PASO 8:

Seleccionar el movimiento de muñeca que se va a realizar, al presionar cualquiera de los botones nos envía a una cuarta pantalla que indica lo siguiente:



Figura M 13. Ingreso de datos en la pantalla cuatro

CARGAR: Recuperar los datos de un usuario previamente configurado.

ELIMINAR: Quitar de la base de datos a un usuario que se encontraba almacenado.

EXPORTAR: Guardar en un archivo la información de la rehabilitación ejecutada.

En los siguientes botones de texto nos piden ingresar información, para la cual se desplegará un teclado para introducir los caracteres alfabéticos y numéricos.



Figura M 14. Ingreso de datos del paciente

NOMBRE: Dato de Usuario

APELLIDO: Dato de Usuario

TIPO DE REHABILITACIÓN: Muestra el tipo de rehabilitación seleccionada en la pantalla tres.



MOVIMIENTO PASIVO FLEXIÓN

Apellido: Toapanta

Tipo de Rehabilitación: Flexión

Ángulo de Movimiento: 23 °

Velocidad de Movimiento: 2

Número de Repeticiones: 22

ACEPTAR REGRESAR

Figura M 15. Ingreso de datos de movimiento

ÁNGULO DE MOVIMIENTO: Dato para rango de movimiento en grados.

VELOCIDAD DE MOVIMIENTO: Establecido en un rango de velocidad de 1 a 5 donde 1 es la velocidad mínima y 5 es la máxima velocidad.

NUMERO DE REPETICIONES: De 1 a 50 repeticiones máximo.

ACEPTAR: Datos correctos, nos envía a la pantalla cinco.

REGRESAR: Retorno a la pantalla tres, con la opción de seleccionar otro movimiento.

La siguiente pantalla nos indica todos los datos que hemos ingresado y nos ayuda a verificar si están correctos.



Figura M 16. Verificación de datos ingresados

PASO 9:

Presionar el botón **CONECTADO**, para verificar que exista la conexión bluetooth.



Figura M 17. Envío de datos al microcontrolador

PASO 10:

Colocar la mano que se desea rehabilitar y asegurar.



Figura M 18. Colocación y ajuste del miembro superior en el dispositivo

PASO 11:

Presionar el botón **INICIAR**, para poner en marcha el motor que realizará el movimiento y se inicie la rehabilitación.



Figura M 19. Visibilidad del botón PARAR

Si se requiere pausar la terapia presionar el botón **PARAR**, y ejecutará un último movimiento y se detendrá sin completar todas las repeticiones.

PASO 12:

Presionar el botón **REGRESAR**, y se podrá continuar con la rehabilitación del mismo movimiento con diferentes características, o caso contrario retornar a la pantalla tres, donde se puede seleccionar un movimiento diferente y en la pantalla dos se puede modificar el lado de la mano.

PASO 13:

Presionar el botón **FINALIZAR**, y aparecerá el siguiente mensaje para darnos a conocer que el dispositivo regresará a su posición de reposo, antes de presionar **ACEPTAR**, se debe retirar la mano del dispositivo.



Figura M 20. Mensaje de finalización de la terapia

PASO 14:

Retirar la mano del dispositivo.



Figura M 21. Retiro del miembro superior.

PASO 15:

Presionar el botón **ACEPTAR**, en el mensaje que mostró el botón **FINALIZAR**.

El rehabilitador se moverá a su posición de reposo y estará listo para ser apagado y así terminar la rehabilitación.

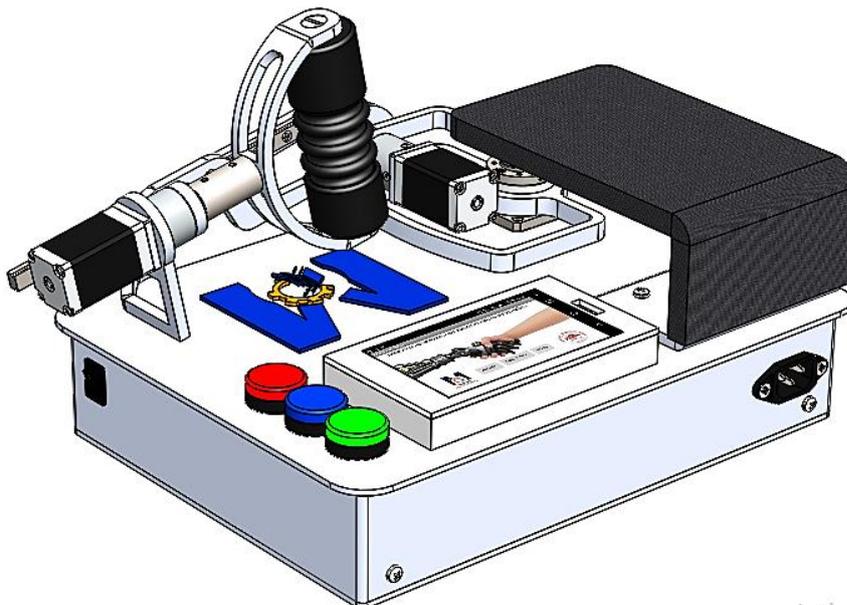


Figura M 22. Dispositivo en posición de reposo.

ANEXO H: VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
TERAPIA FÍSICA MÉDICA

Ibarra, 12 de Junio del 2017

ACTA DE CONSTANCIA REHABILITADOR DE MUÑECA

La Universidad Técnica del Norte, en el área de Mecatrónica posee una investigación acerca de la creación de un REHABILITADOR DEMUÑECA en el cual, un grupo especializado de la carrera de terapia física realizó la evaluación para posteriormente emitir un informe en donde se menciona varios aspectos:

1. BASE DE APOYO DE ANTEBRAZO	Considerar el aumento de la longitud de la base de apoyo del antebrazo, hasta muñeca, generando mayor estabilidad articular.
2. GRADOS DE AMPLITUD DE MOVIMIENTO	Aumentar los grados de amplitud de todos los movimientos que realiza el prototipo.
3. FIJACIÓN DE MUÑECA	Las fijaciones actualmente utilizadas a nivel de la muñeca, no generan mucha estabilidad, por lo cual se recomienda aplicar una correa para fijar muñeca, al momento de realizar los movimientos de flexo-extensión.

Conclusiones:

-El Rehabilitador de muñeca, fue puesto a prueba, con la simulación de un paciente, presentando el prototipo una gran funcionalidad gracias a todos los movimientos posibles que permite realizar, posterior a la observación se procedió a emitir las respectivas observaciones.

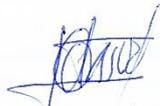
Para constancia firman las partes del comité evaluador:



MGS. KATHERINE ESPARZA E.

COORDINADORA TERAPIA FÍSICA

EVALUADORA



LIC. JUAN CARLOS VÁSQUEZ

EVALUADOR



LIC. VERÓNICA POTOSÍ

EVALUADOR




```

motor2.step(480);}
// motor2.step(anguloMax*160);
delay(500);
cont++; }
if(cont==numeroRepeticiones){
motor2.step(0);
cont=0;
comando="";}}
if(comando=="mfi" && mano=="der" ){
int anguloMax = angulo.toInt();
int velMax = vel.toInt();
int numeroRepeticiones = repeticiones.toInt();
if (velMax > 0){
if(cont < numeroRepeticiones){
motor3.setSpeed(velMax*7);
for (int i=0; i <= anguloMax; i++){
motor3.step(320);}
//motor3.step(anguloMax*160);
//anguloMax*160
delay(500);
for (int i=0; i <= anguloMax; i++){
motor3.step(-320);}
// motor3.step(-(anguloMax*160));
delay(500);
cont++; }
if(cont==numeroRepeticiones){
motor3.step(0);
cont=0;
comando="";}}
if(comando=="mfs" && mano=="der" ){
int anguloMax = angulo.toInt();
//String a Entero ".toInt()"
int velMax = vel.toInt();
int numeroRepeticiones = repeticiones.toInt();
if (velMax > 0){
if(cont < numeroRepeticiones){
motor3.setSpeed(velMax*7);
for (int i=0; i <= anguloMax; i++){
motor3.step(-320);}
// motor3.step(-(anguloMax*160));
//anguloMax*160
delay(500);
for (int i=0; i <= anguloMax; i++){
motor3.step(320);}
// motor3.step(anguloMax*160);
delay(500);
cont++; }
if(cont==numeroRepeticiones){
motor3.step(0);
cont=0;
comando="";}}
if(comando=="mpg" && mano=="der" ){
int anguloMax = angulo.toInt();
int velMax = vel.toInt();
int numeroRepeticiones = repeticiones.toInt();
if (velMax > 0){
motor3.setSpeed(velMax);
motor3.step(-
(anguloMax*160));//anguloMax*160
motor3.step(-((80)*160));

```

```

motor3.step(0);
delay(500);
motor2.setSpeed(5);
motor2.step(4000);
motor2.step(0);
cont=0;
comando="";}}
if(comando=="mp" && mano=="der" ){
int anguloMax = angulo.toInt();
int velMax = vel.toInt();
int numeroRepeticiones = repeticiones.toInt();
if (velMax > 0){
posicionamiento();
cont=0;
comando="";}}
void serialEvent() {
if (Serial.available()){
comando = Serial.readStringUntil(',');
mano = Serial.readStringUntil(',');
angulo = Serial.readStringUntil(',');
vel = Serial.readStringUntil(',');
repeticiones = Serial.readStringUntil(',');
Serial.flush(); }
void posicionamiento(){
//MOTOR 1
var=0;
while(var<1){
valpot = map(analogRead(Pot2), 0, 1023, 0,
100);
int paso_encoder = 0;
if(valpot<pos){
for(valpot;valpot<pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot2), 0, 1023, 0,
100);
//Serial.println(valpot);
motor2.setSpeed(5);//M1-40/M2-5/M3-20
motor2.step(-(10+paso_encoder));}
if(valpot>pos){
for(valpot;valpot>pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot2), 0, 1023, 0,
100);
//Serial.println(valpot);
motor2.setSpeed(5);//M1-40/M2-5/M3-20
motor2.step(-(10+paso_encoder));//M1-M2=
(10+paso_encoder)/M3=10+paso_encoder }
if(valpot==pos){
motor2.setSpeed(0);
motor2.step(0);}
var++; }
delay(1000);
//MOTOR 2
var=0;
while(var<1){
valpot = map(analogRead(Pot3), 0, 1023, 0,
100);
int paso_encoder = 0;
if(valpot<pos){
for(valpot;valpot<pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot3), 0, 1023, 0,
100);

```

```

//Serial.println(valpot);
motor3.setSpeed(20);//M1-40/M2-5/M3-20
motor3.step(10+paso_encoder);}}
if(valpot>pos){
for(valpot;valpot>pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot3), 0, 1023, 0,
100);
//Serial.println(valpot);
motor3.setSpeed(20);//M1-40/M2-5/M3-20
motor3.step(10+paso_encoder);//M1-M2=-
(10+paso_encoder)/M3=10+paso_encoder}}
if(valpot==pos){
motor3.setSpeed(0);
motor3.step(0);}
var++; }
delay(1000);
//MOTOR 3
var=0;
while(var<1){
valpot = map(analogRead(Pot1), 0, 1023, 0,
100);
int paso_encoder = 0;
if(v

```

```

alpot<pos){
for(valpot;valpot<pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot1), 0, 1023, 0,
100);
//Serial.println(valpot)
motor1.setSpeed(40);//M1-40/M2-5/M3-20
motor1.step(-(10+paso_encoder));}}
if(valpot>pos){
for(valpot;valpot>pos;paso_encoder++){
valpot = map(analogRead(Pot1), 0, 1023, 0,
100);
//Serial.println(valpot);
motor1.setSpeed(40);//M1-40/M2-5/M3-20
motor1.step(-(10+paso_encoder));//M1-M2=
(10+paso_encoder)/M3=10+paso_encoder}}
if(valpot==pos){
motor1.setSpeed(0);
motor1.step(0);}
var++; }
digitalWrite(azul,LOW);
delay(2000);
digitalWrite(azul,HIGH);
delay(500);}

```

**ANEXO J: CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN APLICACIÓN
(APP INVENTOR)**

SCREEN 1

```
when btn_posicionar .Click
do
  evaluate but ignore result call BluetoothClient1 .Connect
  address "20:16:08:22:94:84"
  if BluetoothClient1 .IsConnected
  then call BluetoothClient1 .SendText
  text join "mp"
  "0"
  "der"
  "0"
  "1"
  "0"
  "20"
  "0"
  "1"
  "0"
  if not BluetoothClient1 .IsConnected
  then call Conexion .ShowMessageDialog
  message "Verifique si está activada la conexión Bluetooth..."
  title "Error de Conexión"
  buttonText "Aceptar"
```

```
when btn_salir .Click
do close application
```

```
when Screen1 .ErrorOccurred
component functionName errorNumber message
do if get errorNumber = 507
then set functionName to "Error de Conexión :("
set message to "Verifique la conexión Bluetooth del celular o si..."
```

```
when bnt_inicio .Click
do call ir_a
pantalla "Screen2"
call BluetoothClient1 .Disconnect
```

```
when Screen1 .ErrorOccurred
component functionName errorNumber message
do if get errorNumber = 507
then set functionName to "Error de Conexión :("
set message to "Verifique la conexión Bluetooth del celular o si..."
```

SCREEN 2

```
to ir_a pantalla
do
  if true
  then open another screen screenName get pantalla
  close screen

when btn_derecha .Click
do call ir_a pantalla "Screen5"

when btn_izquierda .Click
do call ir_a pantalla "Screen6"

when btn_rsm .Click
do call ir_a pantalla "Screen1"
```

SCREEN 3

```
to ir_a pantalla
do
  if true
  then open another screen screenName get pantalla
  close screen
```

```
when btn_rmpm_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen2 "
```

```
when btn_flexion_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen7 "
```

```
when btn_extension_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen9 "
```

```
when btn_abduccion_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen11 "
```

```
when btn_aduccion_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen13 "
```

```
when btn_pronacion_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen15 "
```

```
when btn_supinacion_d .Click
do
  call ir_a
  pantalla " Screen17 "
```

SCREEN 4

```
to ir a pantalla
do
  if true
  then open another screen screenName | get pantalla
  close screen

when btn_regresar Click
do
  call ir a
  pantalla | Screen5
```

```
initialize global nombre to create empty list
initialize global apellido to create empty list
initialize global angulo to create empty list
initialize global velocidad to create empty list
initialize global repeticiones to create empty list
initialize global nombre_apellido to create empty list
initialize global index_solicitado to 0
```

```
when Slider_velocidad PositionChanged
thumbPosition
do set TextBox_velocidad . Text to round Slider_velocidad . ThumbPosition

when Slider_angulo PositionChanged
thumbPosition
do set TextBox_angulo . Text to join round Slider_angulo . ThumbPosition
  "°"

when Slider_repeticiones PositionChanged
thumbPosition
do set TextBox_repeticiones . Text to round Slider_repeticiones . ThumbPosition
```

```
when Screen7 Initialize
do
  set global nombre to call TinyDB1 . GetValue
    tag nombre
    valueIfTagNotThere create empty list
  set global apellido to call TinyDB1 . GetValue
    tag apellido
    valueIfTagNotThere create empty list
  set global angulo to call TinyDB1 . GetValue
    tag angulo
    valueIfTagNotThere create empty list
  set global velocidad to call TinyDB1 . GetValue
    tag velocidad
    valueIfTagNotThere create empty list
  set global repeticiones to call TinyDB1 . GetValue
    tag repeticiones
    valueIfTagNotThere create empty list
  set global nombre_apellido to call TinyDB1 . GetValue
    tag nombre_apellido
    valueIfTagNotThere create empty list
  set Spinner_perfil . Elements to get global nombre_apellido
  set TextBox_angulo . Text to join Slider_angulo . ThumbPosition
    "°"
  set TextBox_velocidad . Text to Slider_velocidad . ThumbPosition
  set TextBox_repeticiones . Text to Slider_repeticiones . ThumbPosition
```

```
when btn_cargar Click
do
  initialize local index_carga to index in list thing
  list get global nombre_apellido
  in
  set TextBox_nombre . Text to select list item list get global nombre
    index get index_carga
  set TextBox_apellido . Text to select list item list get global apellido
    index get index_carga
  set Slider_angulo . ThumbPosition to select list item list split text select list item list get global angulo
    index get index_carga
    at "°"
    index 1
  set Slider_velocidad . ThumbPosition to select list item list split text select list item list get global velocidad
    index get index_carga
    at "°"
    index 1
  set Slider_repeticiones . ThumbPosition to select list item list split text select list item list get global repeticiones
    index get index_carga
    at "°"
    index 1
```


SCREEN 5

```
initialize global cond_inic to false
initialize global nombre_apellido to create empty list
initialize global angulo to create empty list
initialize global velocidad to create empty list
initialize global repeticiones to create empty list
initialize global angulo_real to 0
initialize global index_solicitado to 0
initialize global contador to 0

when Screen8.Initialize
do
  set global nombre_apellido to call TinyDB1.GetValue
  tag "nombre_apellido"
  valueIfTagNotThere create empty list
  set global angulo to call TinyDB1.GetValue
  tag "angulo"
  valueIfTagNotThere create empty list
  set global velocidad to call TinyDB1.GetValue
  tag "velocidad"
  valueIfTagNotThere create empty list
  set global repeticiones to call TinyDB1.GetValue
  tag "repeticiones"
  valueIfTagNotThere create empty list
  set global index_solicitado to call TinyDB1.GetValue
  tag "index_solicitado"
  valueIfTagNotThere create empty list
  set muestra_nombre.Text to select list item list
  index get global nombre_apellido
  get global index_solicitado
  set muestra_angulo.Text to select list item list
  index get global angulo
  get global index_solicitado
  set muestra_velocidad.Text to select list item list
  index get global velocidad
  get global index_solicitado
  set muestra_repeticiones.Text to select list item list
  index get global repeticiones
  get global index_solicitado

when btn_conectar.Click
do
  evaluate but ignore result call BluetoothClient1.Connect
  address "20:16:08:22:94:84"
  if not BluetoothClient1.IsConnected
  then
    call Conexion.ShowDialog
    message "Verifique si está activada la conexión Bluetooth..."
    title "Error de Conexión"
    buttonText "Aceptar"
```

SCREEN 5

```
when Clock1.Timer
do
  if BluetoothClient1.IsConnected
  then
    set btn_conectar.BackgroundColor to #00FF00
    set btn_conectar.Text to "CONECTADO"
    set btn_conectar.Enabled to false
    if call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive >= 4
    then
      set global angulo_real to select list item list split text call BluetoothClient1.ReceiveText
      numberOfBytes call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive
      at " "
      index 2
      set TextBox_angulo.Text to join get global angulo_real
      set TextBox_rep.Text to get global contador
      if get global angulo_real >= select list item list split at spaces muestra_angulo.Text - 2
      index 1
      then set global cond_inic to true
      if get global cond_inic and get global angulo_real = 0
      then
        set global contador to get global contador + 1
        if get global contador = select list item list split at spaces muestra_repeticiones.Text + 1
        index 1
        then call paro
        set global cond_inic to false
      else
        set btn_conectar.BackgroundColor to #CCCCCC
        set btn_conectar.Text to "CONECTAR"
        set btn_conectar.Enabled to true
      end if
    end if
  end if
end do
```

```
when btn_finalizar.Click
do
  call Finalizar.ShowDialog
  message "El dispositivo se posicionara para ser apagado"
  title "Finalizar la terapia de rehabilitación"
  button1Text "ACEPTAR"
  button2Text "CANCELAR"
  cancelable false
end do
```

```
when Finalizar.AfterChoosing
choice
do
  if get choice = "ACEPTAR"
  then
    if BluetoothClient1.IsConnected
    then
      call BluetoothClient1.SendText
      text join "mpg"
      " "
      "der"
      " "
      "600"
      " "
      "20"
      " "
      "1"
      " "
      " "
    end if
    call BluetoothClient1.Disconnect
    call ir_a
    pantalla "Screen1"
  end if
end do
```

SCREEN 5

```
to ir_a pantalla
do
  if true
  then
    open another screen screenName get pantalla
  close screen

when btn_regresar Click
do
  call BluetoothClient1 Disconnect
  call ir_a
  pantalla "Screen7"

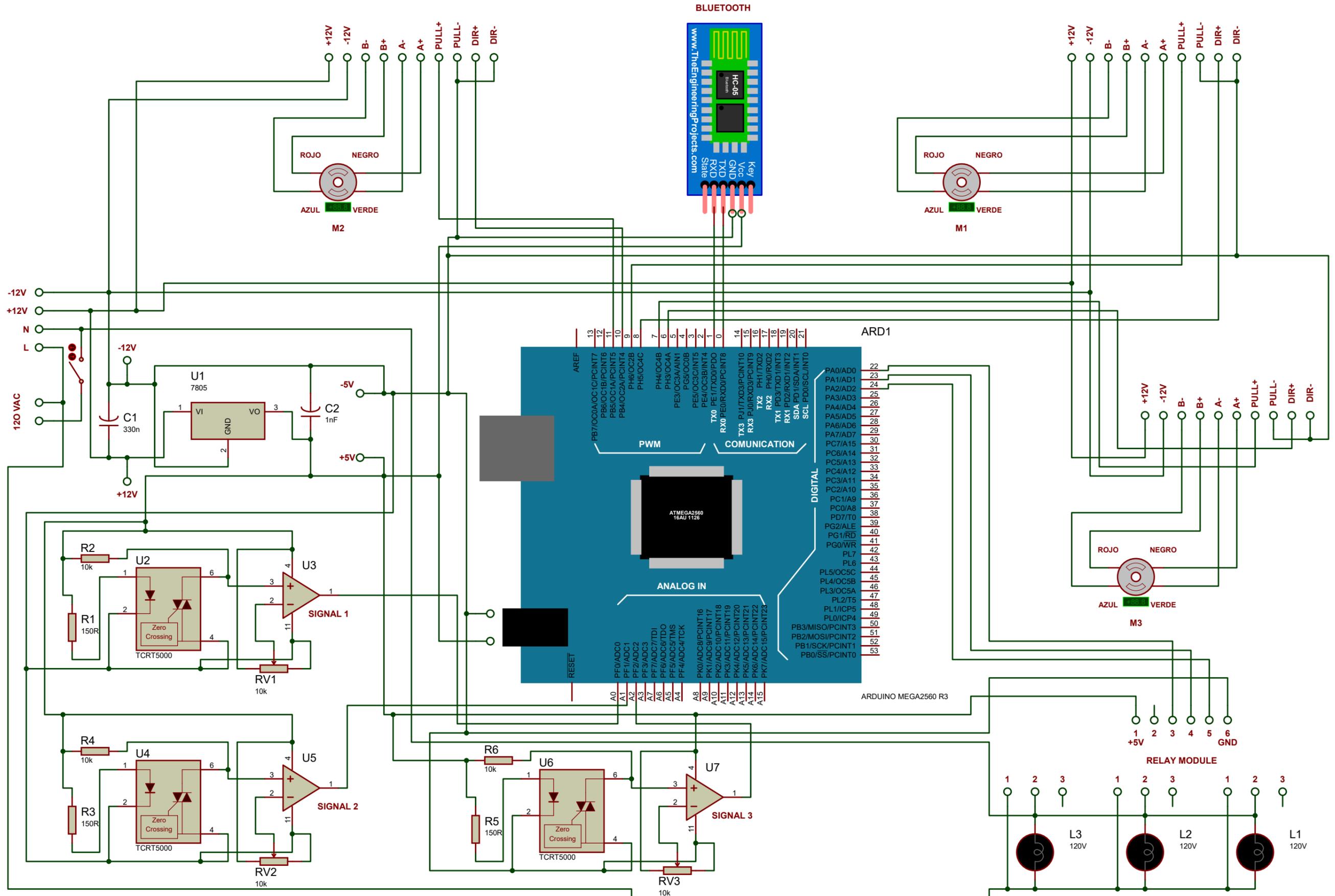
when btn_iniciar Click
do
  set TextBox_angulo Enabled to false
  set TextBox_rep Enabled to false
  set btn_iniciar Enabled to false
  set HorizontalArrangement_A Visible to false
  set HorizontalArrangement_R Visible to false
  set HorizontalArrangement_P Visible to true
  if BluetoothClient1 IsConnected
  then
    set global contador to 1
    call BluetoothClient1 SendText
    text join "mfs"
    " "
    "der"
    " "
    select list item list split at spaces muestra_angulo Text
    index 1
    " "
    select list item list split at spaces muestra_velocidad Text
    index 1
    " "
    select list item list split at spaces muestra_repeticiones Text
    index 1
    " "

when btn_parar Click
do
  call parar

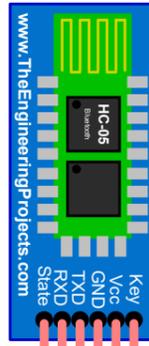
to parar
do
  set btn_iniciar Enabled to true
  set HorizontalArrangement_A Visible to false
  set HorizontalArrangement_R Visible to false
  set HorizontalArrangement_P Visible to false
  set global cond_inic to false
  set global contador to 0
  if BluetoothClient1 IsConnected
  then
    call BluetoothClient1 SendText
    text "paro,0,0,0,"

when Screen8 ErrorOccurred
component functionName errorNumber message
do
  if get errorNumber = 507
  then
    set functionName to "Error de Conexión"
    set message to "Verifique la conexión Bluetooth del celular o si..."
```

PLANO ELÉCTRICO



BLUETOOTH



ARD1

ARDUINO MEGA2560 R3

RELAY MODULE

+5V 1 2 3 4 5 6 GND

L3 120V L2 120V L1 120V

ROJO NEGRO

AZUL VERDE

M2

ROJO NEGRO

AZUL VERDE

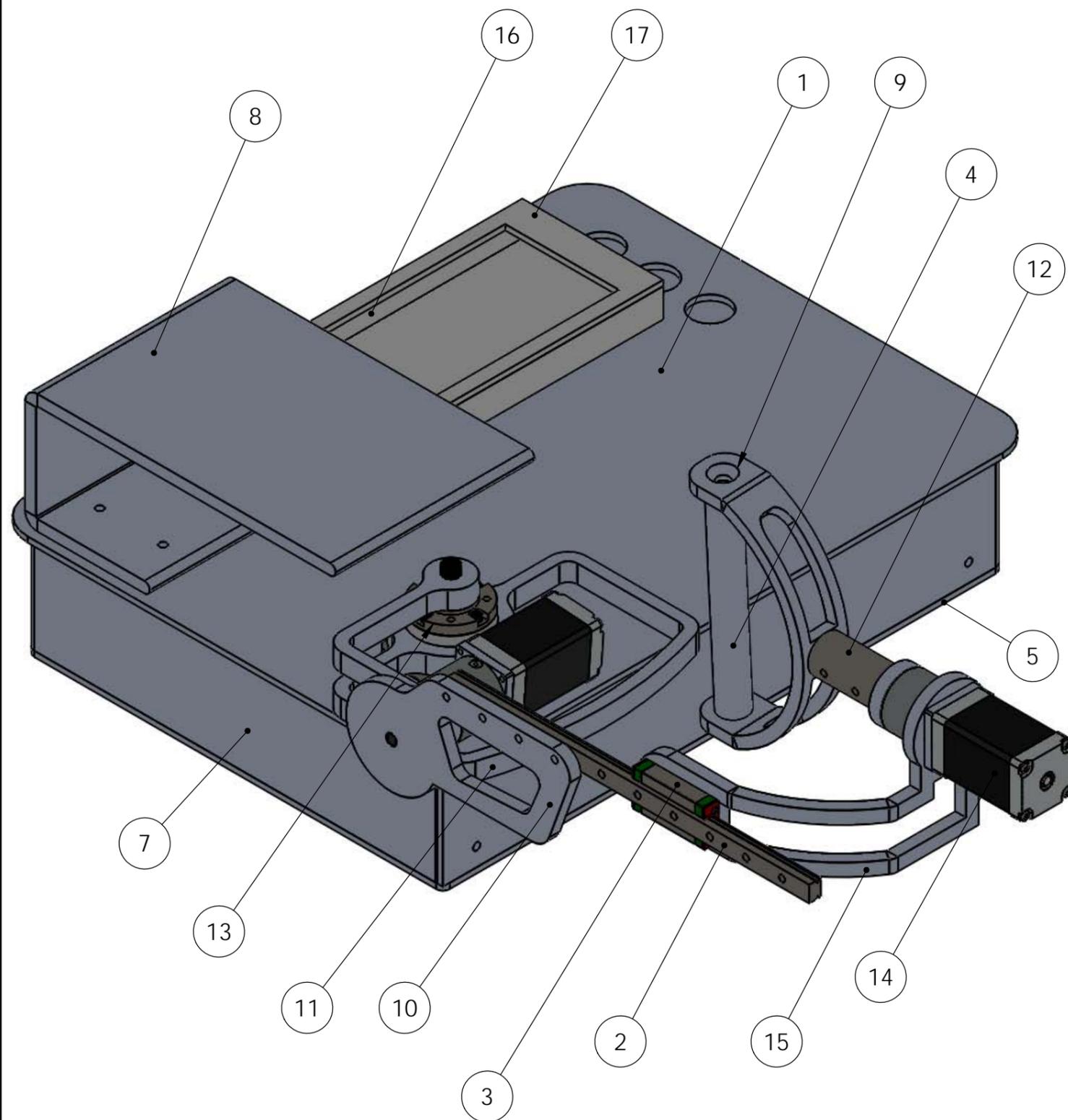
M1

ROJO NEGRO

AZUL VERDE

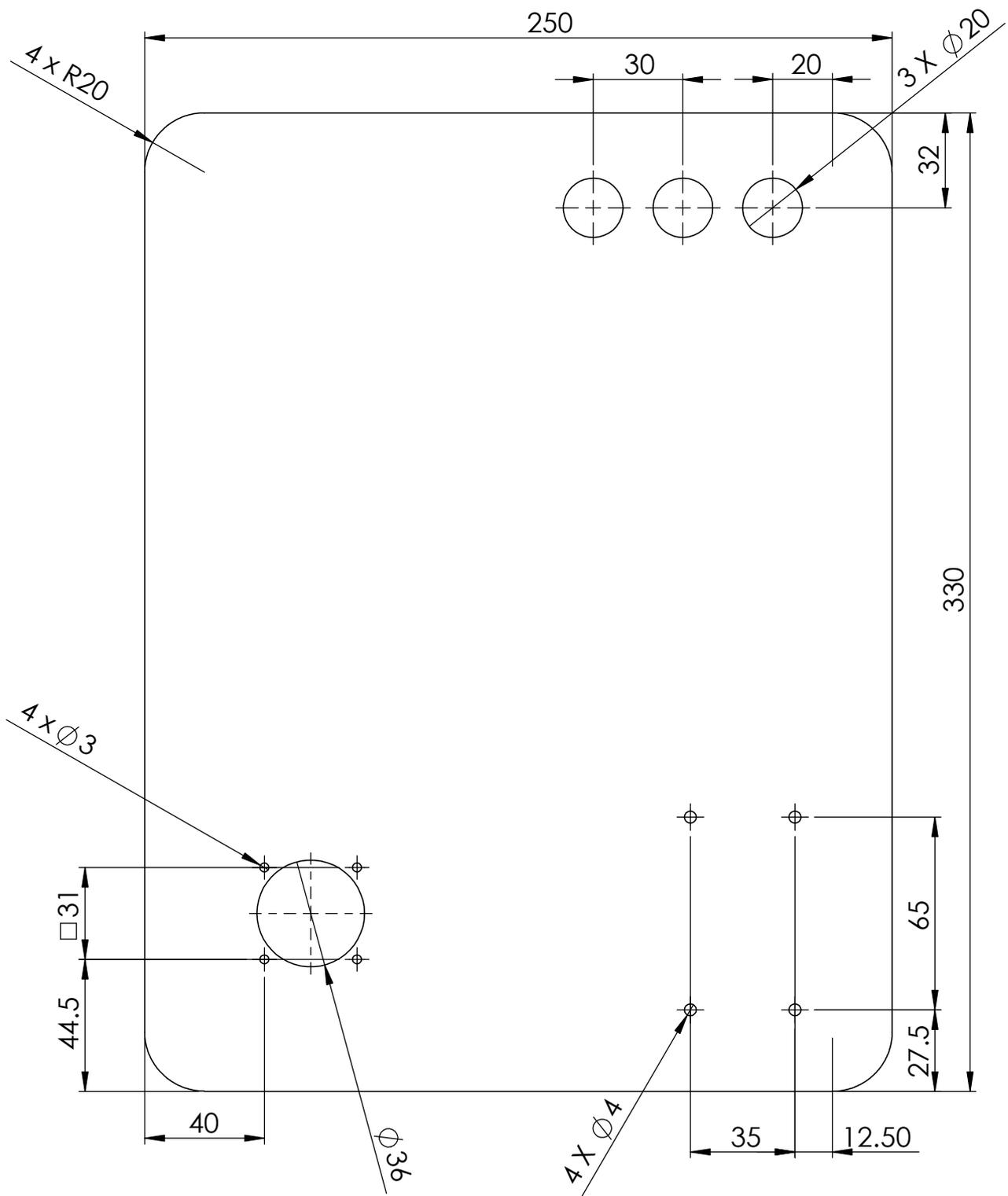
M3

PLANOS MECÁNICOS



17	tapa caja celular	ACRÍLICO	1
16	caja celular	ACRÍLICO	1
15	base motor 1	ALUMINIO 6063	1
14	motor nema 11	VARIOS	2
13	motor nema 17	VARIOS	1
12	acople motor	ACERO 304	1
11	base motor 2	ALUMINIO 6063 - T6	1
10	base guía lineal	ALUMINIO 6063 - T6	1
9	base mango	ALUMINIO 6063 - T6	1
8	apoyo antebrazo	ALUMINIO 6063 - T6	1
7	base	ALUMINIO 6063 - T6	1
6	bisagra	ALUMINIO 6063 - T6	4
5	tapa base	ALUMINIO 6063 - T6	1
4	mango	ALUMINIO 6063 - T6	1
3	carro	ACERO 304	1
2	riel	ACERO 304	1
1	cubierta base	ALUMINIO 6063	1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD

	PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:2		
	PARTE: PLANO CONJUNTO				
	CÓDIGO: RPM-170420-1-00			TOLERANCIA: ±0.2mm	
	MATERIAL:	-----	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA	HOJA
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO	1/13	
CANTIDAD:	-----	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO		
FICA	CIME				



NOTA: espesor 3mm



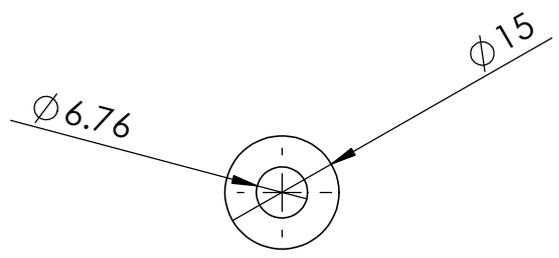
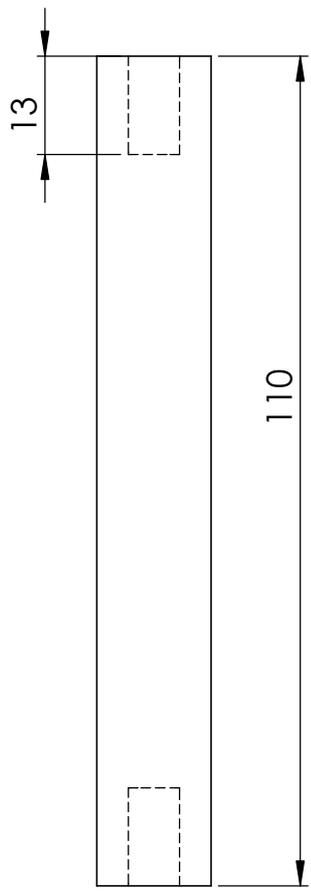
PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:2	
PARTE: CUBIERTA BASE		TOLERANCIA: ±0.2mm	
CÓDIGO: RPM-170420-1-01			
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA

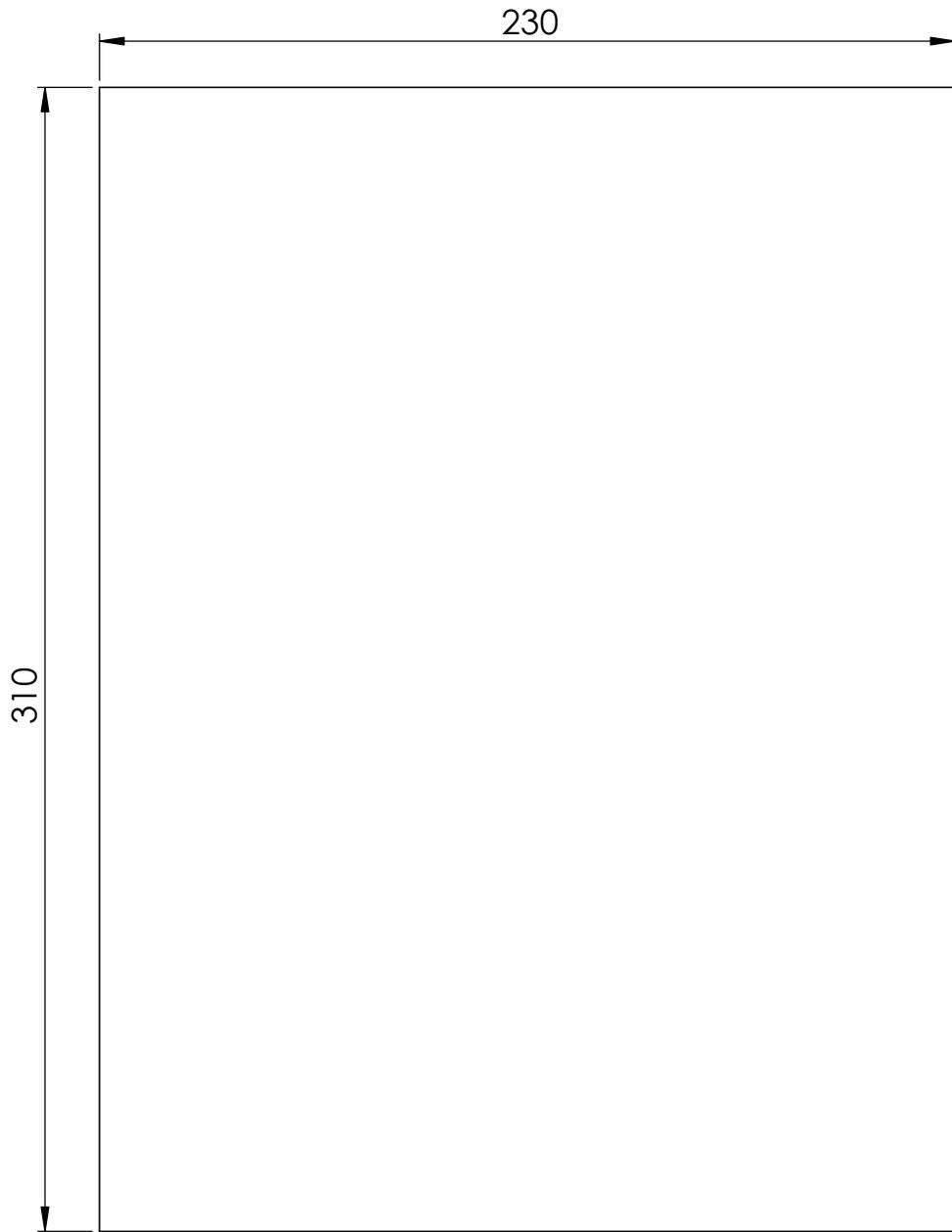
2/13



PROYECTO: D. M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:1		
PARTE: MANGO		TOLERANCIA: ±0.2mm		
CÓDIGO: RPM-180417-1-02			HOJA 3/13	
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:		TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:		TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:		MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO	

FICA

CIME



NOTA: espesor 3mm

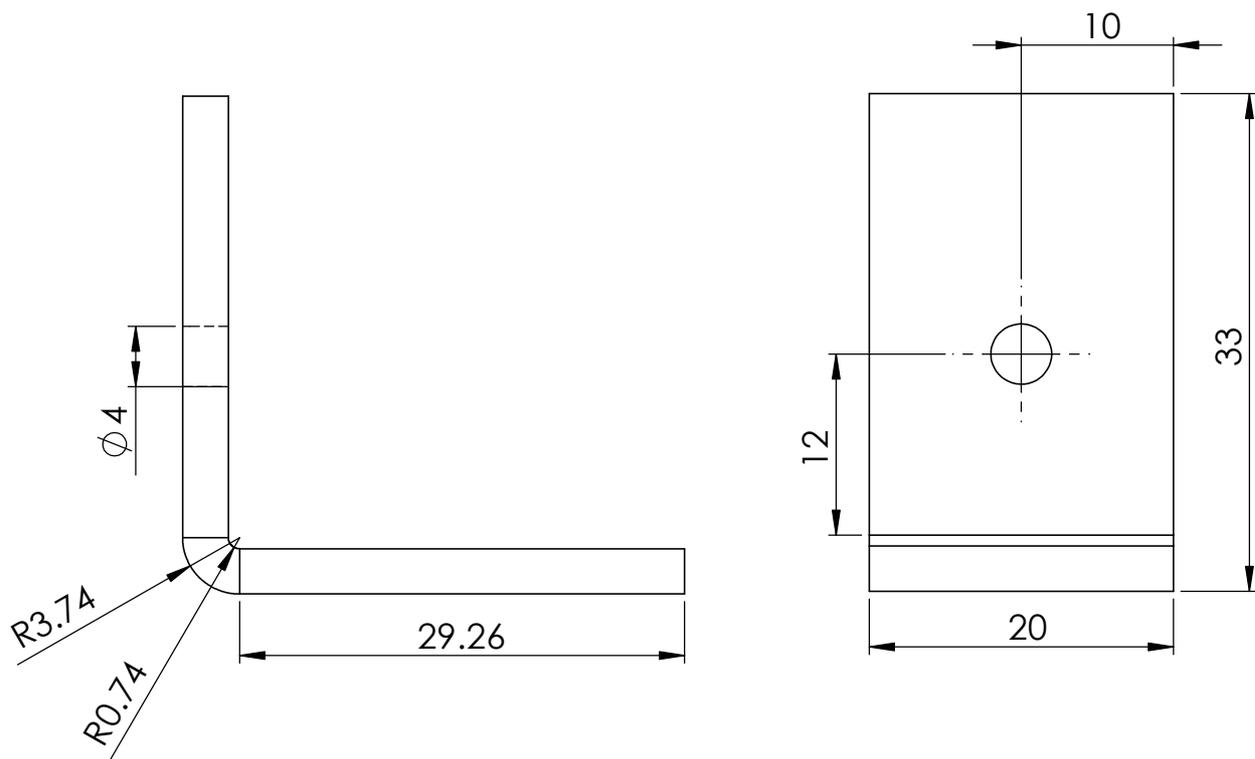


PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA:	
PARTE: TAPA BASE		1:2	
CÓDIGO: RPM-170420-1-03			TOLERANCIA: ±0.2mm
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑÓ:	TOAPANTA GISELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA
4/13



NOTA: espesor 3mm



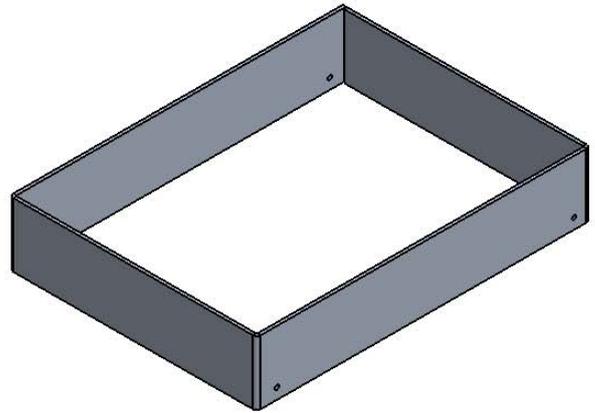
PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 2:1	
PARTE: BISAGRA		TOLERANCIA: ±0.2mm	
CÓDIGO: RPM-170420-1-04			
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	4	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA

5/13

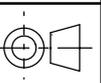


NOTA: espesor 3mm



PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA

ESCALA:
1:5



PARTE: BASE

CÓDIGO: RPM-170420-1-05

TOLERANCIA: ±0.2mm

MATERIAL: ALUMINIO 6063

DISEÑO: TOAPANTA GISSELA

HOJA

TRATAMIENTO: T6

DIBUJÓ: TOAPANTA GISSELA

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MOSQUERA GUSTAVO

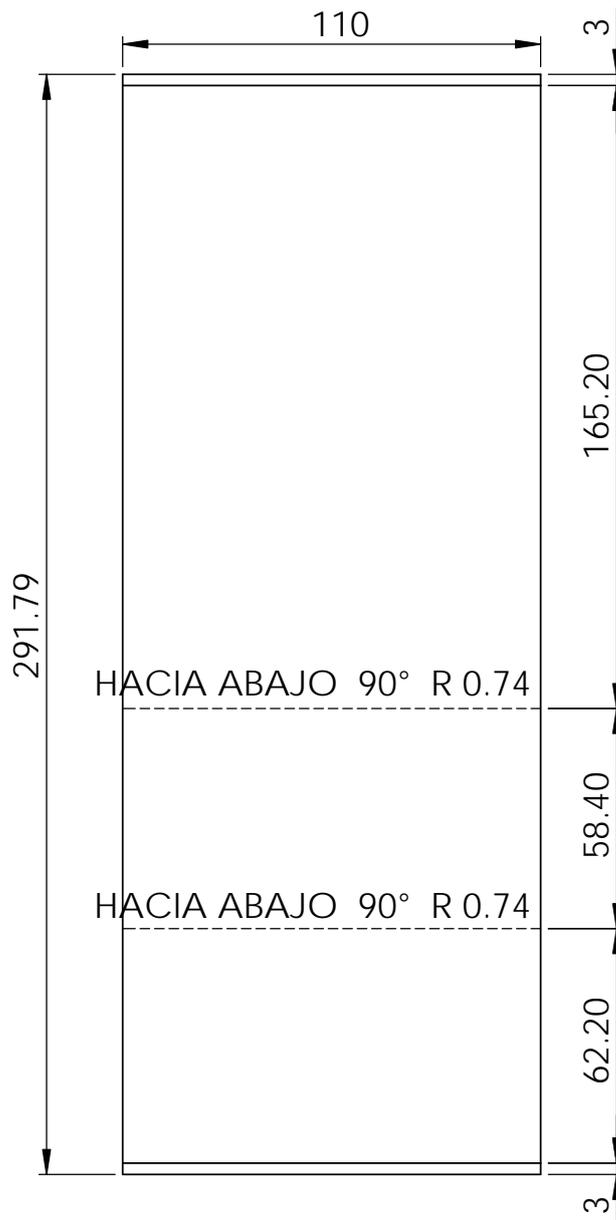
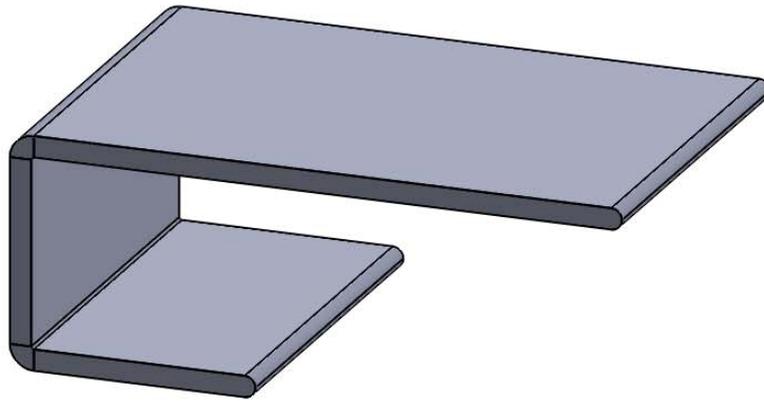
6/13

CANTIDAD: 1

APROBÓ: MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME



NOTA: espesor 6mm

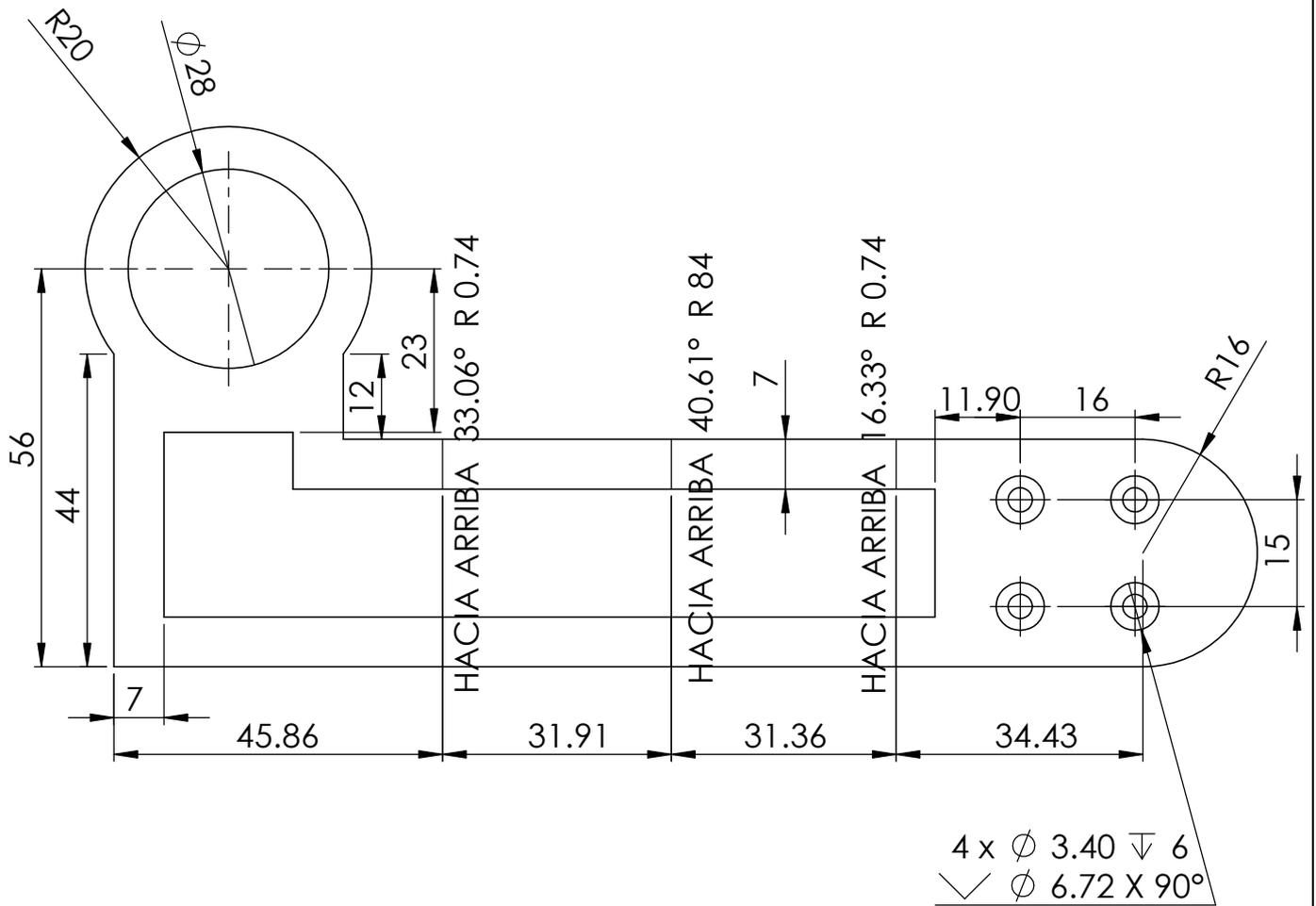
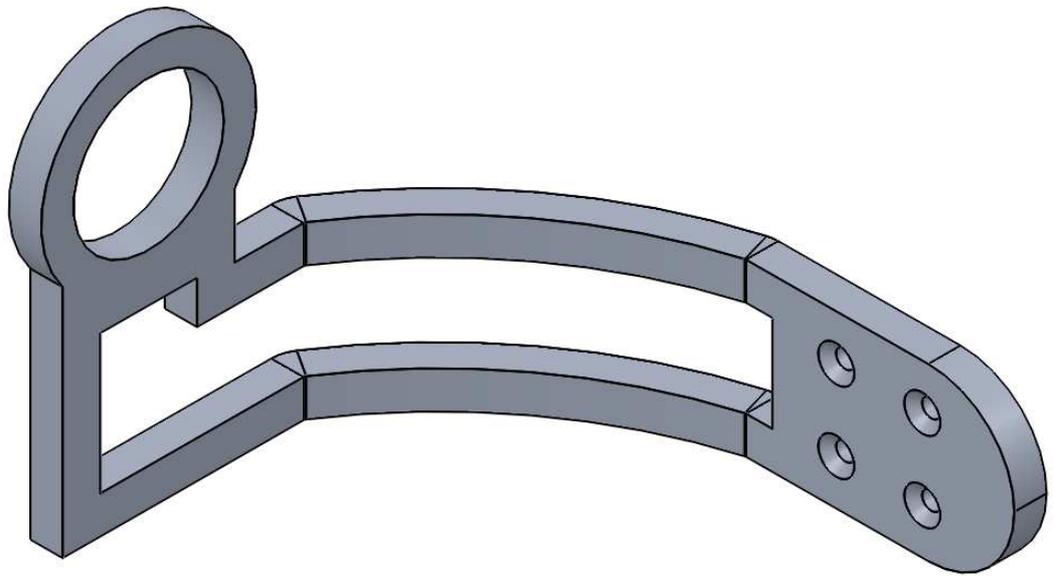


PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:2	
PARTE: APOYO ANTEBRAZO		TOLERANCIA: ±0.2mm	
CÓDIGO: RPM-170420-1-06			
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA
7/13



NOTA: espesor 6mm

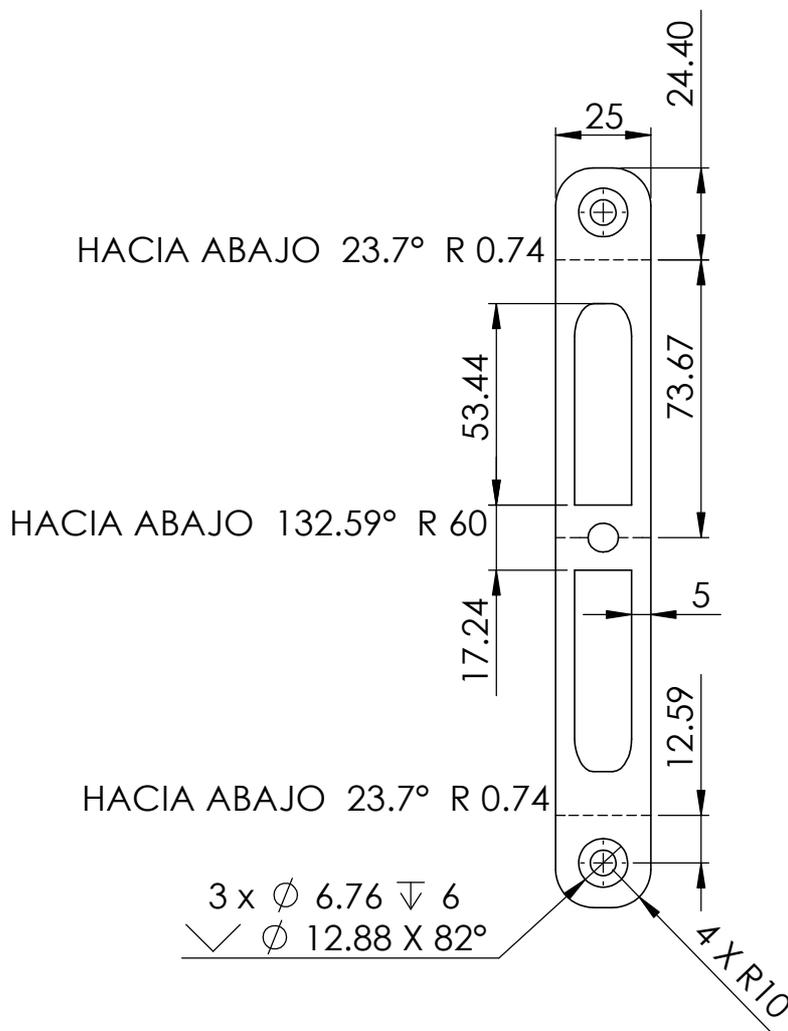
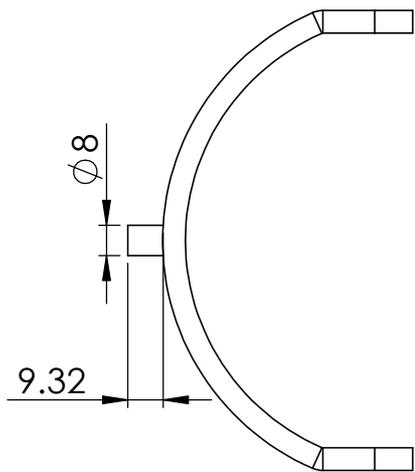


PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:1	
PARTE: BASE MOTOR 1		TOLERANCIA: ±0.2mm	
CÓDIGO: RPM-170420-1-07			
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA 8/13



NOTA: espesor 6mm



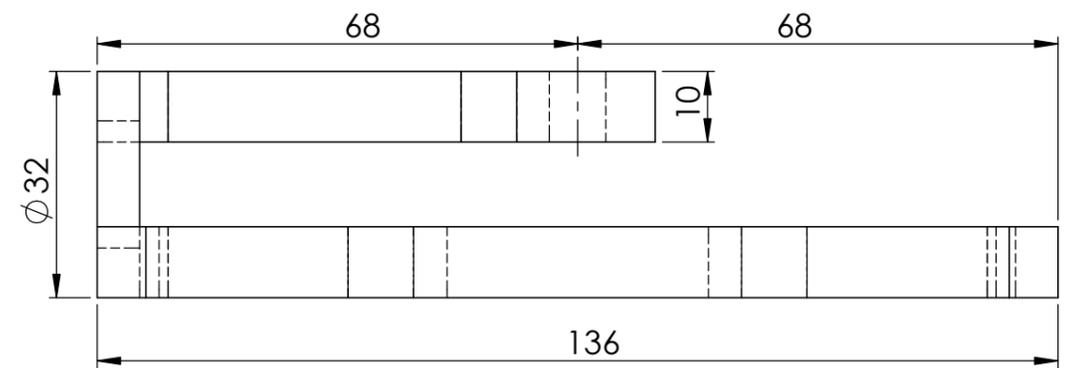
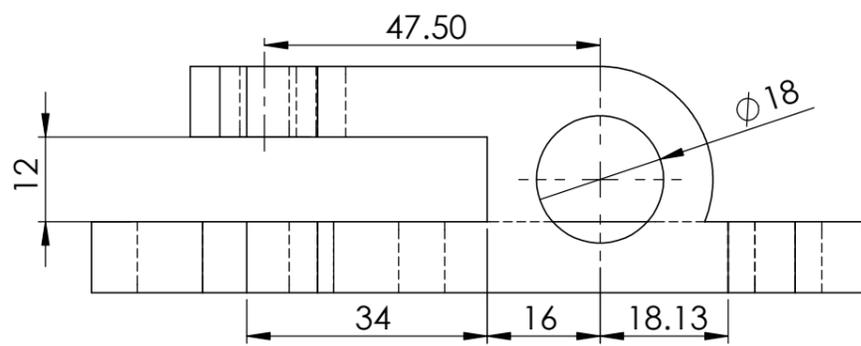
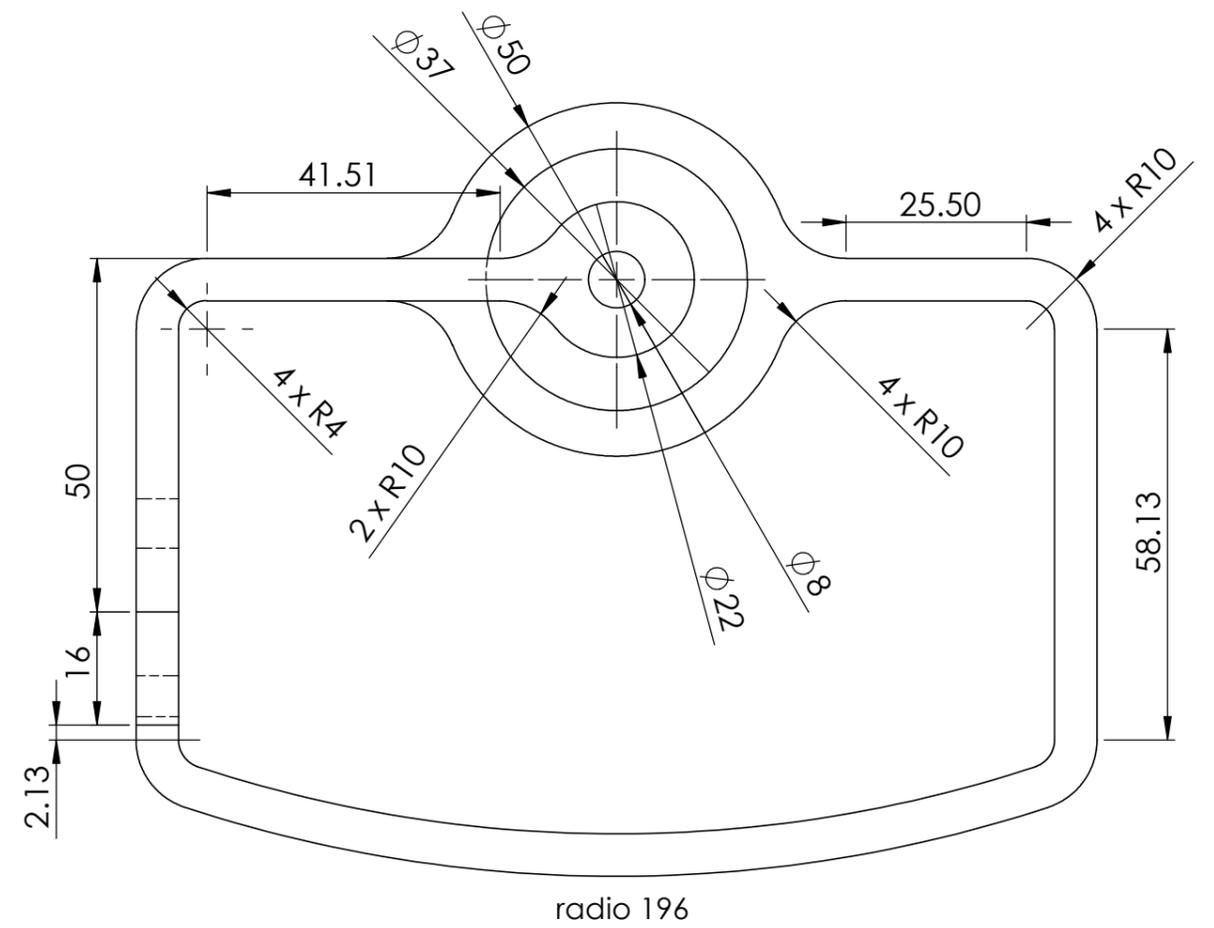
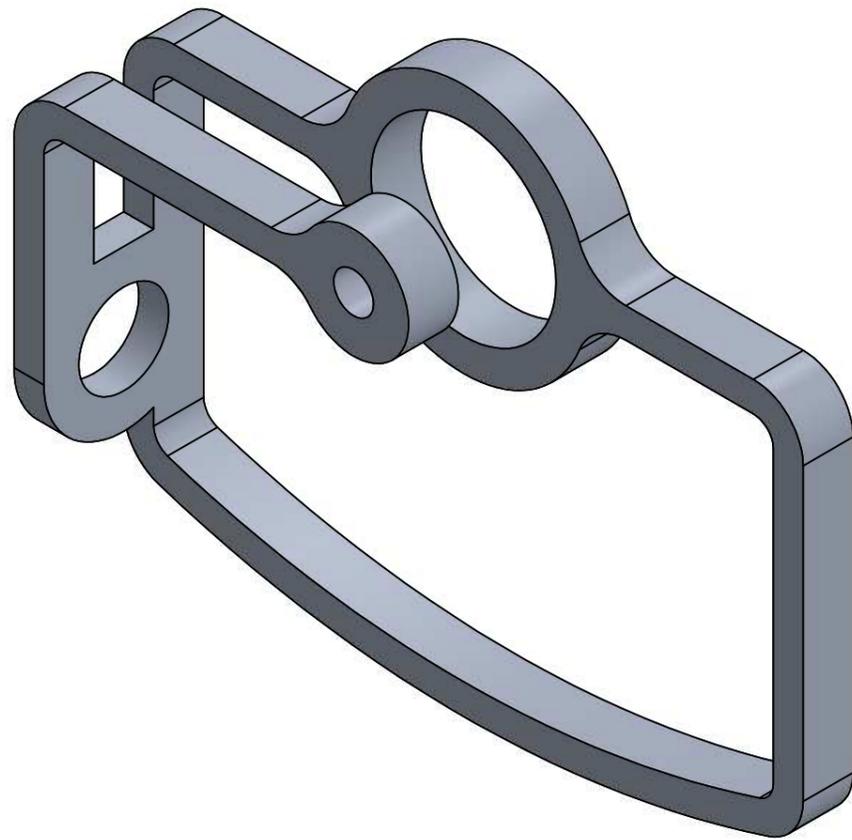
PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:2	
PARTE: BASE MANGO		TOLERANCIA: ±0.2mm	
CÓDIGO: RPM-170420-1-08			
MATERIAL:	ALUMINIO 6063	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	T6	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

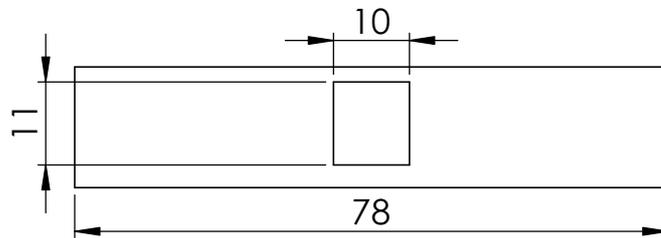
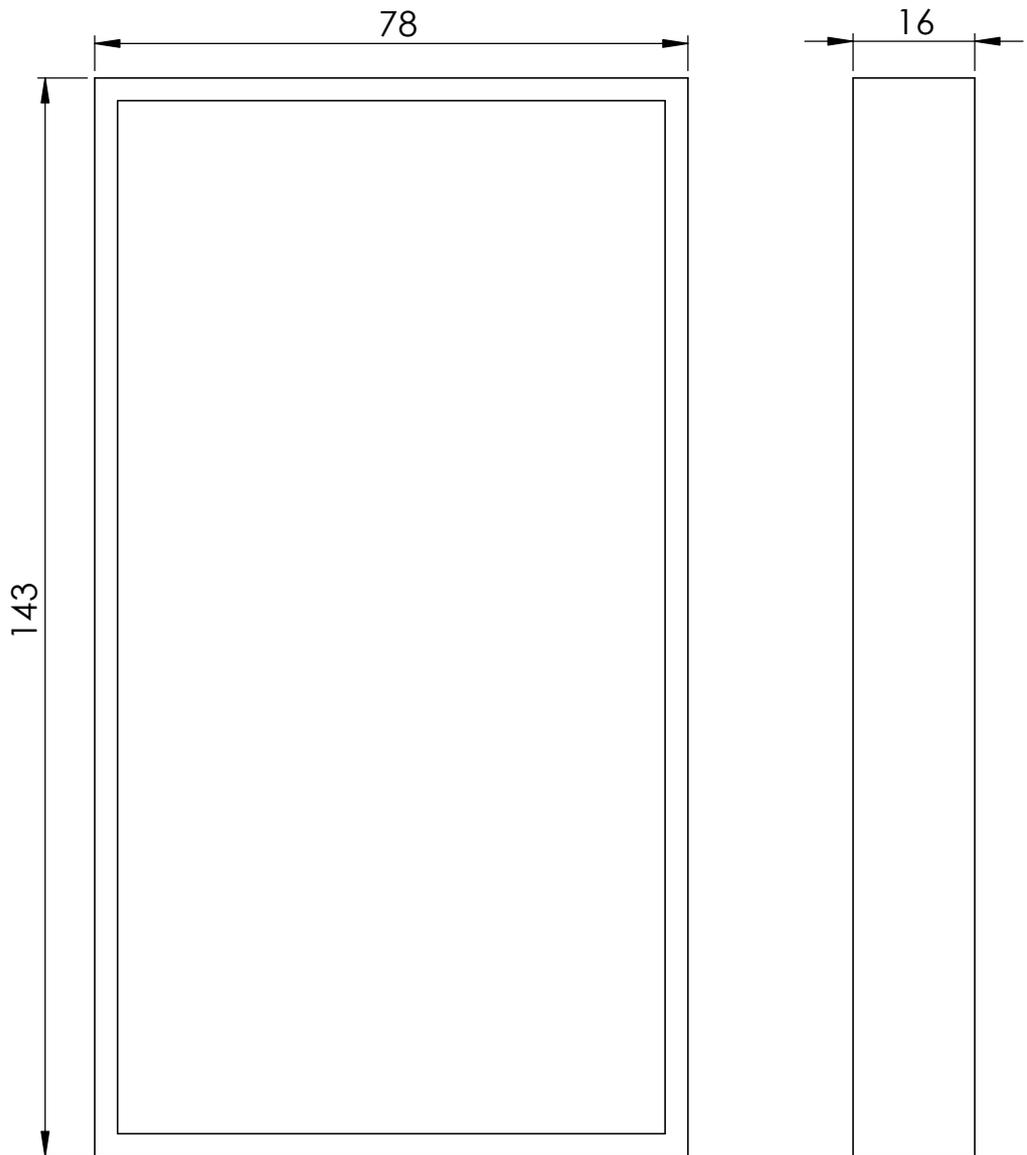
HOJA

9/13



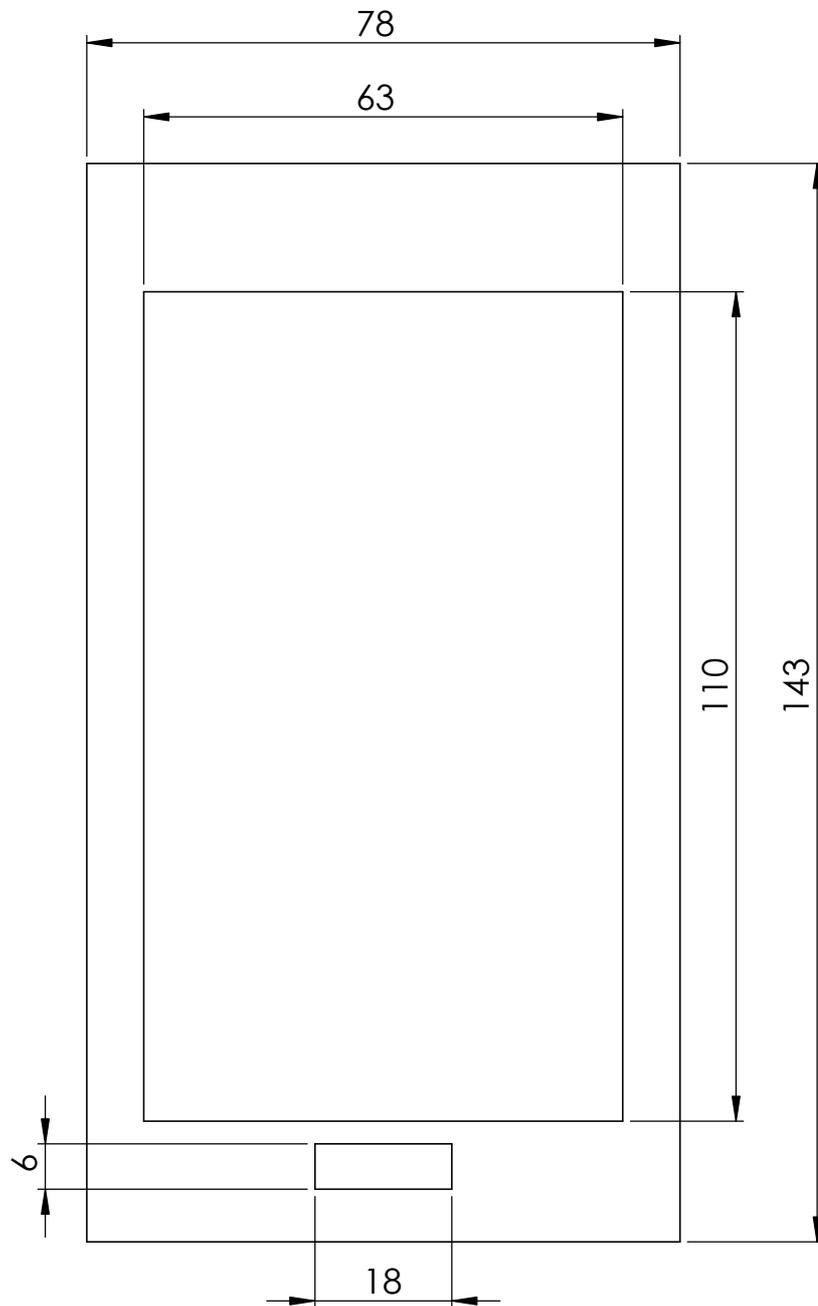
NOTA: espesor 6mm

	PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:1	
	PARTE: BASE MOTOR 2		TOLERANCIA: $\pm 0.2\text{mm}$	
	CÓDIGO: RPM-170420-1-10			
	MATERIAL: ALUMINIO 6063	DISEÑO: TOAPANTA GISSELA	HOJA	
	TRATAMIENTO: T6	DIBUJÓ: TOAPANTA GISSELA	11/13	
FICA	CIME	RECUBRIMIENTO: NINGUNO	REVISÓ: MOSQUERA GUSTAVO	
		CANTIDAD: 1	APROBÓ: MOSQUERA GUSTAVO	



NOTA: espesor 3mm

	PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA: 1:1		
	PARTE: CAJA CELULAR				
	CÓDIGO: RPM-170420-1-11			TOLERANCIA: ±0.2mm	
	MATERIAL:	ACRÍLICO	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA	HOJA 12/13
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA		
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO		
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO		
FICA	CIME				



NOTA: espesor 3mm



PROYECTO: D.M. PARA REHABILITACIÓN PASIVA DE MUÑECA		ESCALA:	
PARTE: TAPA CAJA CELULAR		1:1	
CÓDIGO: RPM-170420-1-12			TOLERANCIA: ±0.2mm
MATERIAL:	ACRÍLICO	DISEÑO:	TOAPANTA GISSELA
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	TOAPANTA GISSELA
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MOSQUERA GUSTAVO
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	MOSQUERA GUSTAVO

FICA

CIME

HOJA

13/13