

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DEL TOBILLO

AUTOR:

MARLON ANDRES TITO CAÑARIS

DIRECTOR:

PhD. MARCO ANTONIO CIACCIA SORTINO

IBARRA-ECUADOR

DICIEMBRE-2018



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	
CEDULA DE IDENTIDAD:	100347108-1
APELLIDOS Y NOMBRES:	Marlon Andrés Tito Cañaris
DIRECCION:	Los Ceibos, Rio Guallabamba y aguarico 5-24
EMAIL:	mat_toti17@hotmail.com
TELÉFONO FIJO: 06-2611-864	TELÉFONO MÓVIL: 0994339758

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Dispositivo para la rehabilitación pasiva de tobillo
AUTOR:	Marlon Andrés Tito Cañaris
FECHA:	12/12/2018
PROGRAMA:	Pregrado
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ing. Mecatrónica
DIRECTOR:	Dr. Marco Ciaccia

2.-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 12 días del mes de Diciembre del 2018

EL AUTOR:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Marlon A. Tito', is written over a horizontal line.

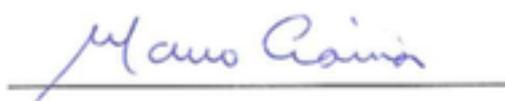
Firma

Nombre: Marlon Andrés Tito Cañaris

Cédula: 100347108-1

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA DE TOBILLO”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Marlon Andrés Tito Cañaris, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in blue ink, reading "Marco Ciaccia", is written over a horizontal line.

Dr. Marco Ciaccia

DIRECTOR

AGRADECIMIENTOS

Primeramente agradecido con Dios, por guiarme por el camino correcto, también a mis papis que me orientaron y me inculcaron buenos valores, costumbres y principios.

También al Ing. Ciaccia, por tenerme la suficiente paciencia y inculcarme sus conocimientos para la elaboración de este trabajo.

Marlon Tito.

DEDICATORIA

Dedico este logro a Dios, a mis papis Alonso y Marianita, a mis hermanos Cristian, Paul y Daniel, que fueron un pilar fundamental para alcanzar esta meta.

Marlon Tito.

RESUMEN

El presente trabajo, expone el diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación pasiva de tobillo. Este dispositivo ayudará a las personas con los movimientos de: dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión para asistencia en actividades de fisioterapia.

Para lograr este trabajo, se realizó una investigación sobre la historia de las técnicas actuales de rehabilitación del tobillo. También se investigó la cinemática del tobillo y se revisaron estudios sobre antropometría del tobillo y su biomecánica, con el fin de obtener los datos necesarios para el diseño.

Empleando un programa de selección de material, fue posible elegir el material óptimo para el dispositivo. Para seleccionar la mejor alternativa de diseño 3D, se utilizó el método de diseño conceptual, que proporciona una solución a través de los parámetros y las restricciones introducidas. También se utilizó el programa SolidWorks 2016, con el que fue posible obtener los desplazamientos, deformaciones y tensiones de diseño, que se validaron mediante una curva de convergencia, para verificar que la solución de diseño 3D es correcta.

Después de la construcción del dispositivo, se realizaron pruebas de rendimiento y corrección de errores. Después de esta etapa, se obtuvo el diseño del dispositivo que ayudará a la comunidad.

ABSTRACT

The present work, exposes the design and construction of a passive ankle rehabilitation device. This device will help people with the movements of: dorsiflexion, plantar flexion, inversion and eversion for assistance in physiotherapy activities.

To achieve this work, an investigation was made on the history of current ankle rehabilitation techniques. Also of its kinematics, in addition, studies on anthropometry of the ankle and its biomechanics were reviewed, in order to obtain data necessary for the design.

Within a material selection program, it was possible to choose the optimum material for the device. To select the best 3D design alternative, the conceptual design method was used, which provides a solution through parameters and restrictions entered. The SolidWorks 2016 program was also used, with which it was possible to obtain the displacements, deformations and design tensions, which were validated by means of a convergence curve, to verify that the 3D design solution is correct.

After the construction of the device, performance tests and error correction were performed. After this stage, the design of the device that will help the community was obtained.

ÍNDICE GENERAL

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	I
1.-IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	II
2.-CONSTANCIAS	III
CERTIFICACIÓN	¡Error! Marcador no definido.
AGRADECIMIENTOS	V
DEDICATORIA	VI
RESUMEN	VII
ABSTRACT.....	VIII
ÍNDICE GENERAL	IX
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIV
ÍNDICE DE TABLAS	XVI
INTRODUCCIÓN	1
PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA.....	1
OBJETIVOS	2
OBJETIVO GENERAL.....	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
ANTECEDENTES	2
JUSTIFICACIÓN	5
ALCANCE.....	5
CAPÍTULO I	7
MARCO TEÓRICO	7
1.1 HISTORIA DE LA REHABILITACIÓN DEL TOBILLO.....	7
1.2 ANATOMÍA DEL TOBILLO.....	7
1.3 CINEMÁTICA-MOVIMIENTO.....	8
1.4 ANTROPOMETRÍA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	9

1.5 MOVIMIENTOS DEL TOBILLO	10
1.5.1 Inversión	10
1.5.2 Eversión	10
1.5.3 Los flexores del tobillo	11
1.6 MOVIMIENTOS ANGULARES DEL TOBILLO EN SUS RESPECTIVOS EJES	11
1.7 TIPOS DE GRADO DE LESIÓN EN EL TOBILLO	13
1.8 LESIONES DEL TOBILLO	13
1.8.1 Causas de las lesiones en el tobillo	13
1.8.2 Rehabilitación	14
1.9 TÉCNICAS ACTUALES PARA LA REHABILITACIÓN DEL TOBILLO	14
1.10 PATOLOGÍAS QUE INDICAN UNA REHABILITACIÓN DE TOBILLO	15
1.10.1 Fracturas óseas	15
1.10.1.1 Fracturas de los huesos del tobillo	15
1.10.1.2 Fractura del peroné por sobrecarga	15
1.10.2 Lesiones ligamentosas	15
1.10.2.1 Esguince de tobillo	15
1.10.2.3 Tobillo inestable esguince de repetición	15
1.10.3 Lesiones del cartílago	16
1.10.3.1 Tobillo del futbolista	16
1.11 TIPOS DE ACTUADORES DE GIRO	16
1.11.1 Motores eléctricos de corriente continua	16
1.11.2 Motores paso a paso	17
1.11.3 Servomotores	18
1.11.4 Actuador lineal	19
CAPÍTULO II	20
METODOLOGÍA	20
2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	20

2.2 SELECCIÓN DEL DISEÑO EN 3D.....	20
2.3 SELECCIÓN DEL MATERIAL.....	20
2.4 SELECCIÓN DEL SISTEMA ELÉCTRICO.....	20
2.5 VALIDACIÓN DEL DISEÑO.....	20
2.6 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO.....	21
2.7 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	21
CAPÍTULO III.....	22
RESULTADOS.....	22
3.1 ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO.....	22
3.2 REHABILITADORES PARA EL TOBILLO.....	23
3.3 SELECCIÓN DEL MODELO DISEÑADO EN 3D.....	24
3.3.1 Nomenclatura.....	24
3.3.2 Restricciones.....	25
3.3.3 Criterios.....	25
3.3.4 Pesos de soluciones respecto a criterios.....	25
3.3.5 Pesos de criterios.....	26
3.3.6 Ponderación final.....	27
3.5 SELECCIÓN DEL MEJOR MATERIAL.....	29
3.5.1 Restricciones del dispositivo.....	29
3.5.2 Ingreso de las restricciones a un programa de selección de materiales.....	30
3.5.3 Precio vs resistencia a la tracción.....	31
3.5.4 Precio vs elongación.....	31
3.5.5 Resistencia a la tracción vs elongación.....	32
3.6 SELECCIÓN DEL MATERIAL.....	32
3.7 SELECCIÓN DEL ACTUADOR.....	33
3.8 SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES MECÁNICOS.....	34
3.9 SELECCIÓN DEL ACTUADOR DE GIRO.....	34

3.10 SELECCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL	35
3.10.1 Arduino®	35
3.10.2 Interfaz – usuario	35
3.11 FUERZA DEL ACTUADOR BASADO EN EL ÍNDICE DE MASA CORPORAL (IMC) MAS ALTO DEL SER HUMANO	36
3.12 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL DISPOSITIVO	37
3.13 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE (DCL) DE LA PIEZA SUPERIOR CON CARGAS GENERADAS POR LOS MOVIMIENTOS DE INVERSIÓN Y EVERSIÓN	37
3.13.1 Cálculo de la fuerza del actuador para realizar los movimientos de inversión y eversión del tobillo	38
3.14 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE (DCL) DE LA BASE DEL PIE, CON CARGAS GENERADAS POR LOS MOVIMIENTOS DE DORSI FLEXIÓN Y PLANTAR FLEXIÓN	39
3.14.1 Cálculo de la fuerza del actuador para realizar los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión del tobillo	39
3.15 REACCIONES EN LOS DIFERENTES PUNTOS DE LA PIERNA	40
3.15.1 Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano	40
3.15.2 Diagrama de cuerpo libre (DCL) de la pierna	41
3.14.3 Cálculos de las reacciones que se generan al colocar la pierna en el dispositivo	41
3.16 CURVA DE CONVERGENCIA	42
3.17 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS	43
3.17.1 Tensiones	43
3.17.2 Desplazamientos	44
3.17.3 Deformación unitaria	44
3.17.4 Factor de seguridad (FS)	45
3.18 PLANOS MECÁNICOS	45
3.19 PLANOS ELÉCTRICOS	45
3.20 CONSTRUCCIÓN DE LA PARTE MECÁNICA	46
3.20.1 Base del rehabilitador	46

3.20.2 Control de altura del rehabilitador	46
3.20.3 Base del pie del rehabilitador.....	46
3.21 CONSTRUCCIÓN DE LA PARTE ELÉCTRICA	47
3.22 ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO.....	48
3.22.1 Costos de insumos de la parte mecánica.....	48
3.22.2 Costos de insumos de la parte electrónica	48
3.22.3 Costo total de insumos	48
3.22.4 Costo de mano de obra.....	49
3.22.5 Costo total de proyecto	49
3.23 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	49
3.24 MANUAL DE USURIO.....	51
CAPÍTULO IV.....	52
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	52
4.1 CONCLUSIONES	52
4.2 RECOMENDACIONES.....	53
4.3 REFERENCIAS.....	54
ANEXOS.....	58
ANEXO 1. TUBO MECÁNICO CUADRADO.....	59
ANEXO 2. PERFILES LAMINADOS	60
ANEXO 3. PLANCHAS DE ACERO INOXIDABLE.....	61
ANEXO 4. FICHA DE DATOS DEL ARDUINO MEGA 2560.....	62
ANEXO 5. ACTUADOR LINEAL.....	63
ANEXO 6. PERNOS Y TUERCAS	64
ANEXO 7. EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	65
ANEXO 8. MANUAL DE USUARIO.....	66
ANEXO 9. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO	67

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Diseño de rehabilitador de tobillo con 3 gdl (Cerón 2016).</i>	3
<i>Figura 2: Diseño mecatrónico para la rehabilitación de tobillo (Ruth Guzmán, 2017).</i>	4
<i>Figura 3: Robot paralelo tipo delta para rehabilitación de tobillo (Byron Zurita, 2018).</i>	4
<i>Figura 4: Anatomía del pie (Vicente, 2017).</i>	8
<i>Figura 5: Biomecánica del tobillo y la articulación astragalina (Aguilera, 2015).</i>	8
<i>Figura 6: Medidas antropométricas de la pierna (Zelnik, 1996).</i>	9
<i>Figura 4: Medidas antropométricas del pie y tobillo (Zelnik, 1996).</i>	9
<i>Figura 8: Movimiento de inversión del tobillo (Kapandji, 2006).</i>	10
<i>Figura 9: Movimiento de eversión del tobillo (Kapandji, 2006).</i>	10
<i>Figura 10: Flexores del tobillo (Kapandji, 2006).</i>	11
<i>Figura 11: Amplitud para el movimiento de dorsiflexión y plantar flexión del tobillo (Viñas, 2015).</i>	12
<i>Figura 12: Ejes para el movimiento de inversión e eversión del tobillo (Kapandji, 2006).</i>	12
<i>Figura 13: Dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo (Valdivia, 2014).</i>	15
<i>Figura 14: Motor de corriente continua (Moverica, 2016).</i>	16
<i>Figura 15: Motor paso a paso (Robótica fácil, 2018).</i>	17
<i>Figura 16: Servomotores (González, 2016).</i>	18
<i>Figura 17: Actuador lineal (Linak, 2018).</i>	19
<i>Figura 18: Modelos propuestos: a) S1-Tipo patineta b) S2- Rehabilitador pasivo de tobillo c) S3-Movilizador pasivo.</i>	24
<i>Figura 19: Boceto de la mejor solución</i>	28
<i>Figura 20: Panel frontal del programa de selección de materiales.</i>	30
<i>Figura 21: Gama de materiales a escoger.</i>	30
<i>Figura 22: Precio vs resistencia a la tracción.</i>	31
<i>Figura 23: Precio vs elongación.</i>	31
<i>Figura 24: Resistencia a la tracción vs elongación.</i>	32

<i>Figura 25: Arduino (Santillana, 2017).</i>	35
<i>Figura 26: Interfaz-Mit app inventor (Wikipedia, 2018).</i>	36
<i>Figura 27: Diagrama de cuerpo libre (DCL), de la pieza superior.</i>	38
<i>Figura 28: Diagrama de cuerpo libre (DCL), de la base del pie.</i>	39
<i>Figura 29: Centros de masa en las diferentes partes del cuerpo humano (Juliana, 2016).</i> ...	40
<i>Figura 30: Diagrama de cuerpo libre (DCL) de la pierna, según su centro de masa.</i>	41
<i>Figura 31: Curva de convergencia.</i>	43
<i>Figura 32: Base de rehabilitador</i>	46
<i>Figura 33: Control para la altura</i>	46
<i>Figura 34: Base del pie</i>	46
<i>Figura 35: Diagrama de conexiones.</i>	47

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Medidas antropométricas de la pierna (Zelnik, 1996).</i>	9
<i>Tabla 2: Medidas antropométricas del pie y tobillo (Zelnik, 1996).</i>	9
<i>Tabla 3: intervalos máximos para los movimientos del tobillo (Viñas, 2015).</i>	12
<i>Tabla 4: Grados de lesión en el tobillo (Tobillo, 2007).</i>	13
<i>Tabla 5: Motores de corriente continua ventajas y desventajas.</i>	16
<i>Tabla 6: Motor paso a paso ventajas y desventajas.</i>	17
<i>Tabla 7: Servomotores ventajas y desventajas.</i>	18
<i>Tabla 8: Actuador lineal ventajas y desventajas.</i>	19
<i>Tabla 9: Especificaciones del diseño.</i>	22
<i>Tabla 10: Rehabilitadores de tobillo.</i>	23
<i>Tabla 11: Variables utilizadas para la selección de la mejor solución.</i>	24
<i>Tabla 12: Restricciones aplicadas para la selección de la mejor solución.</i>	25
<i>Tabla 13: Valoración para cada criterio.</i>	25
<i>Tabla 14: Peso de soluciones respecto a cada criterio.</i>	25
<i>Tabla 15: Peso a cada criterio.</i>	26
<i>Tabla 16: Peso al criterio 1.</i>	26
<i>Tabla 17: Peso al criterio 2.</i>	26
<i>Tabla 18: Peso al criterio 3.</i>	26
<i>Tabla 19 :Peso al criterio 4.</i>	27
<i>Tabla 20: Peso al criterio 5.</i>	27
<i>Tabla 21: Ponderación final de cada criterio.</i>	27
<i>Tabla 22: Características del dispositivo.</i>	29
<i>Tabla 23: Propiedades recomendadas para los dispositivos médicos (Lema, 2015).</i>	29
<i>Tabla 24: Cuadro comparativo de los materiales para el rehabilitador.</i>	32
<i>Tabla 25: Propiedades de los materiales para elaborar el rehabilitador (Otero, 2017).</i>	33

<i>Tabla 26: Calificación de los actuadores</i>	33
<i>Tabla 27: Reemplazo de los valores para seleccionar el actuador</i>	34
<i>Tabla 28: Especificaciones técnicas del actuador lineal</i>	34
<i>Tabla 29: Índice de masa corporal según el estado nutricional (Bioquimed, 2017).</i>	36
<i>Tabla 30: Centro de masa en la pierna (Juliana, 2016).</i>	40
<i>Tabla 31: Resultados del análisis de convergencia.</i>	42
<i>Tabla 32: Elementos mecánicos del dispositivo.</i>	48
<i>Tabla 33: Elementos electrónicos del dispositivo</i>	48
<i>Tabla 34: Costo total de insumos.</i>	48
<i>Tabla 35: Horas empleadas en el proyecto.</i>	49
<i>Tabla 36: Costo total del proyecto.</i>	49
<i>Tabla 37: Características del usuario</i>	50
<i>Tabla 38: Pruebas de funcionamiento para el movimiento de plantar flexión y dorsiflexión del tobillo con carga.</i>	50
<i>Tabla 39: Pruebas de funcionamiento para el movimiento de inversión e eversión del tobillo con carga.</i>	50

INTRODUCCIÓN

La presente investigación se refiere al tema de la rehabilitación pasiva del tobillo, misma que constituye una parte importante dentro de la salud en las personas. Es importante destacar que existen grupos poblacionales que necesitan este tipo de tratamiento, ya que muchos no cuentan con los recursos necesarios para recibir un óptimo servicio de rehabilitación, debido a la escasez y al alto costo que implica exportar este tipo de equipos.

En la actualidad, muchos centros de salud lo realizan de manera manual, lo que provoca estrés en los fisioterapeutas que brindan esta clase de servicios.

Para analizar esta problemática es necesario mencionar sus causas, una de ellas es la falta de dinero que se necesita en el país para las inversiones, especialmente en este tipo de rehabilitadores. Las inversiones que se están ejecutando en el país, no se enfocan en este tipo de equipos, ya que son productos exportados y costosos, por lo que prefieren seguir realizándolo manualmente.

Las personas que requieren este tipo de rehabilitación tienen el deseo de tener una pronta y segura recuperación, pero al no contar con un aparato óptimo, desencadena problemas y alarga el tiempo de recuperación.

La investigación de esta problemática social, se realizó con el interés de conocer el incremento en el número de personas que necesitan este tipo de rehabilitación en los centros de salud pública. Permitiendo identificar a las casas de salud que carecen de aparatos rehabilitadores para tobillo. Además, se debe mencionar que el tiempo de recuperación que se requiere al utilizar un aparato rehabilitador en comparación al se realiza manualmente, es mayor.

Para profundizar este tipo de investigación se acudió a información primaria y secundaria disponible, tanto de bibliografía nacional como extranjera. Así mismo, se enfatizó en aportar una solución a esta problemática social, referente a la rehabilitación pasiva del tobillo.

Dentro del ámbito educativo como estudiante, el interés radica en poner en práctica los conocimientos académicos adquiridos en la casona universitaria, con el fin de dar a conocer el contexto práctico y teórico a las personas que ejecutan este tipo de terapia, y así optar por un aparato que les ayude a desempeñar un trabajo eficiente y al alcance de las personas que lo necesitan.

PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

Los esguinces de tobillo se refieren a las lesiones más frecuentes entre personas jóvenes y mayores y/o cualquier persona que pueda acabar con un esguince al tropezar con un bordillo, al bajar las escaleras, al perder el equilibrio, caminando etc. Este tipo de lesión se da con más frecuencia en deportistas, ya que casi la mitad de lesiones se producen practicando baloncesto, mientras que en el fútbol existe un 16% a 23% de las lesiones y en el atletismo un 20 %, pues consiste en la ruptura parcial o total de los ligamentos de la articulación en el tobillo. Lesiones que al no ser tratadas como es debido, se tendrán consecuencias de por vida, como por ejemplo: alterando la forma y la frecuencia de nuestros movimientos.

En la actualidad, este tipo de discapacidad que se genera en el tobillo es una patología, que requiere una rehabilitación inmediata y correcta para evitar problemas futuros, la terapia física en centros de rehabilitación en la zona 1 del Ecuador, en gran parte se lo realiza en forma manual; por las razones antes mencionadas, elevado costo de las máquinas rehabilitadoras existentes en el mercado y su poca interacción humano-máquina.

Los profesionales en esta rama de la medicina como son los fisioterapeutas, tienen dificultad al realizar este tipo de terapias, pues son repetitivas y muchas veces prolongadas, generando

mucho estrés, ergonomía inadecuada y disminuyendo la eficiencia de la terapia; ocasionando poca satisfacción en el paciente y así tardando más tiempo del necesario en recuperarse.

Con los antecedentes expuestos, los fisioterapeutas tienen la necesidad de contar con un dispositivo que ayude a realizar su trabajo garantizando: seguridad, satisfacción y confort en los pacientes, al momento de realizar las terapias físicas. Concluyendo que el dispositivo ayudará a disminuir el tiempo de recuperación en los pacientes que sufran este tipo de lesiones, y así lograr a integrarse lo más pronto posible a su vida cotidiana.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar y construir un dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir los requerimientos necesarios para el dispositivo rehabilitador.
- Diseñar el dispositivo en software CAD.
- Seleccionar los componentes electrónicos y mecánicos del dispositivo.
- Implementar los componentes en el dispositivo.
- Validar el diseño y construcción del dispositivo.

ANTECEDENTES

Se presenta un dispositivo biomédico destinado a la rehabilitación de tobillo por medio de movimiento pasivo, como se ve en la figura 1. Este diseño fue presentado para el campo de la ortopedia, pues la lesión de tobillo es la que frecuentemente se produce. Se han considerado los tipos de movimientos naturales del tobillo como son: plantar flexión, dorsiflexión, inversión e inversión. Para la elaboración del dispositivo se utilizaron actuadores lineales y sistemas inalámbricos para el sistema de control.

El rehabilitador de tobillo cuenta con 3 gdl, además de 3 eslabones articulados, los movimientos del tobillo lo realizaron mediante los 3 actuadores lineales, correctamente sincronizados (Cerón, 2016).

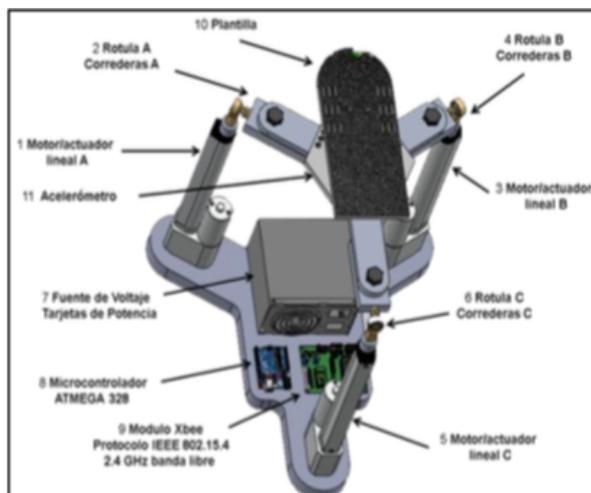


Figura 1: Diseño de rehabilitador de tobillo con 3 gdl (Cerón 2016).

También se encontró el diseño de un rehabilitador mecatrónico para esguince de tobillo como se puede ver en la figura 2. Este fue diseñado para coadyuvar a personas que han sufrido algún tipo de lesión en el tobillo, puede ser de primero, segundo o tercer grado. Este rehabilitador cuenta con 2 gdl, que permite realizar los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, inversión y eversión. Se realizó un análisis de cargas para seleccionar el actuador, el sistema de control se lo hace de manera alámbrica mediante botones y una pantalla LCD, también se considero comunicar el dispositivo con una aplicación móvil y una interfaz. Resulta viable la fabricación del mismo, pues los elementos mecánicos y electrónicos son fáciles de encontrar en el mercado, las dimensiones del diseño y el peso de sus elementos, no permiten que el dispositivo sea portátil (Ruth Guzmán, 2017).

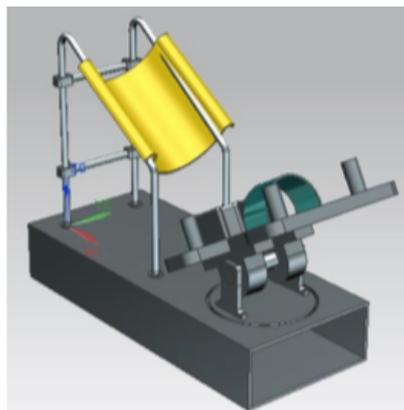


Figura 2: Diseño mecatrónico para la rehabilitación de tobillo (Ruth Guzmán, 2017).

Finalmente se muestra un diseño mecánico de un sistema de robots paralelos tipo delta para rehabilitación de tobillo, como se ve en la figura 3. Este diseño fue realizado en la Universidad Superior Politécnica de Chimborazo en la Facultad de Ingeniería Mecánica. El diseño cuenta con cuatro grados de libertad, para realizar la rehabilitación mediante la mecanoterapia. El diseño fue modelado en SolidWorks para la verificación de rasgos de movimientos, para posteriormente pasar a MSC Adams, para realizar la cinemática inversa, para calcular las velocidades, posiciones, aceleraciones, fuerzas y torques para seleccionar los servomotores. Para el sistema de control se utilizó el Arduino Uno, los movimientos que realiza este diseño son: dorsiflexión, plantar flexión, inversión, eversión, aducción, y abducción (Byron Zurita, 2018).



Figura 3: Robot paralelo tipo delta para rehabilitación de tobillo (Byron Zurita, 2018).

JUSTIFICACIÓN

La condición actual de diversos centros de rehabilitación física es un poco ineficiente para diferentes partes del cuerpo, especialmente la del tobillo, por lo que es necesario diseñar y construir un rehabilitador pasivo de tobillo, para aumentar la eficiencia al momento de realizar la terapia física, con el fin de tener un usuario seguro, satisfecho y confortado al momento de realizar la terapia física.

El beneficio que se obtendrá al implementar este sistema, es tener una pronta recuperación del paciente, pues la calidad de terapia física que genere este dispositivo será la correcta, puesto que se trabajaran en rangos establecidos según estudios realizados. Proporcionando al fisioterapeuta una gran herramienta de trabajo al momento de realizar sus actividades.

Se contribuirá al mejoramiento de la terapia del tobillo, implementando un sistema interactivo terapeuta – máquina, que ayude a tener una mayor eficiencia y calidad al momento de realizar la terapia física.

ALCANCE

Este trabajo esta enfocado en diseñar y construir un dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo, la cual generará movimientos de dorsiflexión máximo de 20 grados y plantar flexión máximo 30 grados, también los movimientos de inversión máximo 21 grados y eversión máximo 12 grados, de manera que el lesionado gane movilidad y flexibilidad en el ligamento afectado, para tener una pronta recuperación.

El diseño de este dispositivo esta enfocado para personas jóvenes y adultas, sin importar el peso de la persona, pues el equipo estará situado en el suelo, mientras el paciente se encuentre sentado, pudiendo controlar la altura del rehabilitador, para lograr una mayor eficiencia en la terapia.

El control del dispositivo lo realizara el fisioterapeuta encargado. Utilizando un instructivo proporcionado por el diseñador, teniendo en cuenta el grado de lesión a tratar, la velocidad, repeticiones y el tiempo para tener una rehabilitación correcta.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 HISTORIA DE LA REHABILITACIÓN DEL TOBILLO

En la historia existen numerosos antecedentes del uso de agentes físicos con fines terapéuticos. Desde épocas primitivas encontramos diferentes métodos, para combatir dichas enfermedades donde les asociaban a rituales mágicos y religiosos.

Hipócrates tuvo la idea de impulsar la auto-curación, incorporando el movimiento como agente terapéutico, también la gimnasia, con la finalidad de prepararlos para la caza, el deporte y la guerra.

Cuando se entro a la edad media existió médicos musulmanes, que en sus textos ya describían agentes físicos como masajes, tracciones, ejercicios y manipulaciones para afecciones reumáticas y de columna.

Con el pasar de el tiempo un grupo de médicos fueron evolucionado, desarrollando cirugías que ayudaron en la rehabilitación de tobillo, entonces se afirmaría que la fisioterapia y la medicina tienen un tronco en común (Padilla, 2018).

1.2 ANATOMÍA DEL TOBILLO

El tobillo es una parte fundamental del cuerpo humano, pues este ayuda a mantener el equilibrio del cuerpo. Esta constituido por la suma de dos articulaciones morfológicamente independientes, como son el astrágalo y la tróclea astragalina, observar en la figura 4.

“Los ligamentos están constituidos por una banda de tejido que contiene colágeno, que brindan estabilidad pasiva a la articulación, limitando movimientos extremos a aquellos que no corresponden a dicha articulación” (Roig, 2013).



Figura 4: Anatomía del pie (Vicente, 2017).

Cuando la articulación es forzada fuera de su rango normal, se produce una lesión de ligamentos, pudiendo verse afectados desde un número considerable de sus fibras, hasta su totalidad.

1.3 CINEMÁTICA-MOVIMIENTO

El medio de locomoción de un ser humano es la marcha. Se entiende como locomoción, a la capacidad de trasladarse de un lugar a otro. “A través del tobillo se realizan los movimientos de flexión y extensión del pie. Su correcta morfología, es fundamental para el mantenimiento de la bóveda plantar, desde el punto de vista funcional tal como afirma Inmann, trabaja junto con las articulaciones subastragalina y de Chopart” como se observa en la figura 5 (Voegeli, 2003).

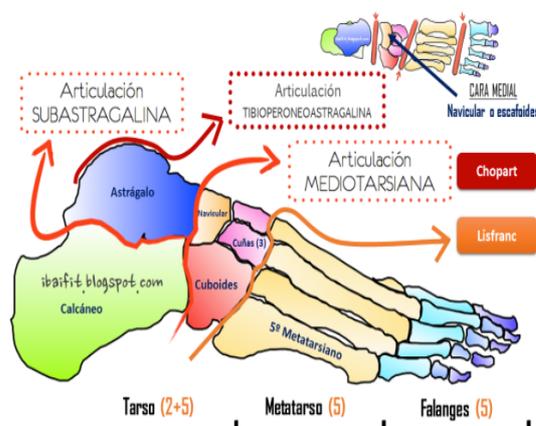


Figura 5: Biomecánica del tobillo y la articulación astragalina (Aguilera, 2015).

1.4 ANTROPOMETRÍA DEL MIEMBRO INFERIOR

Para el presente trabajo, se debe tener en cuenta la antropometría de la pierna y del tobillo, como se observa en la figura 6 y figura 7. “Se conoce como antropometría a la ciencia que estudia en concreto las medidas del cuerpo, a fin de establecer diferencias entre los individuos y grupos” (Zelnik, 1996).

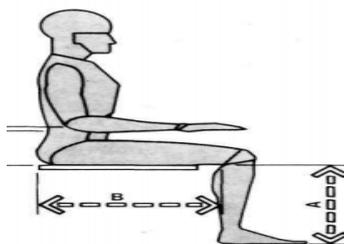


Figura 6: Medidas antropométricas de la pierna (Zelnik, 1996).

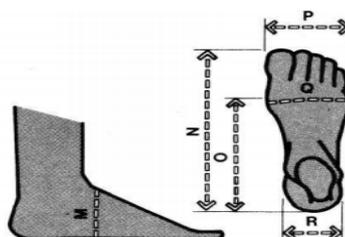


Figura 7: Medidas antropométricas del pie y tobillo (Zelnik, 1996).

Las medidas antropométricas tabuladas de la pierna y del tobillo, se observan en la tabla 1 y 2 respectivamente.

Tabla 1: Medidas antropométricas de la pierna (Zelnik, 1996).

Medidas	Pulg	cm	Percentil %
A altura poplíteo	15,5	39,4	5
B largura glúteo-poplíteo	17,5	43,9	5

Tabla 2: Medidas antropométricas del pie y tobillo (Zelnik, 1996).

Medidas	Pulg	cm	Percentil %
P	3,5	9	5
N	9,89	25,1	5
O	7,18	18,2	5
R	2,4	6,1	5

1.5 MOVIMIENTOS DEL TOBILLO

1.5.1 Inversión

Para este movimiento, los huesos esfenoides y cuboides se desplazan hacia adentro, lo que dirige el ante pie hacia delante y adentro, al mismo tiempo gira en torno a un eje anteroposterior que pasa por el ligamento Chopart, de este modo trabaja en elongación y torsión, como se observa en la figura 8. En consecuencia del ascenso de la escafoides y descenso de la cuboides, realiza el movimiento de supinación (Kapandji, 2006).

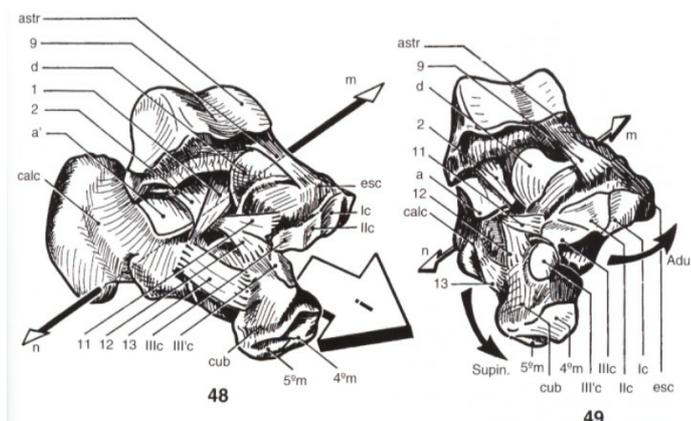


Figura 8: Movimiento de inversión del tobillo (Kapandji, 2006).

1.5.2 Eversión

Para este movimiento, los huesos esfenoides y cuboides se desplazan hacia fuera (ver en la flecha de la aducción) lo que dirige el ante pie hacia delante y hacia fuera, como se observa en la figura 9. Al mismo tiempo gira sobre el eje anteroposterior, para efectuar el movimiento de pronación (Kapandji, 2006).

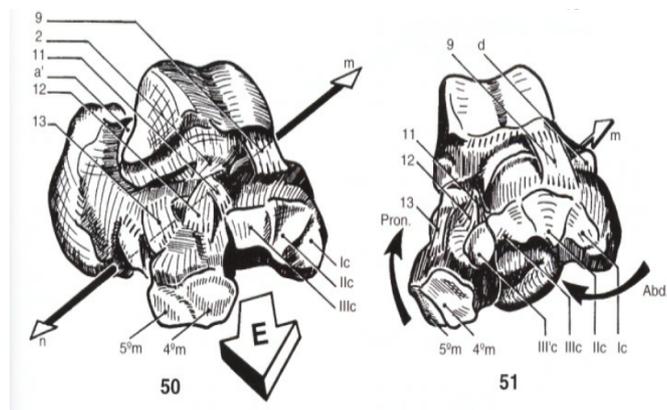


Figura 9: Movimiento de eversión del tobillo (Kapandji, 2006).

1.5.3 Los flexores del tobillo

En esta parte, la movilización del pie y del retropié se efectúa merced a grupos flexores y extensores de tobillo, como se observa a la figura 10. “Este movimiento de flexo extensión viene guiado por los maléolos y por los ligamentos laterales, externos e internos” (Voegeli, 2003).

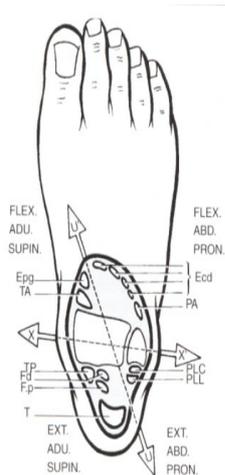


Figura 10: Flexores del tobillo (Kapandji, 2006).

Todos los músculos situados por delante del eje transversal XX', son flexores aunque se pueden clasificar en dos grupos, con respecto al eje de Henke UU'.

1.6 MOVIMIENTOS ANGULARES DEL TOBILLO EN SUS RESPECTIVOS EJES

Se observa en la tabla 3, los movimientos angulares que ejecuta el tobillo, desde su posición inicial, hasta su posición final. El primero es el eje transversal, que permite al pie realizar movimientos de flexo-extensión formando un ángulo global de $20^{\circ} - 0^{\circ} - 30^{\circ}$, como se puede ver en la figura 11. El segundo se ejecuta entre dos ejes: el eje XX' de la tibiotarsiana y el eje Henke UU', que permite realizar movimientos de inversión e eversión, como se puede ver en la figura 12. La amplitud global de este movimiento del tobillo forma un ángulo de $12^{\circ} - 0^{\circ} - 21^{\circ}$ (Kapandji, 2006).

Tabla 3: intervalos máximos para los movimientos del tobillo (Viñas, 2015).

Movimientos	Ángulos
Dorsi flexión	20°
Plantar flexión	30°
Inversión	21°
Eversión	12°

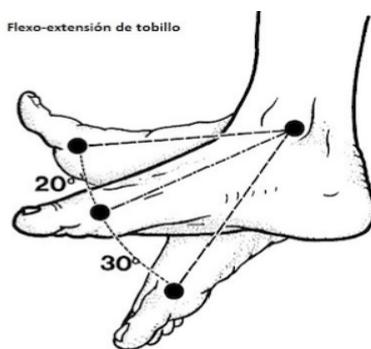


Figura 11: Amplitud para el movimiento de dorsiflexión y plantar flexión del tobillo (Viñas, 2015).

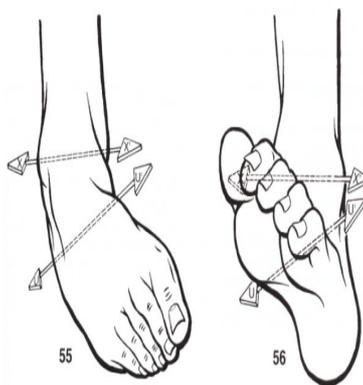


Figura 12: Ejes para el movimiento de inversión e eversión del tobillo (Kapandji, 2006).

1.7 TIPOS DE GRADO DE LESIÓN EN EL TOBILLO

La lesión del ligamento de tobillo, es la disminución total o parcial de la articulación afectada, esto conllevará a una disminución funcional de la articulación.

Existen diferentes grados de lesión del tobillo, como se observa en la tabla 4.

Tabla 4: Grados de lesión en el tobillo (Tobillo, 2007).

Grados de lesión	Características	Imagen
Grado de lesión 1	<p>Cierto alargamiento o tal vez haya tenido un desgarre</p> <p>No hay pérdida de función. Dolor leve. Poca o ninguna hinchazón. Dificultad para caminar.</p>	
Grado de lesión 2	<p>Dificultad para caminar. Dolor moderado a severo. Hinchazón y dolor en la articulación del tobillo. La hinchazón puede durar entre 3 y 4 días.</p>	
Grado de lesión 3	<p>Rotura total del ligamento. Puede que no sea posible caminar. Dolor severo inicialmente e hinchazón substancial. Puede necesitar cirugía.</p>	 <p><small>Esquema tipo III Ligamentos completamente rotos #ADAM</small></p>

1.8 LESIONES DEL TOBILLO

1.8.1 Causas de las lesiones en el tobillo.

- Por el uso de zapatos inadecuados.
- Historia de lesiones anteriores del tobillo que afectaron a los ligamentos.
- Los accidentes de trabajo, deportivos o automovilísticos.
- Sobre esfuerzo del tobillo en el trabajo o en el deporte.
- La obesidad.
- Enfermedades reumáticas.

- Padecimientos circulatorios y de coagulación de la sangre.
- Deformidades de los pies.
- Envejecimiento.
- Falta de calentamiento y estiramiento, antes y después de la actividad física.

1.8.2 Rehabilitación

- Disminuir la inflamación y dolor.
- Impedir adherencias del ligamento lesionado.
- Fortalecer los músculos/ligamentos que intervienen en el movimiento del tobillo.
- Mejorar la propiocepción del tobillo para evitar recaídas.

“La inflamación puede reducirse, manteniendo el tobillo elevado el mayor tiempo posible, con la utilización adecuada de la compresión. Realizar ejercicios para fortalecer el tobillo” (Fisioterapia salud y bienestar, 2018).

1.9 TÉCNICAS ACTUALES PARA LA REHABILITACIÓN DEL TOBILLO

La rehabilitación en un sentido global, es un medio por la cual es posible recuperar las habilidades físicas perdidas en un incidente traumático, se observa en la figura 13, a un dispositivo para la rehabilitación de tobillo.

“Existen cuatro niveles de recuperación, dependiendo del nivel de actividad que el paciente requiera: pasiva, asistida, activa y resistiva” (Valdivia, 2014).

- **Pasiva:** El paciente no interviene en absoluto en la ejecución de movimiento, por lo general el terapeuta realiza todo el esfuerzo.
- **Asistida:** Se combinan esfuerzos del paciente y del terapeuta.
- **Activa:** Es cuando la persona realiza todo el esfuerzo por si misma.
- **Resistiva:** Se utiliza movimientos mecánicos, donde se presenta una fuerza opuesta al movimiento el paciente.



Figura 13: Dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo (Valdivia, 2014).

1.10 PATOLOGÍAS QUE INDICAN UNA REHABILITACIÓN DE TOBILLO

El tobillo y el pie son elementos de carga, puesto que soporta todo el peso del miembro inferior, debido a esto las lesiones en esta parte son muy frecuentes.

1.10.1 Fracturas óseas

1.10.1.1 FRACTURAS DE LOS HUESOS DEL TOBILLO

La fractura de la tibia o peroné, a nivel del tobillo en el lado interno (fractura tibial) o en el externo (fractura peroneal).

1.10.1.2 FRACTURA DEL PERONÉ POR SOBRECARGA

La fractura del hueso al lado externo del tobillo, es producida por el trabajo excesivo de carreras o saltos sobre superficies duras, sobre todo en personas con genu varo (piernas arqueadas).

1.10.2 Lesiones ligamentosas

1.10.2.1 ESGUINCE DE TOBILLO

El desgarro o rotura de algún el elemento del tobillo, es producida por la torcedura del pie hacia fuera (esguince del lado externo) o hacia adentro (esguince del lado interno).

1.10.2.3 TOBILLO INESTABLE ESGUINCE DE REPETICIÓN

Inestabilidad de los ligamentos del tobillo para contener la articulación, debido a distensión de los mismos. Producida generalmente tras uno o varios esguinces, que no han sido tratados o han sido tratados inadecuadamente.

1.10.3 Lesiones del cartílago

1.10.3.1 TOBILLO DEL FUTBOLISTA

Los depósitos de fragmentos óseos, en el interior de la articulación del tobillo. Debido a la hiperextensión forzada y repetición de dicha articulación.

1.11 TIPOS DE ACTUADORES DE GIRO

1.11.1 Motores eléctricos de corriente continua

Se puede observar a un motor de corriente continua en la figura 14. “El motor de corriente continua (denominado también motor de corriente directa, motor CC o motor DC). Es una máquina que convierte la energía eléctrica en mecánica, provocando un movimiento rotatorio, gracias a la acción que se genera del campo magnético” (Wikipedia, 2018).

En la tabla 5, se observan las ventajas y desventajas que tiene el motor CC.



Figura 14: Motor de corriente continua (Moverica, 2016).

Tabla 5: Motores de corriente continua ventajas y desventajas.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad ajustable. • El cambio de polaridad del voltaje de entrada permite que la rotación sea reversible. • Permite el control del par torsional variando la corriente aplicada al motor. • Respuesta rápida. • Disponibilidad en el país. • Aumento del torque utilizando cajas reductoras. • Costo de adquisición bajo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidades considerablemente altas comprendidas entre 2000 y 7000 rpm. • Torque bajo en comparación a los motores paso a paso y servomotores. • Dificultad para el control de posición y velocidad. • Disponibilidad limitada de motores de corriente directa con cajas reductoras.

1.11.2 Motores paso a paso

Los motores paso a paso son ideales para la construcción de mecanismos, en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos motores, es el hecho de poder moverlos un paso a la vez, por cada pulso que se le aplique, como se puede observar en la figura 15. Este paso puede variar desde 90° , hasta pequeños movimientos de tan solo $1,8^\circ$, es decir que se necesitarán 4 pasos en el primer caso (90°) y 200 para el segundo caso ($1,8^\circ$), para completar un giro completo de 360° (Docplayer, 2012). En la tabla 6, se observan las ventajas y desventajas que tiene el motor paso a paso.

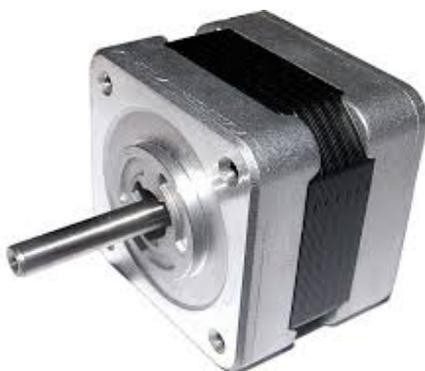


Figura 15: Motor paso a paso (Robótica fácil, 2018).

Tabla 6: Motor paso a paso ventajas y desventajas.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Precisión en el posicionamiento. • Consumo bajo de energía. • Control en lazo abierto. • Soporta cargas bastante grandes. • Costo de adquisición moderada • Mantenimiento reducido. • No presentan desgaste en sus componentes. 	<ul style="list-style-type: none"> • Disponibilidad limitada en el país. • Necesitan un controlador para su funcionamiento. • Pérdida de torque a altas velocidades. • Sufren resonancias cuando el control no es el adecuado. • Dificultad de operación a altas frecuencias. • Diseño y construcción del controlador complejo.

1.11.3 Servomotores

En la figura 16, se observa a un servomotor. “Que es un tipo especial de motor que permite controlar la posición del eje en un momento dado. Esta diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición” (González, 2016). En la tabla 7, se observan las ventajas y desventajas que tiene el servomotor.



Figura 16: Servomotores (González, 2016).

Tabla 7: Servomotores ventajas y desventajas.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Sistema de retroalimentación incorporado. • Control de posición y velocidad. • Manejo fácil. • Bajas vibraciones. • Potencia proporcional para las cargas mecánicas. • Altos torques. 	<ul style="list-style-type: none"> • Disponibilidad limitada en Ecuador. • Tamaño mayor en comparación con un motor paso a paso. • Costo de adquisición elevado. • Consumo de energía relativamente alto. Debido a que no se pueden operar directamente necesitan un servo controlador. • El posicionamiento es limitado, únicamente puede variar entre 0° y 180°.

1.11.4 Actuador lineal

Un actuador lineal eléctrico, como se ve en la figura 17. Es un dispositivo que convierte el movimiento de rotación de un motor de corriente continua de baja tensión en movimiento lineal, es decir los movimientos de empuje y halado. De esta manera es posible elevar, ajustar, inclinar, empujar o halar objetos pesados o difíciles de alcanzar con sólo pulsar un botón.

Adicionalmente, los actuadores ofrecen seguridad, movimiento silencioso, limpio de control, preciso. Ellos tienen energía eficiente de larga vida útil con poco o ningún mantenimiento (Linak, 2018). En la tabla 8, se observan las ventajas y desventajas que tiene el actuador lineal.



Figura 17: Actuador lineal (Linak, 2018).

Tabla 8: Actuador lineal ventajas y desventajas.

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Tiene una respuesta rápida frente al arranque, parada y reversa • Exactitud en la posición repetición de movimientos • Fácil de trabajar: secuencia binaria de programación por lo tanto el ángulo de rotación es proporcional a los pulsos de entrada. • Es comercial. 	<ul style="list-style-type: none"> • Se sobrecalienta de manera continua. • Si se desea trabajar con una potencia elevada el tamaño del motor aumenta y el costo también. • Muy difíciles de controlar con altas velocidades y altas frecuencias pierde pasos. • No se puede conseguir motores de alta potencia con facilidad.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La revisión bibliográfica, se realiza con la finalidad de recopilar la suficiente información, necesaria para realizar el proyecto de tesis. En la actualidad, se encuentra gran cantidad de información acerca de la rehabilitación, por lo que es imprescindible tener un método de búsqueda, para localizar la bibliografía correcta sobre el tema de estudio.

2.2 SELECCIÓN DEL DISEÑO EN 3D

Para tener varias alternativas de diseño en 3D, se empleo un estudio acerca de los productos existentes en el mercado, también de las características que debe tener el dispositivo. Ya obtenidas las 3 alternativas de diseño, se utilizo el método de diseño conceptual, para escoger la alternativa más óptima.

2.3 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Para la selección del material, se utilizara un programa de selección de materiales, con el objetivo de escoger el material más adecuado para el diseño del rehabilitador.

2.4 SELECCIÓN DEL SISTEMA ELÉCTRICO

Para el sistema de control, se emplearon estudios acerca de placas de control, así como de interfaces, siendo el arduino y la aplicación Mit APP inventor los escogidos.

2.5 VALIDACIÓN DEL DISEÑO

Para validar el diseño, se realizara el análisis de elementos finitos, este se ejecuta en SolidWorks®, con el fin de obtener las tensiones, desplazamientos, deformaciones y factor de seguridad.

2.6 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO

Finalizada la simulación, se realizaron los planos mecánicos y eléctricos del dispositivo, posterior a esto, se procedió a comprar los materiales electrónicos y mecánicos, para la elaboración del dispositivo.

2.7 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Las pruebas de funcionamiento, se realizó durante 3 días en el departamento de terapia física del Hospital San Vicente de Paul (HSVP) en Ibarra, con la finalidad de obtener conclusiones y recomendaciones del dispositivo.

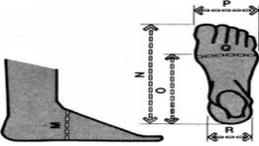
CAPÍTULO III

RESULTADOS

3.1 ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO

Con el fin de tener un rehabilitador de tobillo óptimo y adecuado para el usuario, se procedió a definir los requerimientos necesarios para el diseño, como se observa en la tabla 9.

Tabla 9: Especificaciones del diseño.

Requerimiento	Definición
Ser un sistema interactivo.	Fácil manejo del sistema de control, para lograr tener una interacción humano-máquina.
Tener un control de altura.	El dispositivo requiere tener 3 niveles de control de altura, con la finalidad de satisfacer las necesidades del usuario.
Fácil de transportar.	Las dimensiones utilizadas en la construcción del dispositivo son las mínimas, con el fin de tener una facilidad al transportar.
Comodidad.	El dispositivo requiere ser sencillo, conveniente y provechoso.
Calidad del material.	El dispositivo esta elaborado con un tubo mecánico ASTM A 513, una plancha de acero inoxidable AISI 304 y una varilla cuadrada lisa ASTM A 36.
Fuerza de movimiento.	La fuerza ejercida del actuador debe ser mayor a 108,6 N según cálculos realizados.
Longitud de la pierna.	La longitud mínima de pierna es de 39,4 cm y máxima de 49 cm (Zelnik, 1996). Utilizando un percentil del 5%.
Diámetro de la pierna.	El diámetro de la pierna 14 cm.
Peso de la pierna	El peso de la pierna en condiciones extremas, es de 141,4 N.
Altura de la planta al tobillo.	La altura de la planta del pie al tobillo, es de 7,5 cm.
Dimensiones del pie.	<div style="display: flex; align-items: center;">  <div style="margin-left: 20px;"> <p>P = 9 cm.</p> <p>N = 25,1 cm.</p> <p>O = 8,2 cm.</p> <p>R = 6,1 cm.</p> </div> </div> <p style="text-align: right; margin-right: 50px;">Percentil 5 %.</p>
Tamaño del dispositivo.	El peso y dimensiones del dispositivo, deben permitir su desplazamiento de manera sencilla y cómoda.
Seguridad para el usuario.	Tener un sistema aislado de la parte eléctrica, con la parte mecánica.

3.2 REHABILITADORES PARA EL TOBILLO

En la actualidad, existen diferentes rehabilitadores de tobillo, que se pueden encontrar. En la tabla 10, se observan algunos de ellos.

Tabla 10: Rehabilitadores de tobillo.

Dispositivos	Ventajas	Desventajas	Imágenes
Robot paralelo para la rehabilitación de tobillo.	Realiza los movimientos de plantar flexión y dorsiflexión pero son limitados. Usaron sensores de efecto hall, para el posicionamiento de los actuadores.	Este trabajo de tesis, no resuelve por completo el problema de la lesión. Tiene un control sin retroalimentación, el aplicado es el lazo abierto (Godoy, 2012).	
Rehabilitador de tobillo-kinetec 5190.	Proporciona en abducción 25°, flexión 40°, dorsiflexión 30° y varus de 25° cada uno. Tiene a escoger 10 configuraciones posibles para regular su velocidad, su duración por ciclo, va desde (1,2 minutos a 2,2 minutos).	El precio de adquisición oscila entre los 7 206,60 y 10 873,00 dólares, esto sí es adquirido en el país productor USA y países europeos principalmente (Garcia, 2008).	
Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo.	Se analizo un modelo de 1 GDL, para obtener los movimientos básicos y desacoplados de dorsiflexión, plantar flexión, inversión, eversión y abducción y aducción para la rehabilitación pasiva. Se propuso un control PID, para compensar las perturbaciones constantes del tobillo.	Se analizo un modelado para la idea, considerando 2 gdl. La idea era combinar los dos movimientos, el de dorsiflexión y plantar flexión con abducción y aducción. Los resultados obtenidos, se basaron en la simulación de los modelos matemáticos y estrategias de control propuestas (Andrés Blanco Ortega1*, 2013).	

3.3 SELECCIÓN DEL MODELO DISEÑADO EN 3D

Con el fin de escoger la mejor solución de modelo en 3D, como se observa en la figura 18. Se utilizó el método de diseño conceptual, para seleccionar el rehabilitador más óptimo, donde se escogen entre las 3 opciones siguientes.

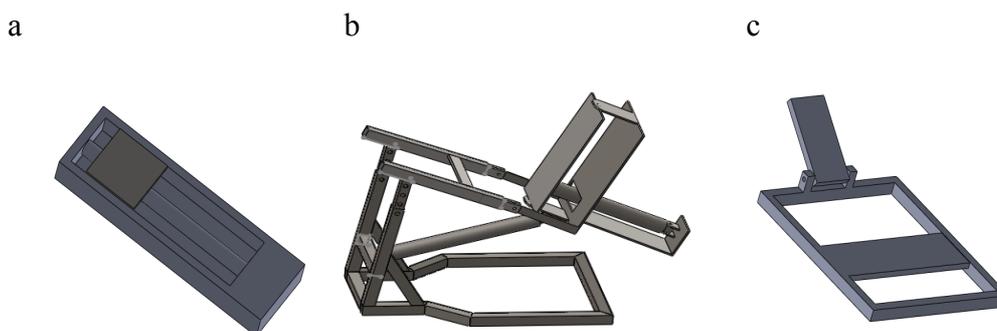


Figura 18: Modelos propuestos: a) S1-Tipo patineta b) S2- Rehabilitador pasivo de tobillo c) S3-Movilizador pasivo

Metodología de selección de la mejor solución de diseño, con base en criterios y restricciones.

3.3.1 Nomenclatura

En la tabla 11, se observan las variables que se utilizaran para la selección del modelo en 3D.

Tabla 11: Variables utilizadas para la selección de la mejor solución.

Variables	Símbolos
Restricciones	R1,R2,R3.....Rn
Probables soluciones	(PS)1,(PS)2... Pn
Criterios	C1,C2,C3..... Cn
Pesos de criterios	PC1,PC2.....Pcn
Soluciones	S1,S2,S3.....Sn

3.3.2 Restricciones

En la tabla 12, se observan las restricciones que se consideraron necesarias para realizar el proyecto.

Tabla 12: Restricciones aplicadas para la selección de la mejor solución.

Restricciones	Símbolos
Costo máximo	R1
Volumen máximo	R2
Peso máximo	R3
Fuente de energía	R4
Disponibilidad local	R5

3.3.3 Criterios

En la tabla 13, se observan las valoraciones asignadas a cada criterio. Se coloca una calificación de 1 a 5 para cada criterio.

Tabla 13: Valoración para cada criterio.

	Criterios	Valoración
Menor costo de fabricación	C1	1
Mayor grado de innovación	C2	3
Mayor seguridad del usuario	C3	2
Mejores cualidades estéticas	C4	5
Menor tamaño del dispositivo	C5	4

3.3.4 Pesos de soluciones, respecto a criterios

En la tabla 14, se coloca el peso de las soluciones con respecto a los criterio que varían entre 1 a 3.

Tabla 14: Peso de soluciones respecto a cada criterio.

Probables soluciones	C1	C2	C3	C4	C5
S1 Tipo patineta	1	3	3	3	3
S2 Movilizador pasivo	2	1	1	2	1
S3 Rehabilitador pasivo de tobillo	3	2	2	1	2

Entonces se procede a darle una ponderación a cada criterio, como se observa en la tabla 15.

Tabla 15: Peso a cada criterio.

	C1	C2	C3	C4	C5	N.de veces	Pcx
C1						4	5
C2	C1					2	3
C3	C1	C3				3	4
C4	C1	C1	C3			0	1
C5	C1	C1	C3	C5		1	2
Orden aceptado	1	3	2	5	4		

3.3.5 Pesos de criterios

Según los criterios colocados en la tabla 13, se realiza un cuadro comparativo entre las soluciones para darle el peso a cada criterio, como se puede observar en la tabla 16, el peso al criterio 1, en la tabla 17 el peso al criterio 2, en la tabla 18 el peso al criterio 3, en la tabla 19 el peso al criterio 4, en la tabla 20 el peso al criterio 5 respectivamente.

C1

Tabla 16: Peso al criterio 1.

C1	S1	S2	S3	N.de veces	PX1=N	Pcx
S1				2	P11=3	3
S2	S1			1	P21=2	2
S3	S1	S2		0	P31=1	1
Orden aceptado	1	2	3			

C2

Tabla 17: Peso al criterio 2.

C2	S1	S2	S3	N.de veces	PX2=N	Pcx
S1				0	P12=1	1
S2	S2			2	P22=3	3
S3	S3	S2		1	P32=2	2
Orden aceptado	3	1	2			

C3

Tabla 18: Peso al criterio 3.

C3	S1	S2	S3	N.de veces	Px3=N	Pcx
S1				0	P13=1	1
S2	S2			2	P23=3	3
S3	S3	S2		1	P33=2	2
Orden aceptado	3	1	2			

C4

Tabla 19 :Peso al criterio 4.

C4	S1	S2	S3	N.de veces	PX4=N	Pcx
S1				0	P14=1	1
S2	S2			1	P24=2	2
S3	S3	S3		3	P34=3	3
Orden aceptado	3	2	1			

C5

Tabla 20: Peso al criterio 5.

C5	S1	S2	S3	N.de veces	PX5=N	Pcx
S1				0	P15=1	1
S2	S2			2	P25=3	3
S3	S3	S2		1	P35=2	2
Orden aceptado	3	1	1			

3.3.6 Ponderación final

Para escoger la solución final, se realiza una sumatoria de las ponderaciones, como se observa en la tabla 21. En la cual se realiza una multiplicación de los pesos de criterios (P1X), por el N de veces (PCX) para obtener la mejor solución.

Tabla 21: Ponderación final de cada criterio.

PCX	P1X	PCX.P1X	P2X	PCX.P2X	P3X	PCX.P3X
PC1	P11	15	P21	10	P31	5
PC2	P12	3	P22	9	P32	6
PC3	P13	4	P23	12	P33	8
PC4	P14	1	P24	2	P34	3
PC5	P15	2	P25	6	P35	4
	\sum PCX.P1X	25		39		26

Donde la mejor solución es PCX.P2X=39 es este caso es la solución 2.

3.4 BOCETO DE LA MEJOR SOLUCIÓN Y SUS RESPECTIVAS PARTES

Mediante el método de selección de la mejor solución, se escogió al rehabilitador pasivo de tobillo, como se ve en la figura 19. Se realizó un boceto del rehabilitador, para identificar los diferentes elementos que lo conforman.

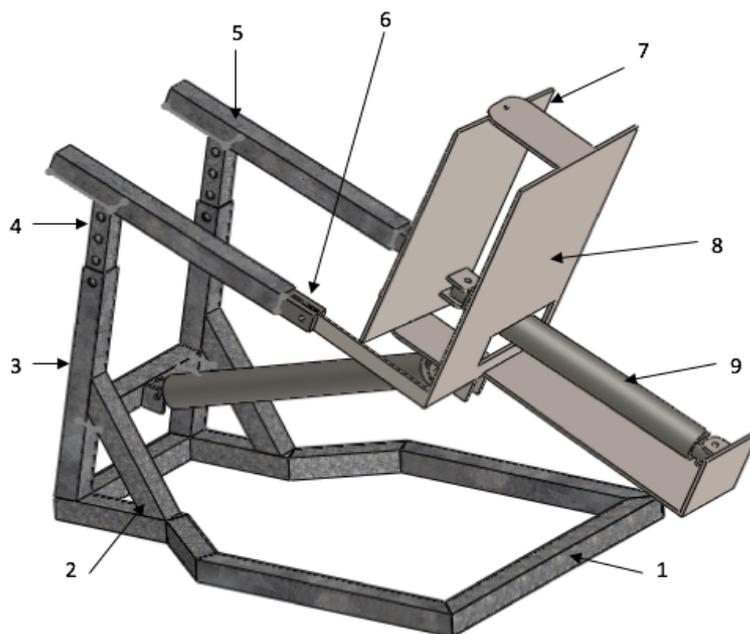


Figura 19: Boceto de la mejor solución.

1 Base del rehabilitador.

2 Sujeción de la pieza H.

3 Pieza H.

4 Control de altura.

5 Vigas laterales.

6 Sujeción del movimiento.

7 Plancha superior.

8 Base del pie.

9 Actuador lineal.

3.5 SELECCIÓN DEL MEJOR MATERIAL

Para seleccionar el material para elaborar el dispositivo, se utilizó un programa de selección de materiales, con el fin de seleccionar diferentes materiales, teniendo en cuenta las características que debe tener el equipo, como se observa en la tabla 22.

Tabla 22: Características del dispositivo.

Función:	Realizar movimientos de dorsi flexión, plantar flexión, eversión e inversión del tobillo.	
Restricciones:	Obligatorias: Evitar deformación permanente. Pandeo. Rotura bajo esfuerzo. Oxidación.	Deseables: Minimizar Peso
Objetivo:	Minimizar costo.	
VARIABLES LIBRES:	Material, forma.	

3.5.1 Restricciones del dispositivo

Al utilizar un programa de selección materiales, se debe colocar limitantes, en este caso se inserto las propiedades necesarias para dispositivos médicos, como se observa en la tabla 23. Con el fin de escoger un pequeño grupo de materiales, de la gama que ofrece este programa, según las limitantes ingresadas.

Tabla 23: Propiedades recomendadas para los dispositivos médicos (Lema, 2015).

	Mínimo	Máximo	Unidades
Precio	1	80	Euro/kg
Resistencia a la tensión	250	550	Mpa
% de elongación	20	35	

3.5.2 Ingreso de las restricciones a un programa de selección de materiales

Para seleccionar el material, se procede a ingresar todas las propiedades que se consideraron necesarias para el dispositivo, como se puede ver en la figura 20.

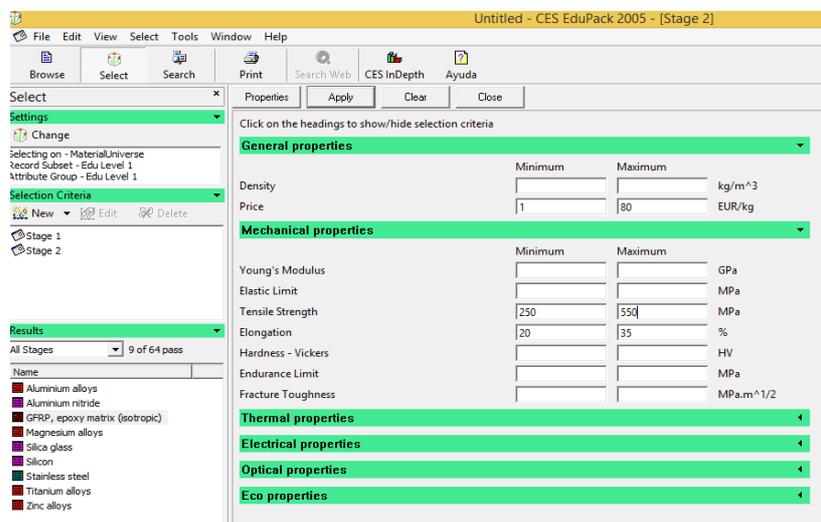


Figura 20: Panel frontal del programa de selección de materiales.

Al ingresar las propiedades al programa, este ofrece una gama de materiales a escoger, como se observa en la figura 21. Entonces se eliminan los materiales que no cumplan con las propiedades ingresadas, para tener un pequeño universo de materiales que si cumplan con las propiedades.

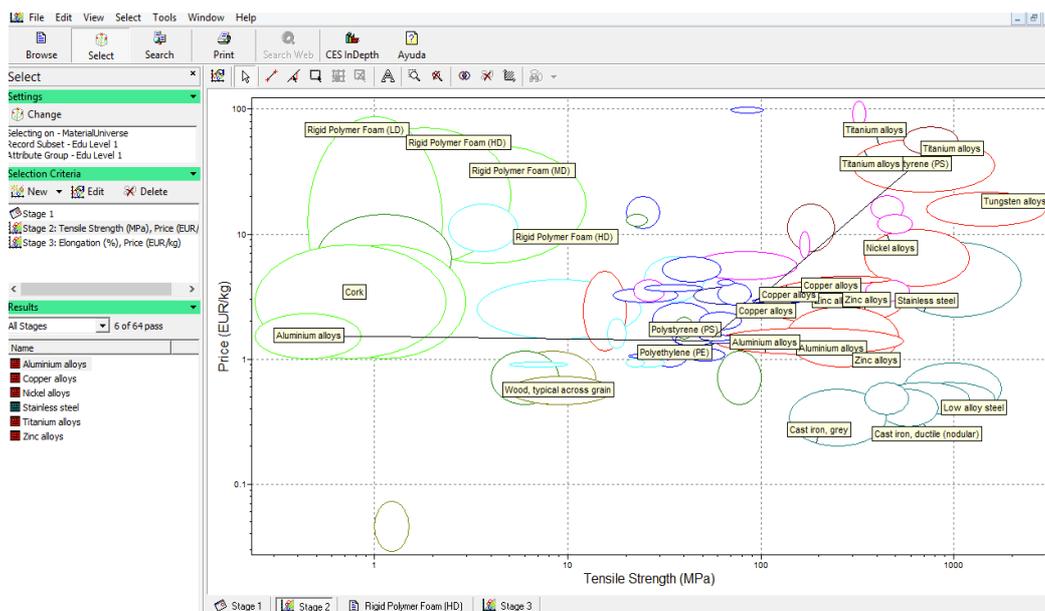


Figura 21: Gama de materiales a escoger.

3.5.3 Precio vs resistencia a la tracción

Esta gráfica se enfoca en el precio, ver en la figura 22. Se observa que el material más caro es la aleación de titanio, seguido por el acero inoxidable, la aleación de zinc y la aleación de aluminio.

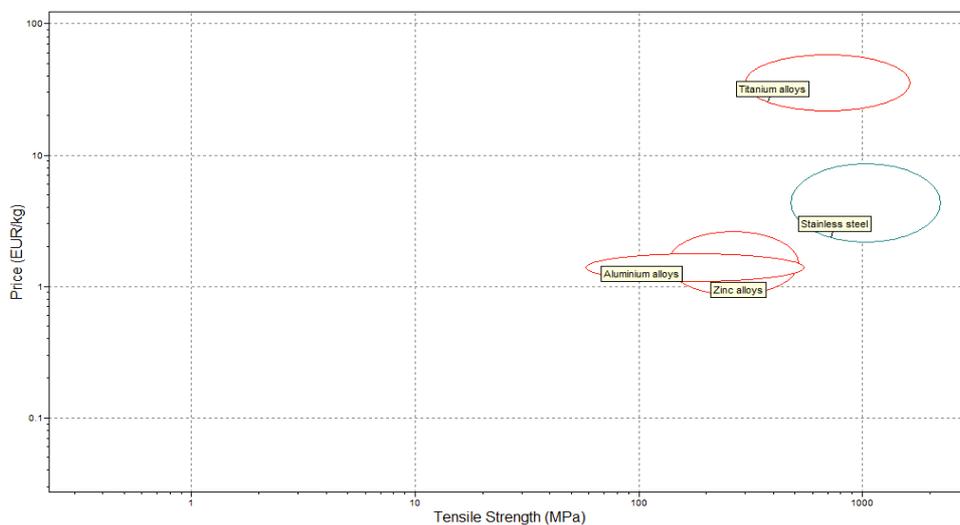


Figura 22: Precio vs resistencia a la tracción.

3.5.4 Precio vs elongación

Esta gráfica se enfoca en la elongación, ver en la figura 23. Se observa que el material, con más porcentaje de elongación es acero inoxidable, seguido por la aleación de aluminio, la aleación de titanio y la aleación de zinc.

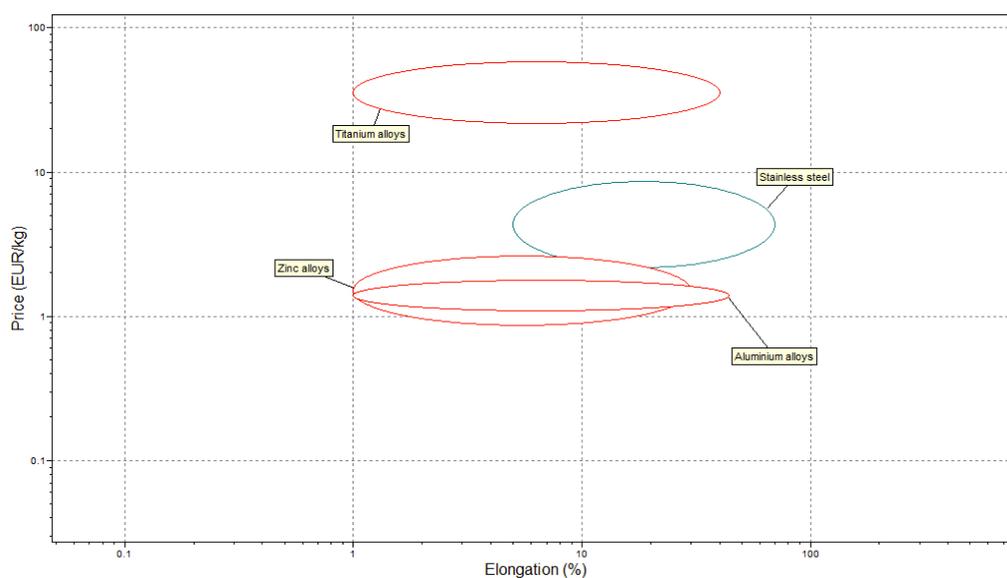


Figura 23: Precio vs elongación.

3.5.5 Resistencia a la tracción vs elongación

Esta gráfica se enfoca en la resistencia a la tracción, ver en la figura 24. Se observa que el material más resistente a la tracción es acero inoxidable, seguido por la aleación de titanio, la aleación de zinc y la aleación de aluminio.

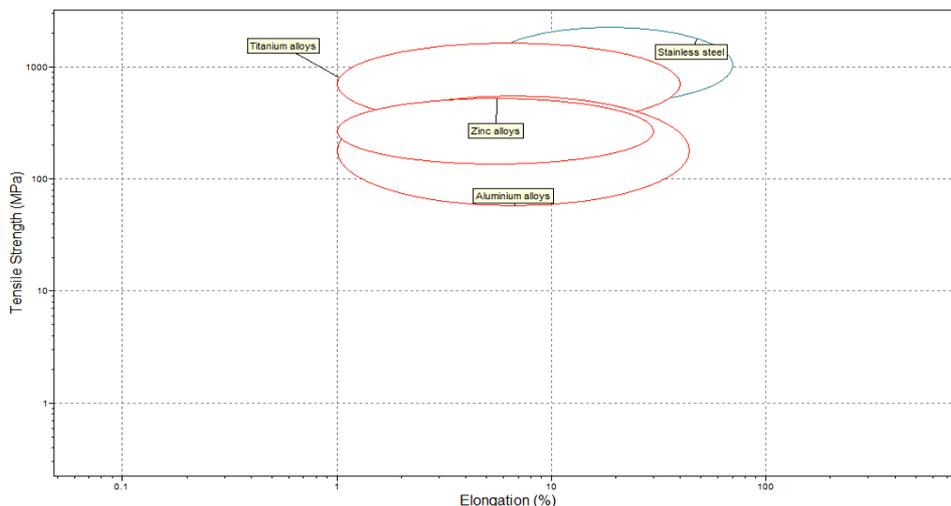


Figura 24: Resistencia a la tracción vs elongación.

A continuación en la tabla 24, se efectúa la tabulación de los materiales a escoger.

Para seleccionar el material, se asigna una valoración de (1 a 4), siendo 1 el mejor material y 4 el peor, entonces se realizara una sumatoria para seleccionar el material.

Tabla 24: Cuadro comparativo de los materiales para el rehabilitador.

Material	Precio vs resistencia a la tracción	Precio vs elongación	Resistencia a la tracción vs elongación	Total
Aleación de aluminio	4	2	3	9
Acero inoxidable	2	1	1	4
Aleación de zinc	3	4	3	10
Aleación de titanio	1	3	2	6

3.6 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Se observa en la tabla 24, que el acero inoxidable es el más óptimo para la construcción del dispositivo, comparando precio-resistencia a la tracción, precio-elongación, resistencia a la

tracción-elongación, pero por condiciones de diseño, también se utilizó un tubo mecánico ASTM A-513, una varilla cuadrada lisa ASTM A-36 y una plancha de acero inoxidable AISI-304. En la tabla 25, se muestran las propiedades de los materiales a utilizar.

Tabla 25: Propiedades de los materiales para elaborar el rehabilitador (Otero, 2017).

Material	Norma	Resistencia a la tensión (Mpa)	Resistencia a la fluencia (Mpa)	Elongación (%) en 50 mm
Tubo mecánico cuadrado	ASTM A 513	312	229	22
Tubo solido cuadrado	ASTM A 36	290	255	12
Plancha de acero inoxidable	AISI 304	510	206	30

3.7 SELECCIÓN DEL ACTUADOR

Para seleccionar el actuador, se realizó una valoración de la gama de actuadores vistas con anterioridad, para la cual se puso una calificación de bueno = 3, regular = 2 y malo = 1, según las características técnicas de cada actuador. Entonces se realizó una sumatoria, según las calificaciones asignadas, siendo el actuador con el valor más alto el escogido. En la tabla 26, se puede observar la tabulación realizada a cada actuador.

Tabla 26: Calificación de los actuadores

	Motores de corriente directa	Motores paso a paso	Servomotores	Actuadores lineales
Control de posicionamiento y velocidad.	regular	bueno	bueno	bueno
Respuesta rápida.	regular	regular	bueno	bueno
Exactitud en el movimiento.	regular	bueno	bueno	bueno
Disponibilidad en el país.	bueno	malo	malo	regular

Se reemplazan los valores obtenidos, como se puede ver en la tabla 27.

Tabla 27: Reemplazo de los valores para seleccionar el actuador

	Motores de corriente directa	Motores paso a paso	Servomotores	Actuadores lineales
Control de posicionamiento y velocidad	2	3	3	3
Respuesta rápida.	2	2	3	3
Exactitud en el movimiento.	2	3	3	3
Disponibilidad en el país.	3	1	1	2
Total	9	8	10	11

3.8 SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES MECÁNICOS

En la tabulación realizada, a los actuadores en tabla 27, se selecciono al actuador lineal para ser parte de dispositivo. Se emplearon 2 actuadores lineales, que están sujetos mediante, 4 pernos M6, para tener los 4 movimientos (plantar flexión-dorsiflexión, inversión-eversión). También se utilizó un tubo cuadrado mecánico ASTM A-513 en la parte de la base, en la pieza H, en la sujeción de la pieza H, en el control de altura y en las vigas laterales de sujeción. También una varilla cuadrada lisa ASTM A 36 en la sujeción del movimiento y una plancha de acero inoxidable AISI 304 en la pieza superior del movimiento.

3.9 SELECCIÓN DEL ACTUADOR DE GIRO

El actuador de giro seleccionado anteriormente, fue el actuador lineal. En la tabla 28, se puede ver las especificaciones técnicas del actuador.

Tabla 28: Especificaciones técnicas del actuador lineal

Especificación	Características
Tipo	XYDHA12-150
Entrada	DC 12 V
Carga	500 N-MAXI
Carrera	150 mm
Velocidad	20 mm/s
Frecuencia	20 %

3.10 SELECCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

3.10.1 Arduino®

El sistema de control utilizado, es una placa basada en un microcontrolador, como es el arduino, ver en la figura 25.

“Se trata de una plataforma de hardware libre. Cuenta con un circuito integrado mediante el cual se pueden grabar instrucciones. A su vez, estas instrucciones se escriben usando un lenguaje de programación, que permite al usuario establecer programas que interactúan con circuitos electrónicos. El arduino es una placa que tiene todos los elementos necesarios para conectar periféricos a las entradas y salidas de un microcontrolador” (Santillana, 2017).

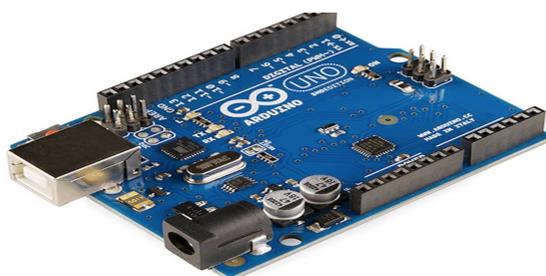


Figura 25: Arduino (Santillana, 2017).

3.10.2 Interfaz – usuario

Para la ejecución del sistema de control, se utilizó la aplicación MIT App Inventor, ver en la figura 26. Este es un entorno de desarrollo de software creado por Google®, para crear aplicaciones para el sistema operativo Android.

“El usuario puede de forma visual y a partir de un conjunto de herramientas básicas, ir enlazando una serie de bloques para crear la aplicación. El sistema es gratuito y se puede descargar fácilmente de la web. Las aplicaciones creadas con App Inventor están limitadas por su simplicidad, aunque permiten cubrir un gran número de necesidades básicas en un dispositivo móvil” (Wikipedia, 2018).

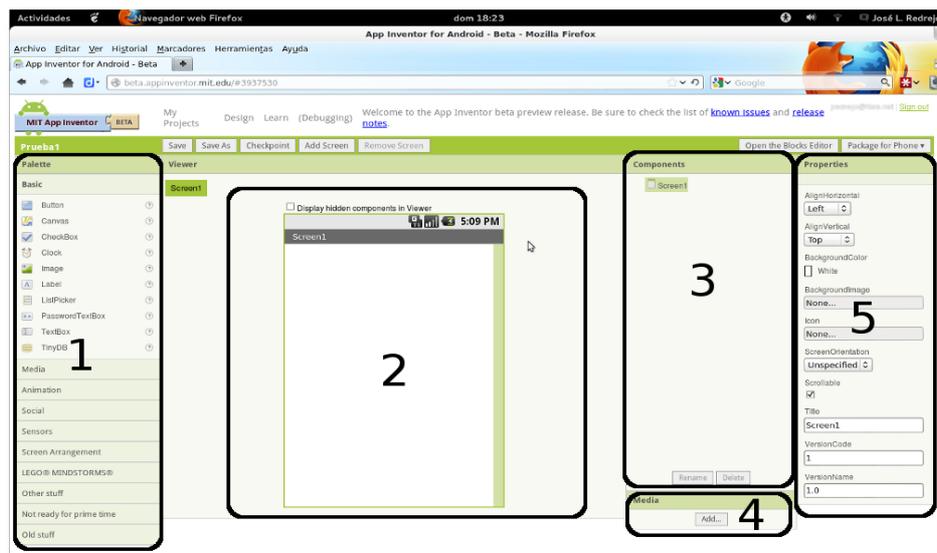


Figura 26: Interfaz-Mit app inventor (Wikipedia, 2018).

3.11 FUERZA DEL ACTUADOR, BASADO EN EL ÍNDICE DE MASA CORPORAL (IMC) MÁS ALTO DEL SER HUMANO

Las personas consideradas mayores de edad en el Ecuador, se encuentran entre 18-59 años. El mayor nivel de obesidad esta en este rango.

Los resultados de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (Ensanut 2011-2013), revelan una realidad poco alentadora sobre nuestra manera de alimentarnos. El informe señala que, 5,558,185 ecuatorianos de entre 19 y 59 años sufren de sobrepeso u obesidad. El problema también se repite en dos segmentos más de la población. El índice de masa corporal (IMC) se calcula teniendo en cuenta, la masa de la persona en kg, dividido para su altura en m². La Organización Mundial de la Salud (OMS), estipula rangos establecidos para conocer el IMC, según su estado nutricional la cual se detalla en tabla 29.

Tabla 29: Índice de masa corporal según el estado nutricional (Bioquimed, 2017).

Estado nutricional	Índice de masa corporal
Bajo Peso	18,5 o menos
Normal	18,5-24,9
Sobre-peso	25-29,9
Obesidad leve (Tipo I)	30-39,9
Obesidad leve (Tipo II)	35-39,9
Obesidad leve (Tipo III)	40 o mas

$$W = \text{IMC} \cdot L^2$$

$$W = 40 \cdot 1,9$$

$$W = 144,4 \text{ kgf} \cong 1414 \text{ N}$$

Donde:

W = Masa de una persona en condiciones extremas de obesidad.

IMC = Índice de masa corporal.

L = Altura de un ser humano.

El porcentaje de peso corporal de la pierna es el 16 % (Dra. Julieta Lumbano, 2018).

Entonces el peso de la pierna en condiciones extremas es de 226.24 N.

3.11.1 Peso de la plancha de acero inoxidable AISI 304

La plancha de acero inoxidable AISI 304 se utilizara para, la manufacturación de la base, donde se posicionara el pie en el rehabilitador. La plancha de acero inoxidable tendrá un espesor de 3 mm, un ancho de 0,35 m y una largo de 0,5 m, con una densidad de 7,93 g/cm³, por lo tanto el peso de la plancha seria de 40,4 N.

3.12 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL DISPOSITIVO

Al momento de realizar un diagrama de cuerpo libre, se deben conocer las fuerzas y cargas que actúan sobre el dispositivo.

3.13 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE (DCL) DE LA PIEZA SUPERIOR CON CARGAS GENERADAS POR LOS MOVIMIENTOS DE INVERSIÓN Y EVERSIÓN

Para determinar la fuerza que necesita el actuador lineal, para realizar los movimientos de inversión y eversión, se realizo un DCL de la pieza superior, donde se posiciona el pie, como se puede ver en la figura 27. Se procedió a tomar las medidas de un pie humano $bc = 9 \text{ cm}$, con un percentil de 5 %, dejando una pequeña holgura $ab, cd = 3 \text{ cm}$, el peso de la plancha es de 40,4 N.

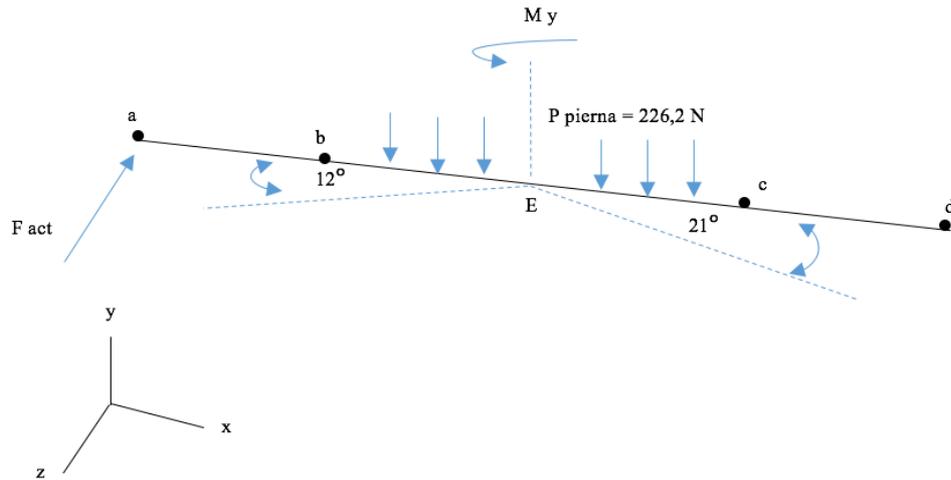


Figura 27: Diagrama de cuerpo libre (DCL), de la pieza superior.

3.13.1 Cálculo de la fuerza del actuador para realizar los movimientos de inversión y eversión del tobillo

$$ab = cd = 3 \text{ cm}$$

$$bc = 9 \text{ cm}$$

$$bE = Ec = 4,5 \text{ cm}$$

$$\text{Peso plancha} = 40,4 \text{ N}$$

$$P \text{ pierna} = 226,2 \text{ N}$$

$$P_{\text{total}} = \text{Peso plancha} + P \text{ pierna} = 266,6 \text{ N}$$

$$M = F \cdot d$$

$$-(F_{\text{act}} \cdot (ab + bE)) + P_{\text{total}} \cdot (bE) = 0$$

$$F_{\text{act}} = \frac{P_{\text{total}} \cdot (bE)}{(ab + bE)}$$

$$F_{\text{act}} = \frac{266,6 \text{ N} \cdot (4,5)}{(3 + 4,5)}$$

$$F_{\text{act}} = 159,9 \text{ N}$$

3.14 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE (DCL) DE LA BASE DEL PIE, CON CARGAS GENERADAS POR LOS MOVIMIENTOS DE DORSI FLEXIÓN Y PLANTAR FLEXIÓN

Para determinar la fuerza que necesita el actuador, para realizar los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión, se realizo un DCL de la base del rehabilitador, como se puede ver en la figura 28. Se procedió a tomar la medida de la planta del pie, al tobillo ($b = 7$ cm), con un percentil del 5 %, dejando una pequeña holgura de ($a = 10$ cm), para realizar los movimientos antes mencionados.

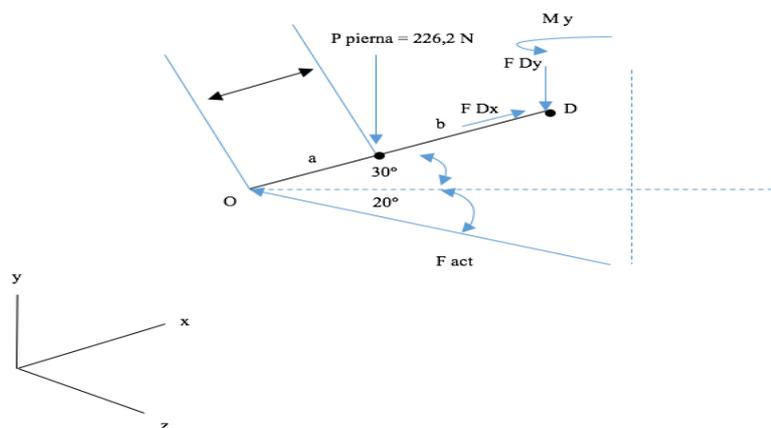


Figura 28: Diagrama de cuerpo libre (DCL), de la base del pie.

3.14.1 Cálculo de la fuerza del actuador para realizar los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión del tobillo

$$a = 10 \text{ cm}$$

$$b = 7 \text{ cm}$$

$$\varnothing = 30^\circ$$

$$\text{Peso plancha} = 40,4 \text{ N}$$

$$P \text{ pierna} = 226,2 \text{ N}$$

$$P_{\text{total}} = \text{Peso plancha} + P \text{ pierna} = 266,6 \text{ N}$$

$$M = F \cdot d$$

$$(226,2 \text{ N} \cdot 6,5 \text{ cm}) - F_{\text{act}} \cdot \cos 20^\circ \cdot (9,17 \text{ cm}) - F_{\text{act}} \cdot \sin 20^\circ \cdot (15,9 \text{ cm}) = 0$$

$$F_{\text{act}} (8,6 + 5,4) = 1470,3 \text{ N}$$

$$F_{act} = 105 \text{ N}$$

Por lo tanto, la fuerza que debe ejercer el actuador debe ser mayor a 159,9 N

3.15 REACCIONES EN LOS DIFERENTES PUNTOS DE LA PIERNA

3.15.1 Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano

La ubicación del centro de masa, es de suma importancia para el diseño del dispositivo, se pueden ver los diferentes centros de masa de un cuerpo humano, en la figura 29. “El centro de masa se define como la posición promedio de centro de gravedad de todas las fuerzas, todas las partículas de masa que forman el cuerpo” (Juliana, 2016).

En la tabla 30 se puede ver el centro de masa en la pierna.

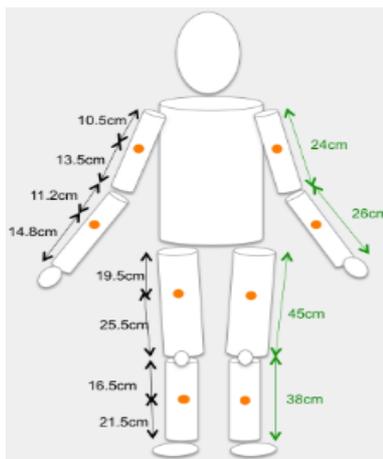


Figura 29: Centros de masa en las diferentes partes del cuerpo humano (Juliana, 2016).

Tabla 30: Centro de masa en la pierna (Juliana, 2016).

Centro de masa	Cálculos
CM_proximal	$0.433 \cdot 38 \text{ cm} = 16,5 \text{ cm}$
CM_distal	$0.567 \cdot 38 \text{ cm} = 21,5 \text{ cm}$

Se debe entender que, el centro de masa proximal y el centro de masa distal, son dimensiones para conocer el centro de masa de alguna extremidad del cuerpo humano, en este caso se utilizó para encontrar el centro de masa de la pierna, con un percentil del 5 %.

3.15.2 Diagrama de cuerpo libre (DCL) de la pierna

El diagrama de cuerpo libre de la pierna, como se puede ver en la figura 30. Se efectuara para conocer las diferentes reacciones de la pierna, al estar apoyada en el soporte del dispositivo. Posterior a esto, las reacciones obtenidas se aplicaran al dispositivo en el CAD, para realizar la simulación y el análisis de elementos finitos.

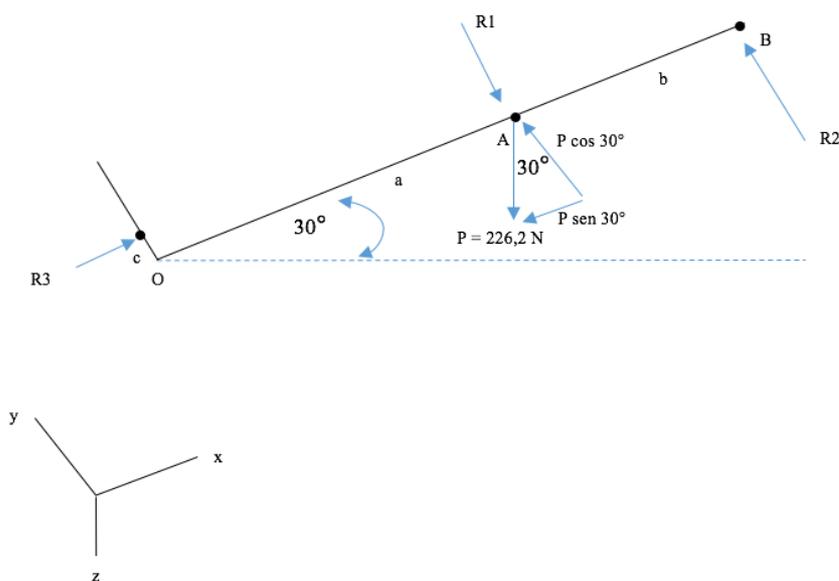


Figura 30: Diagrama de cuerpo libre (DCL) de la pierna, según su centro de masa.

3.14.3 Cálculos de las reacciones que se generan al colocar la pierna en el dispositivo

$$a = 21,5 \text{ cm}$$

$$b = 16,5 \text{ cm}$$

$$c = 2 \text{ cm}$$

$$P = 226,2 \text{ N}$$

$$\theta = 30^\circ$$

$$\Sigma F_x : R3 - P \cdot \text{sen } 30 = 0$$

$$R3 = P \cdot \text{sen } 30 = 113,1 \text{ N}$$

$$\Sigma F_y : R_2 + P \cdot \cos 30 - R_1 = 0$$

$$R_2 - R_1 = -P \cdot \cos 30$$

$$R_2 - R_1 = -195,9 \text{ N}$$

$$\Sigma M_0 : -R_1 \cdot (a) + R_2 \cdot (a + b) + P \cos 30 \cdot (a) = 0$$

$$-R_1 \cdot (21,5 \text{ cm}) + R_2 \cdot (39 \text{ cm}) = -4211,7 \text{ N cm}$$

$$\mathbf{R_1 = 195,9 \text{ N}}$$

$$\mathbf{R_2 = 0 \text{ N}}$$

$$\mathbf{R_3 = 113,1 \text{ N}}$$

3.16 CURVA DE CONVERGENCIA

Se establecen los componentes que se trazaran tras haber ejecutado satisfactoriamente un estudio estático, en este caso se realizo el mallado para todo el dispositivo ensamblado, para realizar la gráfica, se va hacer la relación entre el número de nodos por elemento vs la máxima tensión de von Mises [Mpa]. En la tabla 31, se pueden ver los resultados del análisis de convergencia.

Tabla 31: Resultados del análisis de convergencia.

Número de mallas	Número de nodos por elemento	Máxima tensión de von Mises [Mpa]	Error con la iteración anterior (%0)
1	4	27,40	0
2	6	40,72	48,6
3	8	39,62	2,7
4	10	39,70	0,2
5	16	39,65	0,13

A continuación se realizó una gráfica, comparando el número de nodos por elemento vs la máxima tensión de von Mises, como se observa en la figura 31. Debido a que los elementos son tipo “p”, la convergencia se obtiene incrementando el grado del polinomio de interpolación

del elemento, en lugar de incrementar el número de elementos, como en el caso de los elementos tipos “h”. Se observa convergencia a partir de la tercera malla, por lo tanto se ejecuta la simulación con esa malla.

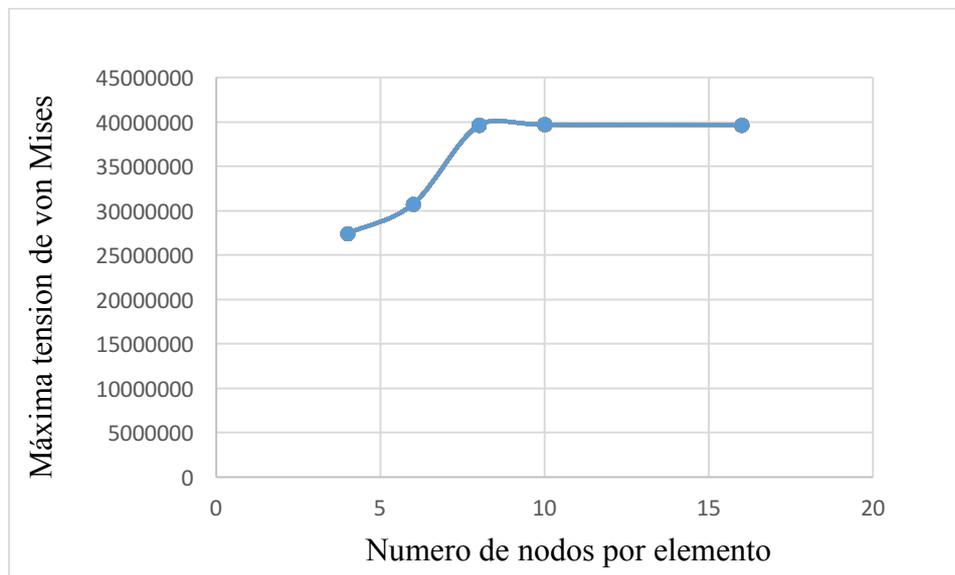
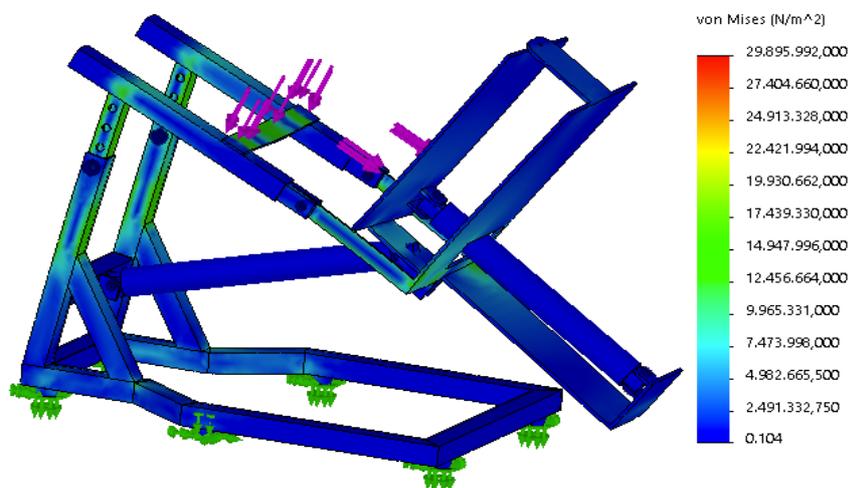


Figura 31: Curva de convergencia.

3.17 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

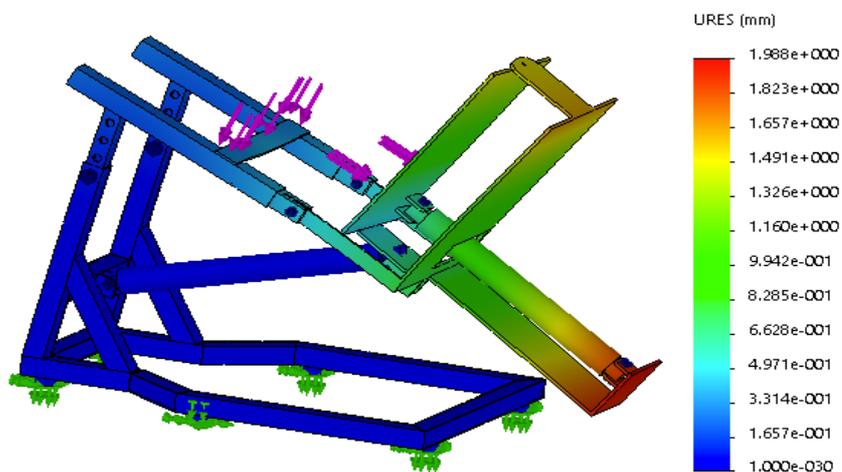
3.17.1 Tensiones

La tensión de von Mises máxima, en el rehabilitador pasivo, para una persona con un Índice de masa corporal de 40, es de 29,89 Mpa. Se observa, que el esfuerzo máximo se da en la parte del control de altura, donde se encuentra montado las vigas laterales.



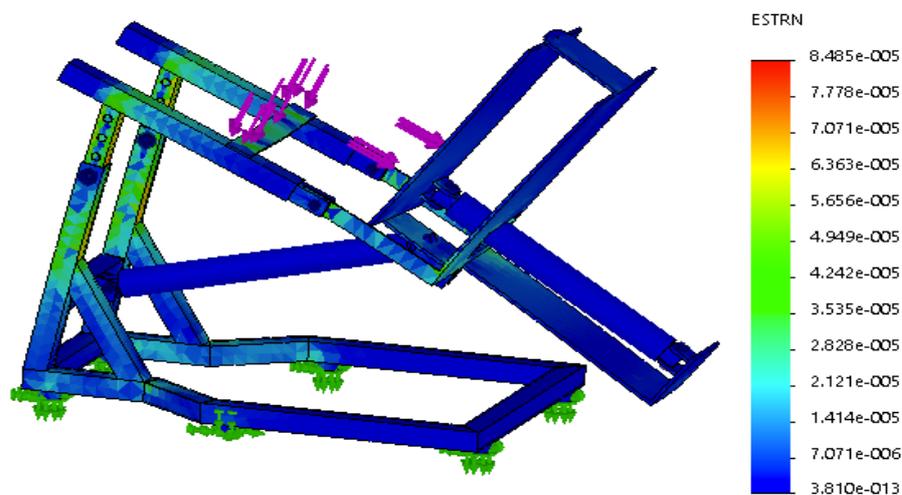
3.17.2 Desplazamientos

El desplazamiento máximo, según la simulación en el rehabilitador pasivo es de 1,97 mm. Este desplazamiento es considerado mínimo, por lo tanto el dispositivo va a soportar las cargas aplicadas sin ningún problema.



3.17.3 Deformación unitaria

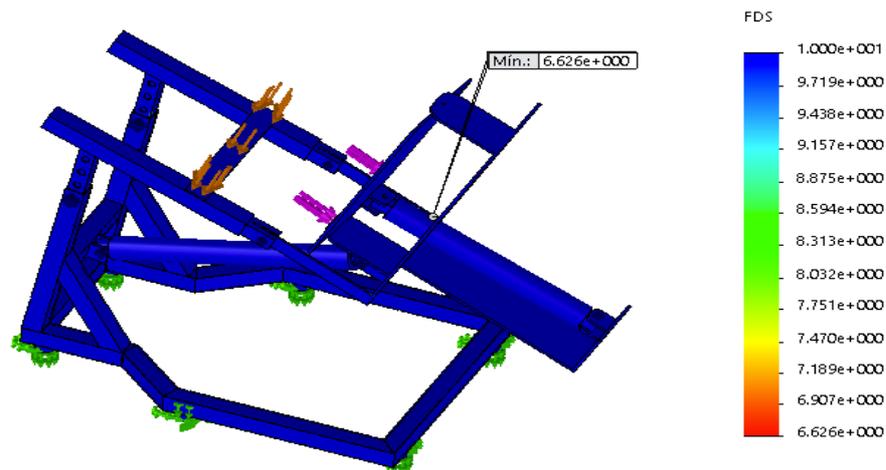
La deformación unitaria máxima, según la simulación en el rehabilitador pasivo es de $8,485 \cdot 10^{-5}$. Es considerada una deformación mínima, pues se utilizó materiales dúctiles para la elaboración del dispositivo, capaces de soportar grandes cargas axiales.



3.17.4 Factor de seguridad (FS)

El factor de seguridad mínimo según la simulación en el rehabilitador pasivo es de 6.62.

El FS considerado aceptable, debe ser mayor o igual a 1, con esto se asegura que el dispositivo no falle en ninguna parte de su estructura. Por lo tanto el FS obtenido, se podría bajar, teniendo en cuenta el margen considerado aceptable.



3.18 PLANOS MECÁNICOS

El dibujo mecánico, se emplea en la representación de piezas o partes de máquinas, vehículos, grúas etc. “Los planos que representan un mecanismo simple o una máquina formada por un conjunto de piezas, son llamados planos de conjunto, y los que representa un sólo elemento, plano de pieza” (Interpretación de planos mecánicos, 2017).

3.19 PLANOS ELÉCTRICOS

Los planos eléctricos son utilizados para, conocer la manera de instalar dispositivos electrónicos o elementos eléctricos. “Un plano eléctrico es la representación de los diferentes circuitos que componen y definen las características de una instalación eléctrica y donde se detallan las particularidades de los materiales y dispositivos existentes” (Tecnología, 2012).

3.20 CONSTRUCCIÓN DE LA PARTE MECÁNICA

3.20.1 Base del rehabilitador

En la figura 32, se puede observar la base del rehabilitador, manufacturado con un tubo mecánico cuadrado AST 513 de (25 x 25 x 1,5) mm.



Figura 32: Base de rehabilitador

3.20.2 Control de altura del rehabilitador

En la figura 33, se puede observar el control de altura del rehabilitador, manufacturado con un tubo mecánico cuadrado AST 513 de (20 x 20 x 1,2) mm.



Figura 33: Control para la altura

3.20.3 Base del pie del rehabilitador

En la figura 34, se puede observar la base donde se coloca el pie, manufacturado con una plancha de acero inoxidable AISI 304 de (0,5 m x 0,35 m x 3 mm).



Figura 34: Base del pie

3.21 CONSTRUCCIÓN DE LA PARTE ELÉCTRICA

Para la elaboración del sistema de control se utilizó la placa Arduino Mega 2560, con el fin de controlar los actuadores lineales DC seleccionados anteriormente. Esta placa tiene puertos digitales PWM, que pueden ser utilizados como entradas o salidas y permiten controlar este tipo de motores. También se utilizó un driver DC Mosfet irf 3205 3, que cuenta con una corriente nominal de 10 A y pico de 30 A, que permite realizar la comunicación entre el Arduino 2560 y los actuadores lineales. A continuación en la figura 35, se presenta el diagrama de conexiones del dispositivo.

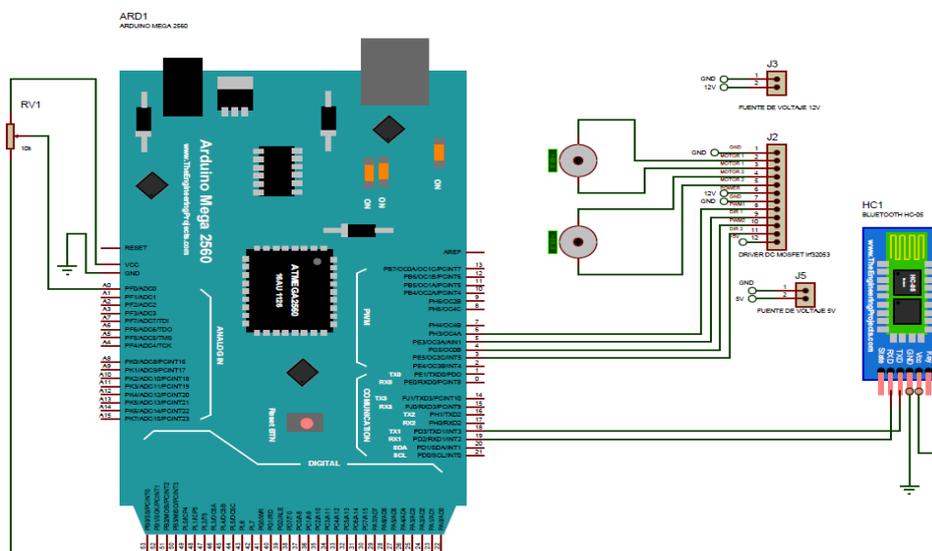


Figura 35: Diagrama de conexiones.

Mediante este sistema de control utilizado, se logra tener un fácil manejo del dispositivo, pues cuenta con una comunicación por medio de bluetooth, que permite al usuario manejar el dispositivo desde su propio celular. Los actuadores lineales trabajan directamente conectados al driver-Mosfet 3205 3, este permite el control independiente de los dos motores DC. La alimentación de voltaje, tanto para el Arduino 2560 y el driver, se realizó mediante una fuente externa de 12 v a 10 A. Con esto se logra realizar el control del dispositivo.

3.22 ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO

3.22.1 Costos de insumos de la parte mecánica

En la tabla 32, se pueden ver los gastos efectuados en el rehabilitador en su parte mecánica.

Tabla 32: Elementos mecánicos del dispositivo.

Cantidad	Descripción	Valor Unitario (USD)	Total
6	Pernos M 6,5	0,30	1,8
6	Tornillos M 6,5	0,30	1,8
2	Pernos M 4	0,25	0,5
2	Tornillos M 4	0,25	0,5
-	Tubo mecánico cuadrado ASTM 513	11	11
-	Varilla cuadrada lisa ASTM A 36	9	9
-	Plancha inoxidable AISI 304	40	40
TOTAL (USD)			64,6

3.22.2 Costos de insumos de la parte electrónica

En la tabla 33, se pueden ver los gastos efectuados en el rehabilitador en su parte electrónica.

Tabla 33: Elementos electrónicos del dispositivo

Cantidad	Descripción	Valor Unitario (USD)	Total
1	Arduino mega 2560	20	20
2	Actuadores lineales	150	300
1	Driver DC Mosfet irf 3205 3	55	55
1	Fuente de voltaje 12 V	30	30
TOTAL (USD)			405

3.22.3 Costo total de insumos

En la tabla 34, se pueden ver los gastos de insumos que se realizaron en el rehabilitador, tanto en la parte mecánica, como en la parte electrónica.

Tabla 34: Costo total de insumos.

Tipo de insumos	Costos de insumos
Costo total de la parte mecánica.	64,6
Costo total de la parte electrónica.	405
TOTAL (USD)	469,6

3.22.4 Costo de mano de obra

En la tabla 35, se puede ver el costo de mano de obra que se realizó en el rehabilitador.

Tabla 35: Horas empleadas en el proyecto.

Horas	Actividad	Precio x Hora (USD)	Total
50	Construcción de la parte electrónica	6	300
40	Construcción de la parte mecánica	5	200
TOTAL (USD)			500

3.22.5 Costo total de proyecto

En la tabla 36, se puede ver el gasto total que se realizó en el rehabilitador.

Tabla 36: Costo total del proyecto.

Descripción	Costos
Costo total de insumos	469,6
Costo total de mano de obra	500
TOTAL (USD)	969,6

El precio total para la elaboración del dispositivo se considero bajo, a comparación de otros rehabilitadores comerciales, que son exportados de otros países, y precio oscila entre 5062,4 y 5500 dólares, sin contar con el costo de envío.

3.23 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Las diferentes pruebas de funcionamiento se realizaron durante 3 días en el departamento de terapia física del Hospital General San Vicente de Paul (HSVP), en la cual se escogió pacientes al azar de diferente estatura, peso y género, como se puede ver en la tabla 37. En una primera parte se efectuaron las pruebas de funcionamiento para los movimientos de plantar flexión y dorsiflexión, como se puede ver en la tabla 38. Después se efectuaron las pruebas de funcionamiento para los movimientos de inversión e eversión, como se puede ver en la tabla 39.

Tabla 37: Características del usuario

Nro.	Estatura (m)	Masa (kg)	Género
1	1.70	80	Masculino
2	1.65	75	Masculino
3	1.55	70	Femenino
4	1.60	65	Masculino
5	1.65	60	Femenino

Tabla 38: Pruebas de funcionamiento para el movimiento de plantar flexión y dorsiflexión del tobillo con carga.

Nro.	Intensidad	Velocidad (mm/s)	Repeticiones	Valoración
1	Baja	3	5	Bien
2	Baja	3	5	Bien
3	Media	3	5	Bien
4	Media	3	5	Bien
5	Alta	3	5	Bien
6	Alta	3	5	Bien

Fuente (propia)

Tabla 39: Pruebas de funcionamiento para el movimiento de inversión e eversión del tobillo con carga.

Nro.	Intensidad	Velocidad (mm/s)	Repeticiones	Valoración
1	Baja	3	5	Bien
2	Baja	3	5	Bien
3	Media	3	5	Bien
4	Media	3	5	Bien
5	Alta	3	5	Bien
6	Alta	3	5	Bien

Fuente (propia)

Mediante la prueba de funcionamiento del dispositivo, la fisioterapeuta encargada supo manifestar que, el dispositivo es muy provechoso para los usuarios, pues les permite realizar la terapia física de una manera más cómoda y segura, ya que el dispositivo cuenta con un sistema de control que permite, el manejo de los movimientos del tobillo, más no de su velocidad y sus repeticiones, pues estas son constantes.

La fisioterapeuta supo indicar que, sería conveniente aumentar un rango de velocidades y de repeticiones en el sistema de control, ya que las diferentes patologías que presentan en el tobillo, varían según el paciente.

3.24 MANUAL DE USURIO

El manual de usuario del dispositivo, fue realizado con la finalidad de proporcionarle al terapeuta una guía para utilizar el dispositivo. En dicho manual, se detallan todos los pasos a seguir para manejar el dispositivo, como se puede ver en el anexo 8.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- Para el diseño del dispositivo se tuvo en cuenta las medidas antropométricas del cuerpo humano, con el fin de establecer medidas para el diseño del dispositivo. También se utilizó un percentil del 5%, para lograr que el dispositivo satisfaga las necesidades del usuario.
- Al momento de realizar la simulación del rehabilitador en el software CAD, se utilizaron diversos números de mallas (1, 2, 3, 4, 5), donde se pudo comparar la máxima tensión de von Mises, con el número de nodos por elemento. Se observó mediante una gráfica que la simulación es correcta, pues a partir de la 3era malla, en el nodo 8 y su máxima tensión de von Mises en 40 Mpa, la curva empezó a converger, entonces realizó la simulación con esa malla.
- La etapa de funcionamiento se realizó en el Hospital San Vicente de Paul (HSVP), donde se escogió 10 pacientes al azar, para realizar la terapia física del tobillo. Donde el fisioterapeuta encargado supo manifestar que, el sistema de control es muy complejo, se podría mejorar esto haciendo un panel de control más sencillo, también se debe tener cuidado al momento de realizar los movimientos del tobillo, pues comienza con una amplitud normal del movimiento, pero no termina con la amplitud la cual inicia.
- Al momento de trasladar el dispositivo de un lugar a otro, se evidenció que el peso del dispositivo no es el adecuado, se podría mejorar esto utilizando materiales más ligeros, como la aleación de titanio, la aleación de zinc etc.

4.2 RECOMENDACIONES

- Para tener una rehabilitación más precisa al momento de realizar los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, inversión e eversión, se podría implementar sensores de posición al final de cada carrera.
- Para un mejor manejo del dispositivo, se podría implementar un control PID realizado en Matlab, con la finalidad de evitar las perturbaciones que se generan al colocar el pie en el dispositivo.
- Para tener una mejor estructura para el diseño, se debe realizar un estudio más adecuado de selección de materiales. Con el fin de tener un dispositivo, con un peso menor y fácil de transportar, ya que estudios realizados demuestran que, el peso límite recomendable para un levantamiento ideal de un objeto es de 23 kg, pudiendo llegar hasta 25 kg.
- En la parte del control de altura, se podría incrementar más niveles, pues el dispositivo cuenta con 3 niveles, lo recomendable sería poner 5 o 6.
- También, sería provechoso tener un rango de velocidades y repeticiones a escoger, pues las patologías que se presentan en el tobillo, varían según el paciente.

4.3 REFERENCIAS

- Abu-Dakka, F. J. (2015). *Rehabilitación de tobillo mediante aprendizaje y adaptación de trayectorias*. Madrid, Bilbao: Robotics Lab., Universidad Carlos III de Madrid.
- Aguilera, J. (04 de 21 de 2015). Huella plantar, biomecánica del pie y del tobillo. *Instituto Internacional de Ciencias del Ejercicio Físico y Salud*, pág. 5.
- Andrés Blanco Ortega^{1*}, R. F.-V. (2013). *Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo*. Mexico, Cuernavaca: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CeNIDeT). Coordinación de Mecatrónica. .
- Byron Zurita, A. R. (2 de 02 de 2018). *Diseño mecánico de un sistema de robots paralelos tipo delta para rehabilitación de tobillo*. Obtenido de https://www.researchgate.net/publication/324485636_DISEÑO_MECÁNICO_DE_UN_SISTEMA_DE_ROBOTS_PARALELOS_TIPO_DELTA_PARA_REHABILITACIÓN_DE_TOBILLO
- Cerón, G. G. (01 de 12 de 2016). *Rehabilitadores de tobillo*. Obtenido de DISPOSITIVO BIOMÉDICO DESTINADO A LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO POR MEDIO DE MOVIMIENTO PASIVO: https://wwwoptica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_012_E.pdf
- Docplayer. (02 de 09 de 2012). *Motores paso a paso*. Obtenido de Tutorial sobre motores paso a paso: <https://docplayer.es/71749853-Los-motores-paso-a-paso-son-ideales-para-la-construccion-de-mecanismos-en-donde-se-requieren-movimientos-muy-precisos.html>
- Dra. Julieta Lumbano, D. M. (2018). Peso de distintas partes del cuerpo. *Salud y algo mas*, 7.
- ELIZA, R. P. (2013). *Aplicación de acupuntura en esguince de tobillo a jóvenes deportistas que asisten a la Federación Deportiva de Imbabura durante el periodo 2012-2013*. Ibarra: UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.

Fisioterapia salud y bienestar. (2018). Esguince de tobillo. *FISIOTERAPIA SALUD Y BIENESTAR*, 5.

Fisioterapia. (11 de 6 de 2018). *Esguince de tobillo*. Recuperado el 8 de 2 de 2018, de Fisioterapia:<https://www.fisioterapia-online.com/articulos/cuatro-consejos-para-curar-bien-un-esguince-de-tobillo>

GARCIA, A. G. (2008). *Rehabilitador Para Tobillo Por Movimiento Pasivo(Automatizado)*. Obtenido de Rehabilitador Para Tobillo Por Movimiento Pasivo(Automatizado): <http://tesis.ipn.mx/jspui/bitstream/123456789/532/1/Rehabilitador%20para%20tobillo>

Godoy, J. I. (2012). *Robot Paralelo para la Rehabilitación de Tobillo*. México, Morelos: Institutos tecnológicos.

González, A. G. (16 de 2 de 2016). Panamá hitek. *Panamá hitek*, 4.

Guzmán Valdivia C. H., C. E. (2014). *Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot*. México, Morelos: Universidad Politécnica de Zacatecas (UPZ).

Interpretación de planos mecánicos. (8 de 8 de 2017). Obtenido de Definición de los planos mecánicos: <http://www.portalaprende.co/LPRecursos/MaterialDidactico/DibujoTecnico/Pdf/GeneralidadesPlano.pdf>

Juliana, U. P. (16 de 02 de 2016). Biomecánica. *Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano*, pág. 4.

Kapandji. (2006). Fisiología articular 2. En Kapandji, *Fisiología articular 2* (pág. 349). Madrid: Editorial médica panamericana.

Lema, J. (05 de 05 de 2015). Trabajo de grado Universidad Técnica del Norte. *Mecanismo de articulacion de rodilla para prototipo de prótesis externa biomecatrónica*. Obtenido de Mecanismo de articulacion de rodilla para prototipo de prótesis externa biomecatrónica.

- Linak. (4 de 12 de 2018). *Linak*. Obtenido de Linak: <http://www.linak.es/about/?id3=4283>
- MOVERICA. (2018). Motores eléctricos DC. *MOVERICA*, 12.
- Nephew, S. &. (s.f.). *Rehabilitador de tobillo-Kinetec 5190*. París, Francia: leardership and worldwide.
- Otero, A. (01 de 01 de 2017). Propiedades mecánicas. *Soluciones industriales*, 170.
- Padilla, F. (27 de 11 de 2018). La fisioterapia a través de la historia. *PADILLA fisioterapia*, 2.
Recuperado el 20 de enero de 2018
- Robótica fácil. (31 de 07 de 2018). *Motor paso a paso*. Obtenido de Super robótica: <http://www.superrobotica.com/s330300.htm>
- Roig, J. (23 de 12 de 2013). Esguinces de tobillo. (J. Roig, Ed.) *Terapias manuales*, pág. 3.
- Rut Barenys, L. M. (2005). *Soporte para la rehabilitación del tobillo*. Obtenido de <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-temprana/ferulas-splints-ortesis.pdf>
- Ruth Guzmán, A. L. (2017). *Universidad Nacional Autónoma de México*. Obtenido de Diseño de un rehabilitador mecatrónico para esguince de tobillo: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/14051/Tesis.pdf?sequence=1>
- Santillana. (02 de 14 de 2017). Blog de empleabilidad y emprendimiento. *¿Qué es la programación en arduino y para que sirve?*, pág. 4.
- Tecnología. (15 de 08 de 2012). *Tecnología*. Obtenido de Planos de electricidad: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/planos-de-electricidad.html>
- Tobillo, T. d. (3 de 12 de 2007). *Vitonica*. Obtenido de El esguince de tobillo: <https://www.vitonica.com/lesiones/el-esguince-de-tobillo-i-que-es-y-tipos-segun-gravedad>

- Valdivia, C. H. (2014). Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot. *redalyc*, 7.
- Vicente, V. (2017). Pie y tobillo. *Carmides*, 4.
- Viñas, I. (22 de 11 de 2015). *Tobillo y pie*. Obtenido de Ejes del movimiento de tobillo y pie: <https://tobilloypie.wordpress.com/2015/11/22/ejes-del-movimiento-de-tobillo-y-pie/>
- Voegeli, A. V. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista española de reumatología*, 29.
- Wikipedia. (22 de 11 de 2018). *Motor de corriente continua*. Obtenido de Wikipedia: https://es.wikipedia.org/wiki/Motor_de_corriente_continua
- Wikipedia. (25 de 11 de 2018). *Mit app inventor*. Obtenido de Wikipedia: https://es.wikipedia.org/wiki/App_Inventor
- Zelnik, J. P.-M. (1996). Julius Panero-Martin Zelnik. En L. d. inferiores, *Las dimensiones humanas en los miembros inferiores* (pág. 318). México, Naucalpan: Ediciones G. Gili, S.A. de C.V.

ANEXOS

ANEXO 1. TUBO MECÁNICO CUADRADO



TUBO MECÁNICO CUADRADO

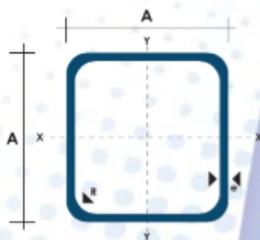


Especificaciones Generales

Calidad	ASTM A-513
Recubrimiento	Negro o Galvanizado
Largo Normal	6.00 m
Otros Largos	Previa Consulta
Dimensiones	Desde 1/2" a 2"
Espesor	Desde 0.80 mm a 1.50 mm

NOMENCLATURA

A=	Área de la selección transversal del tubo, cm ²
I=	Momento de inercia de la sección, cm ⁴
W=	Módulo resistente de la sección, cm ³
i=	Radio de giro de la sección cm



Dimensiones			Área	Ejes X-Xe Y-Y		
A mm	Espesor mm (e)	Peso Kg/m	Área cm ²	I cm ⁴	W cm ³	i cm ³
12	0.8	0.30	0.37	0.09	0.14	0.48
12	1.0	0.37	0.50	0.11	0.18	0.47
15	0.8	0.36	0.45	0.15	0.20	0.58
15	1.0	0.45	0.61	0.20	0.26	0.57
20	0.8	0.49	0.61	0.38	0.38	0.79
20	1.0	0.60	0.83	0.50	0.50	0.77
20	1.2	0.72	0.90	0.53	0.53	0.77
20	1.5	0.88	1.05	0.58	0.58	0.74
25	0.8	0.61	0.77	0.61	0.61	0.99
25	1.0	0.76	1.05	0.80	0.80	0.98
25	1.2	0.90	1.14	0.87	0.87	0.97
25	1.5	1.12	1.35	0.97	0.97	0.95
30	0.8	0.74	0.93	0.89	0.89	1.19
30	1.0	0.92	1.27	1.18	1.18	1.18
30	1.2	1.09	1.38	1.28	1.28	1.18
30	1.5	1.35	1.65	1.47	1.47	1.15
40	0.8	0.99	1.25	1.61	1.61	1.60
40	1.0	1.23	1.71	2.16	2.16	1.59
40	1.2	1.47	1.86	2.34	2.34	1.59
40	1.5	1.82	2.25	2.74	2.74	1.56
50	1.2	1.84	2.34	3.72	3.72	1.99
50	1.5	2.29	2.85	4.42	4.42	1.97

TUBERÍA

ANEXO 2. PERFILES LAMINADOS

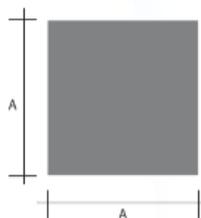


PERFILES LAMINADOS

Especificaciones Generales

Calidad	ASTM A36
Otras calidades	Previa Consulta
Largo normal	6.00m
Otros largos	Previa Consulta
Acabado	Natural
Otro acabado	Previa Consulta

VARILLA CUADRADA LISA



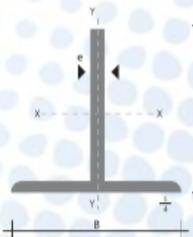
Denominación	Lado		Peso		Área
	A	kg/m	kg/6m	cm2	
VCU 5/16	8.0	0.57	3.41	0.72	
VCU 3/8	9.0	0.64	3.83	0.81	
VCU 1/2	11.0	0.95	5.70	1.21	
VCU 5/8	15.0	1.77	10.60	2.25	
VCU 3/4	18.0	2.54	15.26	3.24	
VCU 24,5	24.5	4.72	28.30	6.00	

VARILLA REDONDA LISA



Denominación	Diámetro		Peso		Área
	D	kg/m	kg/6m	cm2	
VRL 5,5	5.5	0.34	2.04	0.43	
VRL 8	8.0	0.50	2.96	0.63	
VRL 10	10.0	0.62	3.70	0.79	
VRL 12	12.0	0.89	5.33	1.13	
VRL 15	15.0	1.39	8.32	1.77	
VRL 18	18.0	2.00	11.98	2.55	
VRL 22	22.0	2.98	17.90	3.80	
VRL 24,5	24.0	3.70	22.20	4.71	

TEES



Denominación	Dimensiones			Peso		Área
	mm			kg/m	kg/6m	cm2
	A	B	e			
TEE 20X3	20	20	3	0.90	5.40	1.15
TEE 25X3	25	25	3	1.19	7.14	1.52
TEE 30X3	30	30	3	1.41	8.48	1.80

PERFILES

ANEXO 3. PLANCHAS DE ACERO INOXIDABLE

ACERO INOXIDABLE



PLANCHAS ACERO INOXIDABLE

Norma: AISI 304

Especificaciones Generales

DESCRIPCIÓN DE ACUERDO A NORMA	JIS	SUS 304
	ASTM	304
	DIN	4301



ESPEORES desde 0.40-15mm

DIMENSIONES 1220 x 2440mm (estándar)

1220 x otros largos (especial)

Descripción: Acero inoxidable aleado al cromo y níquel, muy resistente a la corrosión intergranular y a los ataques químicos del medio ambiente. Posee una buena resistencia a la corrosión del agua, ácidos y soluciones alcalinas si se emplea con superficie pulida a espejo. Se la puede encontrar con acabado ASTM 2B y 1.

COMPOSICIÓN QUÍMICA (%)

C Max	Si Max	Mn	P Max	S Max	Ni	Cr	Mo	Otros
0,08	1	2	0,04	0,03	8 - 10,5	18 - 20	XX	XX

PROPIEDADES MECÁNICAS

RESISTENCIA MECÁNICA		PUNTO DE FLUENCIA		Elongación % Min.	PRUEBAS DE DUREZA (MAX)	
Kg/mm ²	Psi	Kg/mm ²	Psi		ROCKWELL B	VICKERS
49	69500	18	25500	40	81,7	160

Norma: AISI 201

Especificaciones Generales

DESCRIPCIÓN DE ACUERDO A NORMA	JIS	SUS 201
	ASTM	201
	DIN	XXX



ESPEORES desde 0.70-3mm

DIMENSIONES 1220 x 2440mm (estándar)

1220 x otros largos (especial)

www.dipacmanta.com

ANEXO 4. FICHA DE DATOS DEL ARDUINO MEGA 2560

1 Arduino Mega2560

**Overview**

The Arduino Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560 ([datasheet](#)). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

The Mega 2560 is an update to the [Arduino Mega](#), which it replaces.

Summary

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-9V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB (8 KB used by bootloader)
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

ANEXO 5. ACTUADOR LINEAL



Especificaciones del artículo

Nombre de la marca: YunlinLi

Construcción: Imán Permanente

Número de modelo: Other

Torsión: /

Potencia de salida: 60W

Características protegidas: Impermeable

max pull/ push strangt80kg: 80kg/80kg

Standard protection level:: IP54

surroundings temperature:: -26 to +50

Voltage(V):: 12V24V

Certificación: CE,CCC

Tipo: Motor reductor

Uso: Electrodomésticos

Corriente Continuos (A): /

Conmutación: Pínel

Eficiencia: /

Load speed: 10/s 16/s 20/s 25/s 29/s

push strangth:: 750(75K)

stroke:: 150MM

ANEXO 6. PERNOS Y TUERCAS

PERNOS Y TUERCAS G2

CONSUN



PERNO DE ACERO NEGRO CABEZA HEXAGONAL

PERNO DE ACERO NEGRO CABEZA HEXAGONAL

TIPO DE CABEZA:

FAMILIA: P0
MEDIDAS: PULGADAS
TIPO DE ROSCA: FINA
MATERIAL: HIERRO NEGRO
HILO: ESTÁNDAR

CÓDIGO: FAMILIA P0 VENTA: KG.

NOMENCLATURA DE CÓDIGO

P02505

Perno — Diámetro — Longitud

D= Diámetro del Perno
L= Longitud del Perno

CÓDIGO:	DIÁMETRO:	LONGITUD:	MÁSTER (KG)
P02505	1/4"	1/2"	30 KG.
P025075	1/4"	3/4"	30 KG.
P02510	1/4"	1"	30 KG.
P02515	1/4"	1 1/2"	30 KG.
P025175	1/4"	1 3/4"	30 KG.
P02520	1/4"	2"	30 KG.
P02525	1/4"	2 1/2"	30 KG.
P02535	1/4"	3 1/2"	30 KG.
P031062	5/16"	5/8"	30 KG.
P031075	5/16"	3/4"	30 KG.
P03110	5/16"	1"	30 KG.
P03115	5/16"	1 1/2"	30 KG.
P03120	5/16"	2"	30 KG.
P03125	5/16"	2 1/2"	30 KG.
P03130	5/16"	3"	30 KG.
P03135	5/16"	3 1/2"	30 KG.
P03140	5/16"	4"	30 KG.
P03145	5/16"	4 1/2"	30 KG.
P03150	5/16"	5"	30 KG.
P03160	5/16"	6"	30 KG.
P038075	3/8"	3/4"	30 KG.
P03810	3/8"	1"	30 KG.
P03815	3/8"	1 1/2"	30 KG.
P03820	3/8"	2"	30 KG.
P03825	3/8"	2 1/2"	30 KG.
P03830	3/8"	3"	30 KG.
P03835	3/8"	3 1/2"	30 KG.
P03840	3/8"	4"	30 KG.
P03845	3/8"	4 1/2"	30 KG.
P03850	3/8"	5"	30 KG.
P03860	3/8"	6"	30 KG.
P03870	3/8"	7"	30 KG.
P04310	7/16"	1"	30 KG.
P04315	7/16"	1 1/2"	30 KG.
P04320	7/16"	2"	30 KG.
P04325	7/16"	2 1/2"	30 KG.
P04330	7/16"	3"	30 KG.
P04335	7/16"	3 1/2"	30 KG.
P04340	7/16"	4"	30 KG.
P04345	7/16"	4 1/2"	30 KG.
P04350	7/16"	5"	30 KG.
P04360	7/16"	6"	30 KG.
P05010	1/2"	1"	30 KG.
P05015	1/2"	1 1/2"	30 KG.
P05020	1/2"	2"	30 KG.
P05025	1/2"	2 1/2"	30 KG.
P05030	1/2"	3"	30 KG.
P05035	1/2"	3.5"	30 KG.
P05040	1/2"	4"	30 KG.
P05045	1/2"	4 1/2"	30 KG.
P05050	1/2"	5"	30 KG.
P05060	1/2"	6"	30 KG.
P05070	1/2"	7"	30 KG.
P06215	5/8"	1 1/2"	30 KG.
P06220	5/8"	2"	30 KG.
P06225	5/8"	2 1/2"	30 KG.
P06230	5/8"	3"	30 KG.
P06235	5/8"	3 1/2"	30 KG.
P06240	5/8"	4"	30 KG.
P06245	5/8"	4 1/2"	30 KG.
P06250	5/8"	5"	30 KG.
P06260	5/8"	6"	30 KG.
P06270	5/8"	7"	30 KG.

CÓDIGO:	DIÁMETRO:	LONGITUD:	MÁSTER (KG)
P06280	5/8"	8"	30 KG.
P07515	3/4"	1 1/2"	30 KG.
P07520	3/4"	2"	30 KG.
P07525	3/4"	2 1/2"	30 KG.
P07530	3/4"	3"	30 KG.
P07535	3/4"	3 1/2"	30 KG.
P07540	3/4"	4"	30 KG.
P07545	3/4"	4 1/2"	30 KG.
P07550	3/4"	5"	30 KG.
P07560	3/4"	6"	30 KG.
P07580	3/4"	8"	30 KG.
P087120	7/8"	12"	30 KG.
P08770	7/8"	7"	30 KG.
P100100	1"	10"	30 KG.
P100120	1"	12"	30 KG.

ANEXO 7. EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO



Ministerio de Salud Pública

Hospital San Vicente de Paúl

REHABILITADOR PASIVO DE TOBILLO

La Universidad Técnica del Norte en el área de mecatrónica, presenta un estudio de investigación concerniente a la elaboración de un equipo para Rehabilitación Física denominado REHABILITADOR PASIVO DE TOBILLO en la cual el "Hospital General San Vicente de Paúl" se efectuó la evaluación del prototipo, para posteriormente emitir el informe donde se mencionan los siguientes aspectos:

Amplitud de los movimientos	Es importante tener más cuidado al momento de realizar los movimientos: plantar flexión, dorsiflexión, eversión e inversión, ya que comienzan con la amplitud normal del movimiento, pero no terminan con la amplitud en el cual inicia.
Estructura	En la parte del control de altura, se podría incrementar más niveles. En el lugar donde se posiciona el pie, poner una almohadilla de 3cm para más comodidad del usuario, igualmente en el sector donde se posiciona la pantorrilla.

Conclusiones:

- En la interacción humano-máquina se podría mejorar el panel de control, haciéndolo más sencillo para que el usuario tenga un mejor manejo.
- En la etapa de funcionamiento se pudo evidenciar que los actuadores lineales cumplen correctamente su trabajo, pues no se sobrecalientan y trabajan en una forma adecuada.

Recomendaciones:

- Aumentar el número de velocidades y de repeticiones para un mejor manejo del equipo.
- Realizar un estudio más minucioso para seleccionar el material, puesto que al momento de trasladar el dispositivo de un lugar a otro, se evidenció que el peso del prototipo no es el óptimo.

Para constancia firma el evaluador, en la ciudad de Ibarra el 31 de octubre de 2018.

Lcda. Lizbeth Arcos
FISIOTERAPISTA

Lizbeth Arcos
FISIOTERAPISTA
100287186-5



ANEXO 8. MANUAL DE USUARIO

1. Verificar que la fuente de voltaje este conectada a los 110v, para luego obtener los 24v y 10A, que se necesita para su correcto funcionamiento.
2. Establecer la conexión entre el celular y el modulo de bluetooth HC 05, mediante la aplicación MIT APP INVENTOR de Android controlar el rehabilitador.
3. Seleccione el movimiento que desea realizar.
4. Si selecciona el movimiento plantar flexión o dorsiflexión. Empezar a realizar normalmente la terapia.
5. Si selecciona el movimiento inversión o eversión, se debe escoger el pie si es derecho o izquierdo.
6. Una vez seleccionado el pie, empezar normalmente a realizar la terapia.
7. En caso de existir alguna molestia, pulsar el botón rojo y reiniciar a su posición inicial.
8. Si no existe ninguna molestia, dejar que rehabilitador realice su trabajo según el movimiento seleccionado.

ANEXO 9. PROGRAMACIÓN EN ARDUINO

```

include <TimerOne.h>
//Código para Rehabilitador pasivo de tobillo con aplicación Android
// Universidad Técnica del Norte.
// Marlon Tito

int dir1 = 2;    //DIR1
int vel1 = 3;    //PWM1
int dir2 = 4;    //DIR2
int vel2 = 5;    //PWM2
int act = 6;     //5v+
int estado = 'x';
int est1= 'x';
int cont=0;
int cont1=0;
int cont2=0;
int rep=0;
volatile int contadorTimer;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);          // inicio del puerto para comunicaciÃ³n Bluetooth
  contadorTimer=0;
  Timer1.initialize(1000000);
  Timer1.attachInterrupt(manejadora);
  pinMode(dir1, OUTPUT);
  pinMode(dir2, OUTPUT);
  pinMode(vel1, OUTPUT);
  pinMode(vel2, OUTPUT);
  pinMode(act, OUTPUT);
}
void manejadora() {
  contadorTimer++;
}

void arriba(){
  analogWrite(vel2, 80);
  digitalWrite(dir2, LOW);
  digitalWrite(act, HIGH);
  analogWrite(vel1, 0);
}

void abajo(){
  analogWrite(vel2, 60);
  digitalWrite(dir2, HIGH);
  digitalWrite(act, HIGH);
  analogWrite(vel1, 0);
}

void izquierda(){
  analogWrite(vel1, 50);

```

```
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
}
```

```
void derecha(){
  analogWrite(vel1, 50);
  digitalWrite(dir1, HIGH);
  digitalWrite(act, HIGH);
  analogWrite(vel2, 0);
}
```

```
void alto(){
  analogWrite(vel1, 0);
  digitalWrite(dir1, HIGH);
  digitalWrite(act, LOW);
  analogWrite(vel2, 0);
}
```

```
void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  if(Serial.available(>0)){
    estado = Serial.read();
  }
  if (estado == 's'){
    rep=0;
  }
  if (estado == 'n'){
    arriba();
  }
  if (estado == 'o'){
    abajo();
  }
  if (estado == 'p'){
    izquierda();
  }
  if (estado == 'q'){
    derecha();
  }
  if (estado == 'r' || estado == 'm'){
    alto();
    rep=0;
  }
  /////// Intensidad Baja/////
  ////////// Arriba //////////
  if(estado == 'e'){
    if (rep < 5 ){
      if (cont < 10 ){
        contadorTimer=0;
        cont1=0;

```

```

    analogWrite(vel2, 70);
    digitalWrite(dir2, LOW);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel1, 0);
    cont++;
    Serial.println(cont);
    delay(1000);
}
else {
    digitalWrite(dir2, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
}
if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 9 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel2, 40);
digitalWrite(dir2, HIGH);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel1, 0);
delay(1000);
}
if (cont1 >= 9){
cont=0;
rep=rep+1;
}}
else {
    digitalWrite(dir2, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
}}
////////Abajo////////
if(estado == 'f'){
    if (rep < 5 ) {
        if (cont < 13 ) {
            contadorTimer=0;
            cont1=0;
            analogWrite(vel2, 40);
            digitalWrite(dir2, HIGH);
            digitalWrite(act, HIGH);
            analogWrite(vel1, 0);
            cont++;
            Serial.println(cont);
            delay(1000);
        }
        else {
            digitalWrite(dir2, LOW);
            digitalWrite(act, LOW);
        }
    }
    if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 13 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);

```

```

analogWrite(vel2, 65);
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel1, 0);
delay(1000);
}
if (cont1 >= 13){
cont=0;
rep=rep+1;
}}
else {
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}}
//////// Intensidad Media////////
//////// Arriba //////////
if(estado == 'c'){
if (rep < 5 ) {
if (cont < 8 ) {
contadorTimer=0;
cont1=0;
analogWrite(vel2, 65);
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel1, 0);
cont++;
Serial.println(cont);
delay(1000);
}
else {
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}
if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 7 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel2, 40);
digitalWrite(dir2, HIGH);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel1, 0);
delay(1000);
}
if (cont1 >= 7){
cont=0;
rep=rep+1;
}}
else {
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}}

```

```

////////Abajo////////
if( estado == 'd'){
  if (rep < 5 ){
    if (cont < 9 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      analogWrite(vel2, 40);
      digitalWrite(dir2, HIGH);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel1, 0);
      cont++;
      Serial.println(cont);
      delay(1000);
    }
    else {
      digitalWrite(dir2, LOW);
      digitalWrite(act, LOW);
    }
  }
  if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 9 ){
    cont1++;
    Serial.println(cont1);
    analogWrite(vel2, 65);
    digitalWrite(dir2, LOW);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel1, 0);
    delay(1000);
  }
  if (cont1 >= 9){
    cont=0;
    rep=rep+1;
  }
  else {
    digitalWrite(dir2, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
  }
}
//////// Intensidad Baja////////
///////// Arriba //////////
if(estados == 'a'){
  if (rep < 5 ){
    if (cont < 6 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      analogWrite(vel2, 65);
      digitalWrite(dir2, LOW);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel1, 0);
      cont++;
      Serial.println(cont);
      delay(1000);
    }
  }
}

```

```

    }
    else {
        digitalWrite(dir2, LOW);
        digitalWrite(act, LOW);
    }
    if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 5 ){
        cont1++;
        Serial.println(cont1);
        analogWrite(vel2, 40);
        digitalWrite(dir2, HIGH);
        digitalWrite(act, HIGH);
        analogWrite(vel1, 0);
        delay(1000);
    }
    if (cont1 >= 5){
        cont=0;
        rep=rep+1;
    }
    else {
        digitalWrite(dir2, LOW);
        digitalWrite(act, LOW);
    }
}

////////Abajo////////
if(estado == 'b'){
    if (rep < 5 ){
        if (cont < 8 ){
            contadorTimer=0;
            cont1=0;
            analogWrite(vel2, 40);
            digitalWrite(dir2, HIGH);
            digitalWrite(act, HIGH);
            analogWrite(vel1, 0);
            cont++;
            Serial.println(cont);
            delay(1000);
        }
        else {
            digitalWrite(dir2, LOW);
            digitalWrite(act, LOW);
        }
    }
    if( contadorTimer >= 5 && cont1 < 8 ){
        cont1++;
        Serial.println(cont1);
        analogWrite(vel2, 65);
        digitalWrite(dir2, LOW);
        digitalWrite(act, HIGH);
        analogWrite(vel1, 0);
        delay(1000);
    }
}

```

```

if (cont1 >= 8){
cont=0;
rep=rep+1;
}}
else {
digitalWrite(dir2, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}}

```

////////Izquierdo Alta////////

```

if(estado == 'i'){
if (rep < 5 ){
if(cont2 < 7 ){
contadorTimer=0;
cont1=0;
cont=0;
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
cont2++;
Serial.println(cont2);
delay(1000);
}
else {
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}
if (cont <11 && contadorTimer >= 3 ){
analogWrite(vel1, 39);
digitalWrite(dir1, HIGH);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
cont++;
Serial.println(cont);
delay(1000);
}
else {
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, LOW);
}
}
if( contadorTimer >= 16 && cont1 < 4 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```

if (cont1 >=4){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }}

```

/////////Izquierdo Media////////

```

if(estado == 'h'){
  if (rep < 5 ){
    if(cont2 < 6 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      cont=0;
      analogWrite(vel1, 40);
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel2, 0);
      cont2++;
      Serial.println(cont2);
      delay(1000);
    }
    else {
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, LOW);
    }
  }
  if (cont <10 && contadorTimer >= 3 ){
    analogWrite(vel1, 40);
    digitalWrite(dir1, HIGH);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel2, 0);
    cont++;
    Serial.println(cont);
    delay(1000);
  }
  else {
    digitalWrite(dir1, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
  }
}
if( contadorTimer >= 15 && cont1 < 3 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```

if (cont1 >= 3){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }}

////////Izquierdo Baja////////
if(estado == 'g'){
  if (rep < 5 ){
    if(cont2 < 5 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      cont=0;
      analogWrite(vel1, 40);
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel2, 0);
      cont2++;
      Serial.println(cont2);
      delay(1000);
    }
    else {
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, LOW);
    }
  }
  if (cont < 7 && contadorTimer >= 3 ){
    analogWrite(vel1, 40);
    digitalWrite(dir1, HIGH);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel2, 0);
    cont++;
    Serial.println(cont);
    delay(1000);
  }
  else {
    digitalWrite(dir1, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
  }
}
if( contadorTimer >= 14 && cont1 < 2 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```

if (cont1 >= 2){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }}

////////Derecha Alta////////
if(estado == '1'){
  if (rep < 5 ){
    if(cont2 < 4 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      cont=0;
      analogWrite(vel1, 40);
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel2, 0);
      cont2++;
      Serial.println(cont2);
      delay(1000);
    }
    else {
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, LOW);
    }
  }
  if (cont <11 && contadorTimer >= 3 ){
    analogWrite(vel1, 39);
    digitalWrite(dir1, HIGH);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel2, 0);
    cont++;
    Serial.println(cont);
    delay(1000);
  }
  else {
    digitalWrite(dir1, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
  }
}
if( contadorTimer >= 16 && cont1 < 4 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```

if (cont1 >=4){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }}

```

//////////**Derecha Media**//////////

```

if(estado == 'k'){
  if (rep < 5 ){
    if(cont2 < 4 ){
      contadorTimer=0;
      cont1=0;
      cont=0;
      analogWrite(vel1, 40);
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, HIGH);
      analogWrite(vel2, 0);
      cont2++;
      Serial.println(cont2);
      delay(1000);
    }
    else {
      digitalWrite(dir1, LOW);
      digitalWrite(act, LOW);
    }
  }
  if (cont <10 && contadorTimer >= 3 ){
    analogWrite(vel1, 40);
    digitalWrite(dir1, HIGH);
    digitalWrite(act, HIGH);
    analogWrite(vel2, 0);
    cont++;
    Serial.println(cont);
    delay(1000);
  }
  else {
    digitalWrite(dir1, LOW);
    digitalWrite(act, LOW);
  }
}
if( contadorTimer >= 15 && cont1 < 3 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```

if (cont1 >= 3){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }}

```

////////Derecha Baja////////

```

if(estado == 'j'){
if (rep < 5 ){
if(cont2 < 3 ){
  contadorTimer=0;
  cont1=0;
  cont=0;
  analogWrite(vel1, 40);
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, HIGH);
  analogWrite(vel2, 0);
  cont2++;
  Serial.println(cont2);
  delay(1000);
}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
}
if (cont <7 && contadorTimer >= 3 ){
  analogWrite(vel1, 40);
  digitalWrite(dir1, HIGH);
  digitalWrite(act, HIGH);
  analogWrite(vel2, 0);
  cont++;
  Serial.println(cont);
  delay(1000);
}
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
}
}
if( contadorTimer >= 14 && cont1 < 2 ){
cont1++;
Serial.println(cont1);
analogWrite(vel1, 40);
digitalWrite(dir1, LOW);
digitalWrite(act, HIGH);
analogWrite(vel2, 0);
delay(1000);
}
}

```

```
if (cont1 >= 2){
rep=rep+1;
cont2=0;
  }
else {
  digitalWrite(dir1, LOW);
  digitalWrite(act, LOW);
  }
}
```