

**PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA TERAPIA DE
REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOASTRÁGALINA POR MEDIO
DE MOVIMIENTOS PASIVOS DE FLEXIÓN Y ROTACIÓN**

DIDIER ALEXANDER SÁNCHEZ CERÓN

**CORPORACIÓN UNIVERSITARIA COMFACAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA MECATRÓNICA
POPAYÁN**

2022

**PROTOTIPO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA TERAPIA DE
REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOASTRÁGALINA POR MEDIO
DE MOVIMIENTOS PASIVOS DE FLEXIÓN Y ROTACIÓN**

DIDIER ALEXANDER SÁNCHEZ CERÓN

**TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARA OPTAR POR
EL TÍTULO INGENIERO MECATRÓNICO**

Director:

Ph. D. JAVIER ANDRES MUNOZ CHAVES

Codirector:

M. Sc. (c) JULIO EDUARDO MEJÍA MANZANO

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA COMFACAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA MECATRÓNICA

POPAYÁN

2022

DEDICATORIA

Sin importar cuántas veces fallara en el camino, siempre estuviste firme y con palabras de aliento, para que no desfalleciera en el proceso, que, a pesar de los errores cometidos, no veías la necesidad de reprochar, más bien mirabas la manera de enseñar cómo corregirlos. Eres la mayor bendición que Dios ha dado a mi vida, por eso este título va dedicado a ti madre hermosa, ya que a esta meta no habría podido llegar sin tu apoyo. Cada consejo hoy se ve reflejado, por medio de la obtención del título como ingeniero mecatrónico, gracias por acompañarme en este proceso tan importante.

AGRADECIMIENTOS

Expreso mis agradecimientos inicialmente a mi padre celestial por permitir llegar hasta este día tan especial, pero también al grupo de docentes, los cuales aportaron su conocimiento, con el fin de compartir una parte de su sabiduría; de cada uno de ustedes llevo un recuerdo, ya que todos dejaron enseñanzas no sólo académicas, sino morales, sin duda que Dios los llenará de muchas bendiciones ya que la docencia es una tarea muy tediosa y no todos tiene esa virtud para enseñar. A los compañeros, con los que se inició este proceso, ya que fueron cinco años llenos de aventuras y a las demás personas que de una u otra manera aportaron su valiosa ayuda con el fin ayudar a llegar al final de la meta.

CONTENIDO

DEDICATORIA	3
AGRADECIMIENTOS.....	4
TABLA DE FIGURAS.....	8
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
INTRODUCCIÓN	12
PLANTEAMIENTO, DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	13
JUSTIFICACIÓN	15
OBJETIVOS	16
OBJETIVO GENERAL:.....	16
OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	16
CAPÍTULO 1 MARCO TEÓRICO.....	17
1.1 TEJIDO ÓSEO	17
1.2 TENDONES.....	17
1.3 LIGAMENTOS.....	17
1.4 TOBILLO	18
1.4.1 LA TIBIA Y EL PERONÉ	19
1.4.2 EL PIE	19
1.4.3 MOVIMIENTOS DEL TOBILLO.....	20
1.5 LESIONES DE TOBILLO.....	23
1.6 EJERCICIOS DE REHABILITACION	24
1.7 DISEÑO.....	25
1.7 EXOESQUELETOS	27
1.8 ACTUADORES	29
1.9 CONTROL DE ACTUADORES	30
1.10 MULTIPLICADORES DE POTENCIA	33
1.11 CONTROL INALAMBRICO Y DISEÑO ASISTIDO	33
CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.....	35
2.1 MATRIZ DE CASA O QFD.....	39
2.2 COMPONENTES MECÁNICOS Y ESTRUCTURALES	45

2.3 MATERIALES.....	45
2.3.1 ABS (ACRILONITRILO BUTADIENO ESTIRENO).....	46
2.3.1.1 IDENTIFICACIÓN DEL ABS	46
2.3.1.2 PROPIEDADES.....	46
2.3.1.3 PROPIEDADES CUALITATIVAS	47
2.3.1.4 USOS Y APLICACIONES.....	48
2.3.2 PLA:.....	48
2.3.2.1 PROPIEDADES DEL PLA.....	48
2.3.2.2 APLICACIONES PLA.....	48
2.4 COMPARACIÓN DE MATERIALES (PLA Y ABS).....	49
2.5 DISEÑO DE PIEZAS.....	50
2.5.1 DISEÑO DE PIEZAS IMPLEMENTADAS EN PLA.....	50
2.5.2 DISEÑO DE PIEZAS IMPLEMENTADAS EN ACERO INOXIDABLE.....	51
2.6 CÁLCULOS PARA EL ACTUADOR DEL PROTOTIPO.....	54
2.7 ESTUDIO ESTÁTICO DE LOS PRINCIPALES ENSAMBLES.....	63
2.7.1 SELECCIÓN DE MATERIAL.....	64
2.7.2 CONDICIONES.....	65
2.7.3 MALLADO.....	65
2.7.4 ANÁLISIS.....	65
2.7.5 RESULTADOS.....	65
CAPITULO 3: DISEÑO DE CONTROL PID Y APLICACIÓN TIPO ANDROID.....	70
3.1 APLICACIÓN TIPO ANDROID.....	70
3.2 COMPONENTES ELECTRÓNICOS.....	76
3.2.1 MOTOR PASO A PASO.....	76
3.2.2 DRIVER TB 6600.....	79
3.2.3 ENCODER INCREMENTAL ROTATORIO 360 P/R INDUSTRIAL.....	80
3.2.4 ARDUINO MEGA.....	81
3.2.4.1 CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN.....	82
CAPITULO 4: CONTROL PID PARA MOTOR PASO A PASO.....	85
4.1 CONTROLADOR PID.....	85
CAPITULO 5.....	91
5.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO.....	91
CONCLUSIONES.....	96

Referencias..... 98

TABLA DE FIGURAS

Figura 1 Estructura jerárquica de tendones y ligamentos.....	18
Figura 2 El pie y el tobillo	18
Figura 3 Huesos del pie en vista lateral.....	20
Figura 4 Movimientos del tobillo respecto al eje.	21
Figura 5 Articulacion del tobillo.	22
Figura 6 Complejo ligamentario lateral del tobillo.	22
Figura 7 Complejo ligamentario medial del tobillo.	23
Figura 8 Sindesmosis tibiofibular inferior.....	23
Figura 9 Diagrama de proceso de diseño y desarrollo de productos ingeniería. (elaboración propia)	27
Figura 10 Diagrama de sistema electromecánico. (elaboración propia)	29
Figura 11 Diagrama interno de motores paso a paso.	30
Figura 12 Señal PWM.....	31
Figura 13 Circuito RC	31
Figura 14 Armónicos de una señal típica PWM.	32
Figura 15 Aceleración, velocidad y posición de un motor paso a paso.....	32
Figura 16 Resistividad del prototipo	40
Figura 17 Ergonomía del prototipo	40
Figura 18 Control remoto	41
Figura 19 Operatividad del prototipo	41
Figura 20 Matriz QFD	43
Figura 21 Boceto para rehabilitador	44
Figura 22 Diseño prototipo rehabilitador de tobillo.....	45
Figura 23 Identificación genérica del ABS.....	46
Figura 24 Diseño de pantorrilla	50
Figura 25 Diseño de soporte ante pierna	51
Figura 26 Diseño de soporte prototipo.....	53
Figura 27 Diseño de amortiguador	53
Figura 28 determinación de las medidas del cuerpo humano a partir de la estatura.....	55
Figura 29 Comparación de pie real vs modelo planteado para el Sistema.....	56
Figura 30 Modelo geométrico diseñado en el pie para hallar el centro de gravedad.....	58
Figura 31 Diagrama de cuerpo libre.....	60
Figura 32 Diagrama de cuerpo libre del pie en flexión dorsal con ángulo de 20 grados...	62
Figura 33 Motor paso a paso nema 23	63
Figura 34 Ensamble de estructura para tobillo	64
Figura 35 Análisis estático de ensamble con cordón de soldadura fuente: Estudio de resistencia de solidworks	66
Figura 36 Análisis de tensión fuente: Estudio de resistencia de solidworks.....	66
Figura 37 Soporte planta de pie.....	67
Figura 38 Codos de 1" de diámetro.....	68
Figura 39 Soporte pantorrilla.	68
Figura 40 Engranaje recto para nema 17	69

Figura 41 Engranaje recto para nema 2	69
Figura 42 Logo App inventor	70
Figura 43 Primer pantalla	71
Figura 44 Segunda pantalla Base de datos	72
Figura 45 Diagrama de bloques para funcionamiento de la segunda pantalla	73
Figura 46 Tercera pantalla Menú principal	73
Figura 47 Diagrama de bloques para funcionamiento de tercera pantalla.....	74
Figura 48 Diagrama de bloques Habilitar el tipo de movimiento que se desee implementar	74
Figura 49 Diagrama de bloques para seleccionar el grado y número de repeticiones.	75
Figura 50 Sistema planetario vista frontal interna	77
Figura 51 Engranajes helicoidales.....	78
Figura 52 Sistema de engranajes piñón cadena	78
Figura 53 Driver tb 6600.....	79
Figura 54 Componentes de un sensor incremental rotatorio	81
Figura 55 Arduino mega.....	81
Figura 56 Diagrama de máquinas de estado.....	82
Figura 57 Declaración de variables	83
Figura 58 Inicialización de movimientos	84
Figura 59 Diagrama PID en el plano cartesiano.....	85
Figura 60 diagrama de bloques para un controlador PID	87
Figura 61 diagrama de bloques con datos reales en simulink	88
Figura 62 grafica de la función de transferencia sin control PID	89
Figura 63 grafica con los valores de las constantes del controlador PID.....	89
Figura 64 grafica de sistema de control PID implementada a actuadores paso a paso	90
Figura 66 Resultados de validación por parte del fisioterapeuta	94

RESUMEN

En los últimos años en Colombia existe una tendencia hacia el desarrollo de exoesqueletos, los cuales se enfocan en aumentar, mejorar y recuperar las capacidades del cuerpo humano en general, además de realizar soporte a movimientos en las partes del cuerpo que hayan perdido motricidad.

La presente investigación está orientada en la construcción de un prototipo de exoesqueleto robótico adaptativo, con el fin de realizar terapias de rehabilitación, mediante la movilización pasiva y controlada de la articulación tibioastrágalina, ejecutando los diferentes movimientos necesarios para desarrollar terapias, tales como: flexión, plantiflexión, eversión e inversión; el desarrollo del prototipo fue dividido en cuatro fases, iniciando con el diseño ergonómico y adaptativo del exoesqueleto a través de software CAD. La segunda fase, se centró en la implementación de un sistema electromecánico que permita realizar los movimientos mencionados. En la tercera fase se estableció el desarrollo de una aplicación para manipular el prototipo de manera inalámbrica. Finalmente, en la fase cuatro, para ilustrar mejor los resultados, se colocó a prueba el funcionamiento del prototipo, siendo este evaluado por un profesional del área, y valorado por pacientes voluntarios sin historial clínico, en donde después de tener la posibilidad de manipular el prototipo y diligenciar unas encuestas de satisfacción, afirman que el prototipo es viable, por el tipo de material que ha sido implementado, por su fácil manipulación, y por su funcionamiento.

-

Palabras claves: Exoesqueleto, rehabilitación, tibioastrágalina, control, terapias

ABSTRACT

In recent years in Colombia there is a trend towards the development of exoskeletons, which focus on increasing, improving and recovering the capabilities of the human body in general, in addition to supporting movements in parts of the body that have lost motor skills.

The present research is oriented to the construction of an adaptive robotic exoskeleton prototype, in order to perform rehabilitation therapies, through passive and controlled mobilization of the tibioastral joint, executing the different movements necessary to develop therapies, such as: flexion, plantiflexion, eversion and inversion; the development of the prototype was divided into four phases, starting with the ergonomic and adaptive design of the exoskeleton through CAD software. The second phase focused on the implementation of an electromechanical system that allows to perform the mentioned movements. In the third phase, the development of an application to manipulate the prototype wirelessly was established. Finally, in phase four, to better illustrate the results, the functioning of the prototype was put to the test, this being evaluated by a professional in the area, and patients assessed by volunteers without clinical history, where after having the possibility of manipulating the prototype and fill out some satisfaction surveys, affirm that the prototype is viable, due to the type of material that has been implemented, due to its easy handling, and due to its operation.

Keywords: exoskeleton, rehabilitation, tibioastrágalina, control, therapies.

INTRODUCCIÓN

Los procesos de rehabilitación se han convertido en un campo de investigación bastante amplio, ya que en la actualidad dichas investigaciones van enfocadas hacia la óptima recuperación del paciente, teniendo como principio básico, mejorar la calidad de vida del mismo; esto se pretende lograr incorporando nuevos métodos y dispositivos que sirvan para el fortalecimiento de la automatización de dichos procesos, los cuales permitan desarrollar terapias de rehabilitación física de una manera más efectiva, y con mejores resultados. Un avance muy importante para implementar en los centros de rehabilitación, es la adquisición de exoesqueletos, los cuales se destacan por contar con la capacidad de levantamiento y precisión en sus movimientos. Actualmente, estos están siendo usados por centros especializados en otros países para brindar una adecuada asistencia a las personas que requieran terapia física. Cabe mencionar, que aun los exoesqueletos están en etapa de desarrollo, lo que implica que los dispositivos que salen al mercado, tengan precios muy elevados, motivo por el cual este tipo de tecnología es de difícil acceso en Colombia, y aún más el departamento del Cauca. Por tal razón, este trabajo incluye la implementación de un exoesqueleto robótico de dos grados de libertad, con el fin de desarrollar terapias de rehabilitación de flexión y rotación, siendo sus movimientos controlados de manera inalámbrica, mediante una aplicación desarrollada para dispositivos móviles.

La organización del documento sigue el siguiente esquema:

- Capítulo 1: Marco teórico.
- Capítulo 2: Diseño e implementación del prototipo
- Capítulo 3: Diseño de control y aplicación tipo Android
- Capítulo 4: Validación y análisis de resultados
- Capítulo 5: Conclusiones
- Capítulo 6: Bibliografía

PLANTEAMIENTO, DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

En la actualidad, la medicina en general presenta una necesidad en relación a elementos técnicos y prácticos de diagnósticos, así como de soporte en la valoración y rehabilitación en los servicios de salud; en reconocimiento a esta necesidad, en el país se ha visto un crecimiento a nivel de inversión en el apoyo a desarrollos tecnológicos innovadores para mejorar la calidad de la salud. En este sentido, se estima que aproximadamente se invertirán más de 50 billones en estas áreas (Republica de Colombia departamento nacional de planeación(DNP). OPC KIT, 2018)

De forma general, los seres humanos están sujetos a presentar incidentes traumáticos, los cuales ocasionan que las personas no puedan realizar actividades de la vida cotidiana. Además, existen diversas enfermedades neuromusculares que requieren tratamiento inmediato de recuperación, para evitar daños más severos o permanentes. Cuando un músculo no se utiliza o se debilita, tiende a acortarse, provocando que las articulaciones se vuelvan rígidas, ocasionando deformidades (Marcilla, 2018). Por otra parte, las fracturas obligan a la inmovilización del miembro afectado, a fin de que el hueso fracturado pueda soldarse en la posición correcta, lo que provoca un deterioro muy notable sobre músculos y articulaciones que, sin el estímulo del movimiento o una terapia física adecuada, pierden buena parte de sus capacidades. Hoy en día, en la mayoría de los centros de rehabilitación ofrecen un servicio de calidad no adecuada a pacientes que requieren de un proceso de rehabilitación, ya que cuentan con poco personal, además de que el terapeuta puede aplicar movimientos bruscos por varios motivos, tal como, cansancio, descuido entre otros, provocando dolor en la parte afectada.

El esguince de tobillo es una de las lesiones por la que más comúnmente se acude a los Servicios de Urgencias Hospitalarias, llegando a suponer el 12% de todas las lesiones atendidas en los Servicios de Urgencias. Se estima que es la lesión más habitual junto con las fracturas por trauma de tobillo que representan entre un 12% y 15%. Además, se debe añadir que se constituye como una de las lesiones peor tratadas, salvo que se produzca en el ámbito deportivo, donde es evaluada y tratada por especialistas específicos. Se estima, que hasta un 44% de los seguimientos en una consulta de atención primaria presenta algún tipo de secuela un año después del esguince de tobillo (en forma de dolor, inestabilidad mecánica o inestabilidad funcional) (Garrido Chamorro P. R., 2011). Yeung ha detectado que el 73% de los atletas con esguince de tobillo han presentado esguince recurrente y el 59% de ellos tiene síntomas residuales (Molina Alanoca, 2013),. Esto le confiere a esta lesión unas características específicas, que condicionan terapias especiales en deportistas (Garrido Chamorro, Gonzalo Lorenzo, Perez San Roque, & Soriano, 2005) para lograr mejorar secuelas, las cuales resultan totalmente inaceptables en un deportista de élite.

Según estudios (Kelly, Richards, Kerr, Grant, & Donova, 1994) la incidencia de fracturas de tobillo ha aumentado claramente desde principios de los años setenta. Según el Registro de Altas Hospitalarias del Hospital nacional de Finlandia

(Vasquez Villa, Blas Redondo, & Martinez, 1999), la incidencia de fracturas de tobillo en personas mayores de 60 años se incrementó del 57% con 130.000 en 1994 hasta 195000 en 1970, la incidencia de estas fracturas se incrementó también en mujeres desde 66000 en 1970 a 162000 en 1994 y en hombres de 38000 en 1972 a 82000 en 1994. Entre los factores de riesgo para las fracturas de tobillo (Olivera, Holgado, & Cabello, 2001) se destacan: el aumento del índice de masa corporal, el hecho de practicar algún tipo de deporte, personas que llegan a la etapa de la tercera edad, ya que por su desgaste del organismo tienden a sufrir con mayor severidad este tipo de lesiones, en mujeres a partir de la etapa de la adolescencia, ya que, comienzan a usar zapatillas de tacón. La mayoría de las fracturas de tobillo (Greens, 2003) son fracturas maleolares (2/3), bimalleolares (1/4) y trimaleolares sólo en un 7%. Las fracturas abiertas son raras, con un porcentaje del 2%.

En general, la manera de tratar este tipo de fracturas o esguinces es a través de terapias físicas realizadas por medio de un fisioterapeuta ejecutando movimientos de flexión, plantiflexión, eversión e inversión, movimientos que en ocasiones se realizan de forma manual, ya que los dispositivos mecánicos existentes en el mercado son de difícil acceso y alto costo. Así, el presente proyecto pretende desarrollar un prototipo de exoesqueleto robótico el cual permita automatizar los diferentes tipos de terapias que existen para la rehabilitación de la articulación tibioastrágalina. La desventaja que se tiene de realizar terapias físicas manualmente es que el ser humano no tiene la exactitud y precisión que se necesita para desarrollar este tipo de movimientos, ya que son ángulos muy pequeños en los que se deberá mover el tobillo, y tener el control de aquellos movimientos es muy complejo, por tal razón, en muchas ocasiones los pacientes no presentan ningún tipo de mejoría, o quedan con secuelas, como por ejemplo: dolor, pérdida de motricidad, inestabilidad, dificultad a la hora de realizar la marcha, entre otras.

De esta manera, la pregunta de investigación a la que se pretende dar respuesta a través del presente proyecto es: ¿Cómo desarrollar un sistema de rehabilitación controlado, basado en un exoesqueleto robótico adaptativo para la articulación tibioastrágalina que permita mejorar las terapias de rehabilitación ejecutando movimientos de flexión y rotación?

JUSTIFICACIÓN

En el Departamento del Cauca es necesario el desarrollo de soluciones tecnológicas e innovadoras que integren los diferentes sectores de la sociedad como (Universidad, Empresa, Estado y Sociedad); esto con el fin de generar nuevos conocimientos que brinden soluciones adecuadas al entorno desde el punto de vista social e industrial de la región, en el caso del área de la salud, que permitan la optimización de los procesos que repercuten directamente en el tratamiento y rehabilitación.

El programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacauca-Unicomfacauca, y su Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes (GISI), a través de este proyecto busca fortalecer una de sus líneas de investigación como es la robótica, aplicando adicionalmente conceptos de diseño, prototipado, control y uso de herramientas software y hardware inherentes al desarrollo de la carrera, que permitan brindar soluciones a problemáticas sociales y empresariales.

Este proyecto donde se tiene la integración con el sector de la salud, específicamente la fisioterapia, permite expandir los campos de aplicación de la Ingeniería Mecatrónica y fortalecer lazos que permitan realizar otros proyectos interdisciplinarios, ya que se ha observado la existencia de diferentes tipos de desarrollos que se pueden realizar en conjunto. A través de este proyecto se pretende también impulsar el desarrollo de un trabajo de grado en el área, así como impulsar el Semillero de Investigación en Mecatrónica adscrito al programa Ingeniería Mecatrónica, motivando a los estudiantes a la construcción de férulas, prótesis y exoesqueletos robóticos ergonómicos que ayuden a la recuperación de pacientes haciendo uso de las técnicas de diseño asistidas por computadora y la impresión 3D.

Como se describió en el planteamiento del problema, las lesiones de las articulaciones del tobillo son de gran recurrencia ya que se producen durante las actividades de la vida cotidiana, además de la práctica de deportes en los cuales se deben hacer movimientos bruscos del tobillo, como por ejemplo el fútbol, baloncesto, entre otros. El proyecto se plantea como una contribución a la terapia de rehabilitación de la articulación tibioastrágalina, mediante el desarrollo de un prototipo robótico de exoesqueleto adaptable y dirigido que apoye la rehabilitación de una lesión. Se quiere también brindar la posibilidad de adquisición de datos, posibilitando la valoración funcional de la lesión, mediante la medición de la fuerza, la potencia o las cualidades musculares implicadas en la función del tobillo.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Desarrollar un prototipo de exoesqueleto robótico para la realización de terapias de rehabilitación en la articulación tibioastrágalina efectuando movimientos de flexión y rotación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Diseñar un prototipo de exoesqueleto adaptable para la articulación tibioastrágalina.
2. Implementar un sistema electromecánico para el control de movimientos del prototipo.
3. Desarrollar una aplicación que permita la manipulación del prototipo de forma remota.
4. Validar el funcionamiento del prototipo robótico por medio de especialistas del área y pacientes sin historial clínico.

CAPÍTULO 1 MARCO TEÓRICO

El presente capítulo hace referencia al marco teórico el cual va relacionado con las definiciones del sistema musculoesquelético desde la pierna hasta el pie, con el fin de conocer cuáles son los componentes del tobillo y los tipos de fracturas que se puedan presentar, teniendo en cuenta que es el tema de investigación. También se abordará la parte teórica acerca de los sistemas de control para los actuadores, etapas para la implementación de diseño, y los exoesqueletos. Todo esto con el fin de recolectar la información necesaria para la realización del diseño del prototipo.

1.1 TEJIDO ÓSEO

El tejido óseo se caracteriza por su rigidez y densidad. Es un tejido especializado del tejido conjuntivo, compuesto por dos partes, el hueso cortical (compacto) y hueso trabecular (esponjoso) (Levasseur, 2019). Los principales daños a los que se ve expuesto el sistema óseo son fracturas, edad avanzada, infecciones, cáncer y enfermedades hereditarias, pero con una prevalencia mayor de fracturas por eventos traumáticos, como causa principal de heridas en los huesos (Bai, y otros, 2018). El proceso por el cual el sistema óseo responde a una lesión se puede segmentar en 3 fases: inflamatoria, reparación y proliferación de fibroblastos y de remodelado (Saveh-Shemshaki, Nair, & Laurencin, 2019), por lo que, en los casos en que la dimensión de la lesión no supere la propia capacidad de auto reparación, no se requiere intervención externa (Bai, y otros, 2018).

1.2 TENDONES

Los tendones son un importante tejido conectivo, encargados de la transmisión de fuerza desde el músculo hacia el hueso, teniendo una de las mayores resistencias a la tracción que se encuentra en los tejidos blandos. Se caracterizan por su capacidad de regenerarse ante lesiones, aunque esta depende de la reparación del hueso, y la vascularización del tejido (Guo, Ning, & Liu, 2018).

1.3 LIGAMENTOS

Los ligamentos son estructuras muy parecidas a los tendones. Al igual que los tendones, los ligamentos son un tejido conectivo, con la función de conectar dos estructuras, en este caso, dos segmentos de hueso. Tanto los ligamentos como los tendones cumplen un rol muy importante en la biomecánica musculoesquelética humana.

La estructura de estos sigue un orden jerárquico (Figura 1). De la anatomía de los ligamentos se destaca la presencia de fibroblastos, además, tienen menos fibras de colágeno, pero mayor porcentaje de matrices de proteoglicanos, respecto a la anatomía de los tendones. Este tipo de estructura le confiere al ligamento la facultad de adaptarse a cambios en su entorno mecánico, producto de lesiones (Washington State University, 2019).

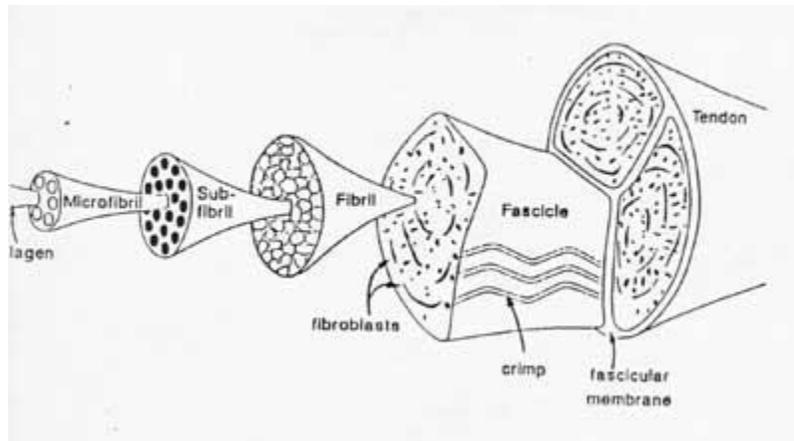


Figura 1 Estructura jerárquica de tendones y ligamentos.

Figura 1 Estructura jerárquica de tendones y ligamentos, tomado de (*Washington State University, 2019*)

1.4 TOBILLO

El tobillo, mecánicamente es la articulación de 3 huesos: la tibia, el peroné y el astrágalo. Es el responsable de soportar el peso del cuerpo y además de funciones cinemáticas relacionadas con la locomoción. El complejo de la articulación del tobillo consiste en 3 articulaciones: tibiotalar, fibulotalar, y distal tibiofibular. La articulación tibiotalar es una articulación de tipo bisagra, entre la superficie convexa en forma de carrete de la tróclea del astrágalo y el extremo distal cóncavo de la tibia (Özkaya, Nordin, Goldsheyder, & Leger, 2012).

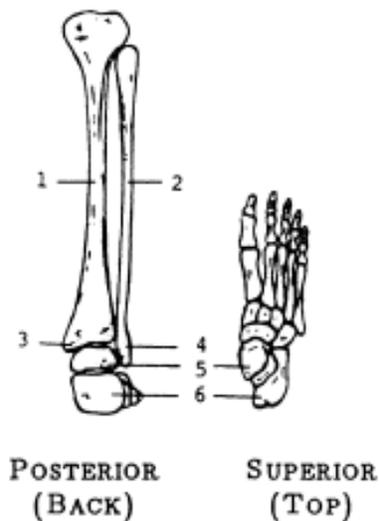


Figura 2 El pie y el tobillo

Figura 2 El pie y tobillo: (1) tibia, (2) peroné, (3) maléolo medio, (4) maléolo lateral, (5) astrágalo, (6) calcáneo, tomado de (*Özkaya, Nordin, Goldsheyder, & Leger, 2012*)

Biomecánicamente es importante reconocer las estructuras óseas involucradas en esta articulación para propender una buena rehabilitación funcional. Las dos estructuras visualmente reconocibles son la pierna, comprendida entre la rodilla y el tobillo, que contiene la tibia y el peroné, y el pie o porción distal del miembro inferior, que contiene el tarso, el metatarso y las falanges, uniendo el tobillo con el pie.

1.4.1 LA TIBIA Y EL PERONÉ

La tibia soporta el peso del cuerpo y se articula con los cóndilos del fémur, en la zona proximal, y con el astrágalo en la zona distal. El peroné por otro lado tiene como función servir de apoyo en la inserción de los músculos y su maléolo lateral ayuda a sujetar el astrágalo, aportando estabilidad al tobillo (Moore & Dalley, 2001).

1.4.2 EL PIE

El pie está formado por el tarso, metatarso y las falanges. El tarso consta de 7 huesos: calcáneo, astrágalo, cuboides, escafoides, y las tres cuñas, de estas 7 estructuras óseas, solo el astrágalo se articula con los huesos de la pierna, y de ahí su importancia. El astrágalo tiene cuerpo, cuello y cabeza. La cara superior del astrágalo soporta el peso del cuerpo, en comunicación con la tibia. Además, se articula con el peroné, el calcáneo y el escafoides. El astrágalo es el único hueso del tarso que no tiene inserciones musculares ni tendinosas. De acuerdo con su morfología, la cabeza redonda se dirige en el plano anteromedial y se apoya sobre una repisa o proyección lateral del calcáneo, la apófisis menor del calcáneo. El cuerpo del astrágalo es estrecho en la zona próxima y tiene un surco para un tendón, este surco posee un tubérculo lateral prominente y otro medial (Moore & Dalley, 2001).

Respecto a los otros dos huesos con los que el astrágalo se articula del pie, el escafoides es un hueso aplanado con forma de barquilla, situado entre el astrágalo y las cuñas por delante. Mientras que el calcáneo, o hueso del talón, es el hueso más grande y fuerte del pie, tiene como función transmitir casi todo el peso corporal soportado por el astrágalo hacia el suelo por la superficie plantar -en bipedestación, solo el tubérculo medial se apoya en el suelo-. El calcáneo se articula con el astrágalo por arriba y con el cuboides por delante (Moore & Dalley, 2001).

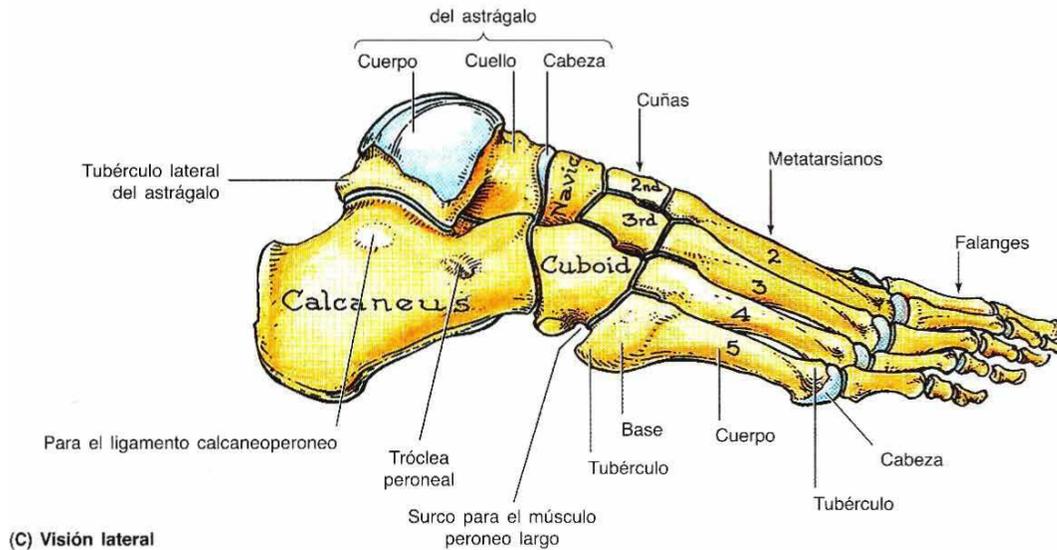


Figura 3 Huesos del pie en vista lateral.

Figura 3 Huesos del pie en vista lateral, tomado de (Moore & Dalley, 2001)

En posición bipodal el peso del cuerpo se transmite por la pelvis al suelo, por lo tanto, cada pie soporta la mitad del peso del cuerpo. La distribución de fuerzas cinéticas en el pie es realizada por el astrágalo. En el plano sagital, el 60% de las fuerzas se dirigen al calcáneo y el restante hacia el antepié. En el plano transversal, transmite la mayor parte de la carga a través de la tuberosidad del calcáneo, y una pequeña parte es transmitida a través de la cabeza del astrágalo a las cuñas y a los 3 primeros metatarsianos. En el lado externo, las fuerzas llegan al suelo a través del calcáneo, cuboides y metatarsianos (Voegeli, 2003).

1.4.3 MOVIMIENTOS DEL TOBILLO

El tobillo solo permite movimientos de flexión y extensión del pie en el plano sagital (dorsiflexión y plantiflexión). Otros movimientos del pie son inversión y eversión, rotación interna y externa, y pronación y supinación (Figura 4). Estos se producen sobre las articulaciones del pie, como la articulación subtalar entre el astrágalo y el calcáneo y las articulaciones transversales del tarso, talonavicular y calcáneocuboide (Özkaya, Nordin, Goldsheyder, & Leger, 2012).

La mortaja del tobillo se mantiene mediante la forma de las tres articulaciones y los ligamentos y músculos que cruzan la articulación. La integridad de la articulación del tobillo mejora con los sistemas de ligamentos colaterales medial (deltoides) y lateral, y los ligamentos interóseos. Existen numerosos grupos musculares que cruzan el tobillo. Los flexores plantares de tobillo más importantes son los músculos gastronemio y sóleo. Los músculos gastronemio y sóleo se encuentran en el compartimento posterior de la pierna y están unidos a la superficie posterior del calcáneo a través del tendón de Aquiles. El gastronemio es el principal flexor plantar. Los extensores plantares o dorsiflexores son el tibial anterior, el extensor largo de

los dedos, el extensor largo del dedo gordo y los músculos tercios peroneos. La función principal de los músculos laterales (el peroneo largo y el peroneo corto) es la eversión y plantiflexión en la articulación del tobillo (Özkaya, Nordin, Goldsheyder, & Leger, 2012).

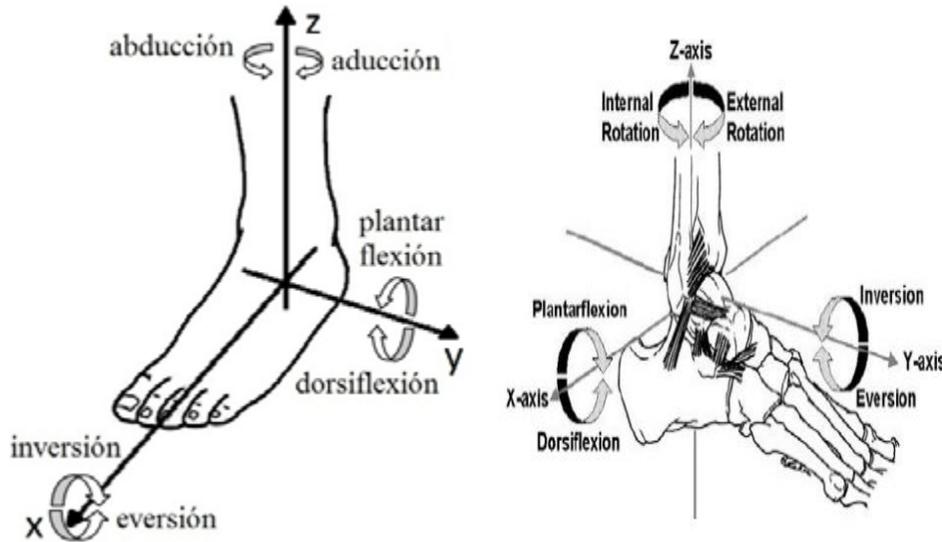


Figura 4 Movimientos del tobillo respecto al eje.

Figura 4 Movimientos del tobillo respecto al eje, tomado de (Blanco-Ortega, Magadán Salazar, Antúnez Leyva, & Santana Camilo, 2017)

La articulación del tobillo es de tipo sinovial, es decir, permite sobre todo una flexión dorsal y plantar de tipo bisagra del pie sobre la pierna. El extremo distal del peroné está anclado al extremo distal de la tibia por el complejo ligamentario, esto crea un hueco profundo en forma de paréntesis para la parte superior expandida del cuerpo del astrágalo.

La parte articular del astrágalo tiene forma de medio cilindro corto coronado en su lado plano con un extremo orientado en sentido lateral y otro hacia medial. La superficie superior curva del medio cilindro y los dos extremos están cubiertos por cartílago hialino. El hueso se acopla de forma más ajustada a hueco cuando el pie está en flexión dorsal y la superficie más ancha del astrágalo se mueve hacia la articulación del tobillo que cuando el pie está en flexión plantar, y la parte más estrecha del astrágalo está en la articulación. Por lo tanto, la articulación es más estable cuando el pie se encuentra en flexión dorsal (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010).

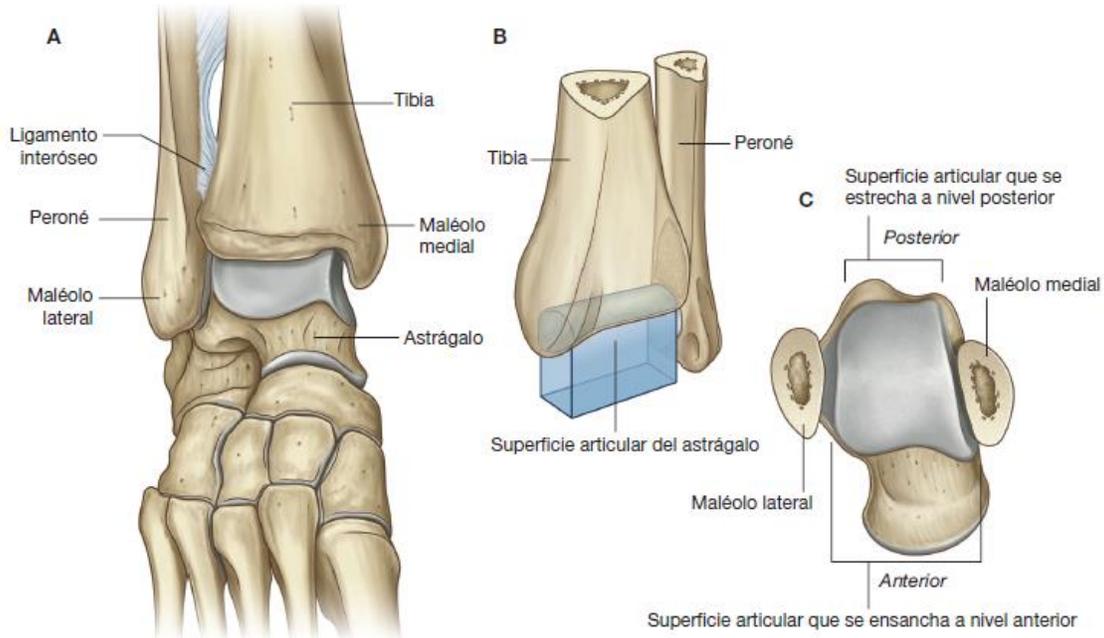


Figura 5 Articulacion del tobillo.

Figura 5 Articulación del tobillo. (A) Vista anterior con flexión plantar del pie, (B) Esquema de la articulación, (C) Vista superior del astrágalo que muestra la forma de la superficie articular, tomado de (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

Anatómicamente, el tobillo puede segmentarse en 3 estructuras ligamentarias que son las que ofrecen el soporte y estabilidad a la articulación (Melo Gromullis, 2014).

1. Complejo ligamentario lateral del tobillo: Se compone del ligamento talofibular anterior, el calcáneo-fibular y el talofibular posterior, los cuales se encargan de mantener los rangos de movilidad articular en movimientos de flexión plantar, inversión y dorsiflexión.



Figura 6 Complejo ligamentario lateral del tobillo.

Figura 6 Complejo ligamentario lateral del tobillo, tomado de (Melo Gromullis, 2014)

- Complejo ligamentario medial del tobillo: Se compone de un haz superficial, desde el maléolo tibial al navicular, sustentaculum tali y talo; y un haz profundo desde el maléolo medial al talo.



Figura 7 Complejo ligamentario medial del tobillo.

Figura 7 Complejo ligamentario medial del tobillo, tomado de (Melo Gromulls, 2014)

- Sindesmosis tibiofibular inferior: Es el más complejo de todos, siendo conformado por el ligamento tibiofibular anteroinferior, el ligamento interóseo, la porción inferior de la membrana interósea, el ligamento tibiofibular posteroinferior y el ligamento transverso tibiofibular. Esta estructura se encarga de mantener la unión tibiofibular por encima del nivel articular.

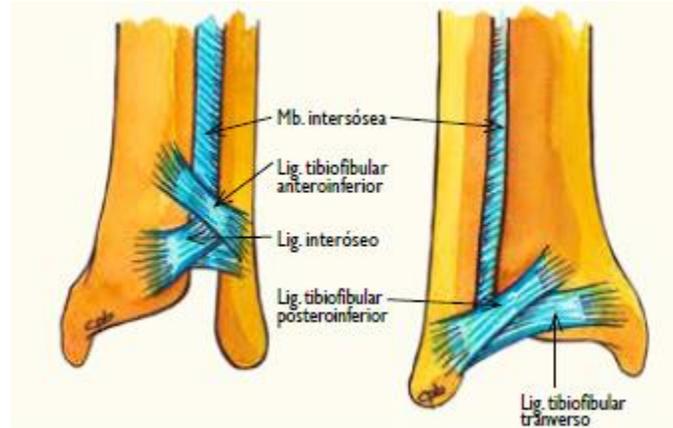


Figura 8 Sindesmosis tibiofibular inferior.

Figura 8 Sindesmosis tibiofibular inferior, tomado de (Melo Gromulls, 2014)

1.5 LESIONES DE TOBILLO

El esguince de tobillo es como comúnmente se conoce a la lesión de los tejidos estabilizadores pasivos del tobillo (cápsula y ligamentos). Esta lesión es producida por una torsión forzada, sobrepasando los rangos de movilidad articular normales. Las lesiones de tobillo van desde una simple distensión hasta la rotura completa de los ligamentos, ya sea con o sin lesiones asociadas (Melo Gromulls, 2014).

Las lesiones de tobillo se clasifican en 3 categorías, según el grado de afectación de los ligamentos (Melo Gromull, 2014):

1. Grado I (leve): Es cuando ocurre solo la distensión del ligamento afectado, ocasionando mínimo dolor e inflamación casi imperceptible.
2. Grado II (moderado): Cuando ocurre un desgarro parcial del ligamento, lo cual ocasiona dolor, edema, equimosis y hematoma, dificultando la marcha patológica normal.
3. Grado III (grave): Se presenta una rotura completa del ligamento, además de una inestabilidad articular producto de esta. Al igual que en el grado II, ocasiona dolor, edema, equimosis y hematoma, pero, además, no solo dificulta la marcha, sino que incapacita el apoyo plantar de la persona.

En estrecha relación con el tipo de lesión presentada, se estudian los diferentes métodos de tratamiento de la lesión, como sigue (Melo Gromull, 2014):

1. Grado I: Se realiza compresión con vendaje elástico durante 7 a 14 días con apoyo gradual, de acuerdo con la tolerancia ejercida. Posterior a la disminución del dolor, se debe realizar rehabilitación funcional.
2. Grado II: El tratamiento es muy parecido al realizado en una lesión de grado I, sin embargo, es solo a partir del día 5 que se sugiere realizar apoyo gradual, y de acuerdo con el dolor general, se cambia el vendaje elástico compresivo por una tobillera, acompañado de rehabilitación funcional.
3. Grado III: Se maneja como una fractura estable de tobillo, es decir, con inmovilización completa con bota ortopédica con carga parcial en la zona, de acuerdo con el dolor, por un periodo de 4 a 6 semanas.

En los casos de lesiones grado II y III en donde el tiempo de inmovilización puede ser mayor, y no se realiza un apoyo de fuerza gradual, se tiende a deteriorar significativamente el músculo y las articulaciones, por lo que se hace necesario el estímulo del movimiento o terapia física, que permita mantener o recuperar las aptitudes musculo esqueléticas. Con la inmovilización se produce la atrofia tanto en las fibras musculares de contracción lenta (tipo 1) como en las de contracción rápida (tipo 2). La atrofia de las fibras de contracción rápida es la primera que se observa con la pérdida de fuerza, mientras que en las de tipo 1 se refleja en la pérdida de resistencia. Para contrarrestar estos efectos negativos posterior a la lesión, será necesario, no sólo la movilización pasiva de la musculatura afectada y activa cuando sea posible, sino también la elongación controlada de esta musculatura. Si no, se pierde la capacidad de resistir y generar fuerza.

1.6 EJERCICIOS DE REHABILITACION

Según la APTA (American Physical Therapy Association) los ejercicios terapéuticos se definen como la aplicación sistemática planeada de movimientos físicos, posturas o actividades diseñadas para remediar o prevenir deterioros, mejorar el funcionamiento y mejorar la condición física. Para ello es necesaria la participación de un fisioterapeuta, quien es el profesional con los conocimientos de la patología,

fisiología, biomecánica y los principios físicos, que le permitan diseñar los objetivos para cada caso, ya sea fuerza muscular, potencia, resistencia, flexibilidad o amplitud de movimiento, equilibrio, coordinación o agilidad (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014).

La rehabilitación de miembro inferior tiene dos objetivos, recuperar la fuerza muscular y recuperar la resistencia. Se pueden identificar distintos tipos de ejercicios de rehabilitación para la recuperación de la fuerza muscular (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014):

- Isométrico: La longitud de la fibra muscular es constante, de forma que la contracción muscular ocurre sin movimiento articular.
- Isotónico: Es un ejercicio dinámico realizado con una carga o resistencia constante, pero sin controlar la velocidad del movimiento, en estos ejercicios la tensión de una fibra muscular es relativamente constante.
- Isocinético: Origina un movimiento articular constante, para lo cual varía la resistencia en una respuesta a la fuerza muscular aplicada

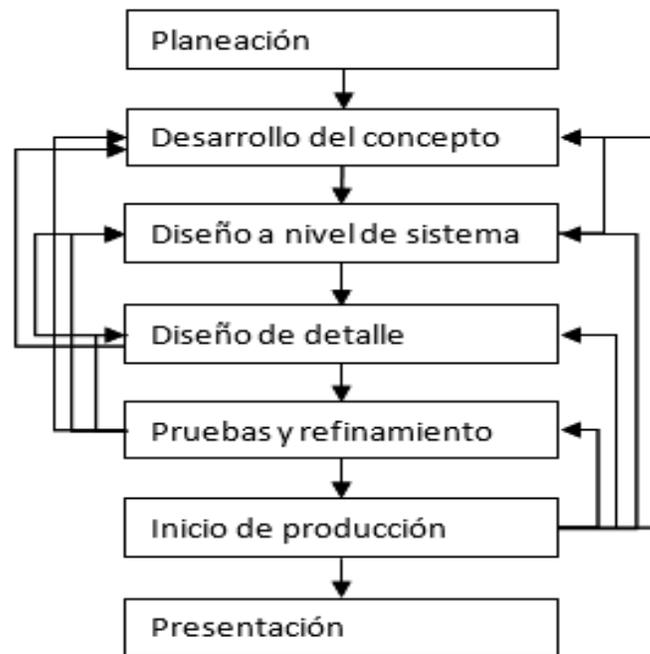
1.7 DISEÑO

El proceso de diseño y desarrollo en ingeniería sigue una serie de pasos para obtener una solución final que cumpla con los requisitos y requerimientos, si bien existen muchos métodos en donde se conceptualiza este proceso, uno de los mayores exponentes ha sido Karl T. Ulrich.

Ulrich menciona que el proceso de desarrollo puede considerarse como la creación inicial de un amplio conjunto de conceptos alternativos de producto, y luego la subsecuente reducción de alternativas y creciente especificación del producto, hasta ser elaborado de forma repetida y confiable por un sistema de producción. El proceso se inicia con una fase de planeación, siendo el vínculo con actividades avanzadas de desarrollo en investigación y tecnología, y concluye con el lanzamiento del producto en sí, es decir el momento en que éste está disponible en el mercado para su adquisición. El proceso de desarrollo de producto consta de 6 fases, aunque no es completamente lineal, sino que permite diferentes iteraciones, y regresiones (se presenta un resumen en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), como sigue (Ulrich & Eppinger, 2013):

0. Planeación: Comienza por la identificación de las oportunidades, abarca también la evaluación de los avances de la tecnología y los objetivos del mercado. El resultado de esta fase es la declaración de misión del proyecto, las suposiciones básicas y las limitaciones.
1. Desarrollo del concepto: Se identifican las necesidades del mercado objetivo, se generan y evalúan conceptos alternativos del producto, seleccionando uno o más conceptos para desarrollo y pruebas adicionales. En esta fase se realiza una descripción de la forma, función y características del producto,

- acompañado, por lo general, de un conjunto de especificaciones, un análisis de productos de la competencia y una justificación económica del proyecto.
2. Diseño a nivel sistema: Se define la arquitectura del producto y la descomposición del producto en subsistemas y componentes, además se define el sistema de producción y el esquema de ensamble final. La salida de esta fase comprende un diseño geométrico del producto, una especificación funcional de cada uno de los subsistemas del producto, y un diagrama de flujo preliminar del proceso para el ensamble final.
 3. Diseño de detalle: Se realiza la especificación completa de la geometría, materiales y tolerancias de todas las partes únicas del producto y la identificación de todas las partes estándar a ser adquiridas. Se establece un plan de proceso y se diseña cada pieza a ser fabricada. La salida de esta fase es la documentación de control del producto, es decir, todos los soportes documentales (dibujos o archivos digitales) que describen la geometría, especificaciones y los planes de fabricación y ensamble de cada una de las piezas y del producto en conjunto. Para cuando se finalice esta fase se debe tener claro la selección de materiales, el costo de producción y el desempeño robusto del producto.
 4. Pruebas y refinamiento: Comprende la construcción y evaluación de versiones múltiples de preproducción del producto. Se realizan los primeros prototipos (alfa) con piezas destinadas con la misma geometría y propiedades de material que en la versión final de producción, pero no necesariamente con los mismos procesos de fabricación industrial. Los prototipos alfa sirven para determinar si el producto funcionará como está diseñado y si satisface las necesidades. Los siguientes productos para desarrollar son los prototipos beta, los cuales sí se construyen con piezas obtenidas por procesos de fabricación industrial, pero no necesariamente con los métodos de ensamblaje final pretendidos. Estos prototipos sirven para responder preguntas acerca de la operación y confiabilidad para identificar cambios de ingeniería para el producto final, esto es posible ya que son evaluados en forma interna y en ambientes de uso real.
 5. Inicio de producción: En esta fase el producto se hace usando el sistema de producción pretendido. Su propósito es resolver cualquier problema en los procesos de producción, y los prototipos desarrollados son evaluados cuidadosamente para identificar cualquier falla final. Posterior a ello, los productos evaluados finalmente se envían a producción en curso, y finalmente se realiza una revisión del proyecto posterior al lanzamiento para evaluar el proyecto desde la perspectiva comercial y técnica, para identificar cómo mejorar el proceso de desarrollo de futuros proyectos.



*Figura 9 Diagrama de proceso de diseño y desarrollo de productos ingeniería.
(elaboración propia)*

Para el desarrollo de concepto se toma como referencia los sistemas robóticos, que no son una solución nueva en el área de rehabilitación, estos se proponen como una solución eficiente que permite el movimiento suave y gradual de los segmentos óseos, además de estirar músculos, tendones y ligamentos (Blanco-Ortega, Magadán Salazar, Antúnez Leyva, & Santana Camilo, 2017).

1.7 EXOESQUELETOS

Los exoesqueletos mecánicos son robots acoplados a las extremidades del cuerpo humano con la función de incrementar las capacidades humanas, como, por ejemplo, la fuerza, velocidad y rendimiento en gasto energético. Si bien sus aplicaciones han estado concentradas en la milicia por los altos costos que representa en las últimas décadas se han venido incluyendo en la medicina como instrumento de rehabilitación de las extremidades cuando se sufre alguna lesión y se restringe en cualquier nivel la actividad muscular (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014).

La mayoría de los exoesqueletos para medicina se adaptan al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento y sensado para la toma de decisiones en la ejecución de alguna previamente definida, por medio de los actuadores. Además, hay que tener en cuenta los diferentes sistemas que convergen en estos dispositivos, como la instrumentación electrónica, para recolectar la información y se enviada a un procesador con las estrategias de control (Chávez Cardona, Rodríguez Spitia, & Baradica López, 2010).

La ventaja de utilizar exoesqueletos para la rehabilitación es aprovechar la precisión que tiene un sistema electrónico en la repetición de actividades simultáneas, además de la extensión de la posición angular sin restricción, y el control riguroso en el cambio de fuerza o resistencia al movimiento (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014).

Comúnmente estos dispositivos se diseñan de acuerdo con un requerimiento en los grados de libertad. Los grados de libertad de un mecanismo o cuerpo, como lo es el exoesqueleto, corresponde al número de coordenadas independientes necesarias para especificar de forma única su posición respecto a un sistema de referencia establecido. Esto se traduce en cuán libre es la movilidad del mecanismo, y sobre qué eje de coordenadas es posible su movimiento. En el caso de los exoesqueletos para rehabilitación de miembros inferiores se suele usar entre 1 y 3 grados de libertad, según la aplicación (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014).

Los exoesqueletos tanto para potenciar las habilidades humanas, como para rehabilitación pueden categorizarse según la extremidad a la que estén asociada, y en específico a las articulaciones o segmentos óseos, y de acuerdo con la actividad que realice el exoesqueleto, ya sea de tipo activo o pasivo, es decir, que contengan, o no, actuadores para el movimiento. Lo más común es que los exoesqueletos se desarrollen para miembros inferiores, esto debido a que son las más vulnerables a lesiones y es en donde recae el peso corporal (Chávez Cardona, Rodríguez Spitia, & Baradica López, 2010).

Los exoesqueletos orientados a miembros inferiores comúnmente son relacionados con la marcha humana, y de estos se ha podido identificar los últimos avances en su desarrollo. En primer lugar, se tiene una arquitectura moderna para controlar el exoesqueleto que toma las variables de movimiento del mismo exoesqueleto, eliminando el problema producto de la inestabilidad humana. Segundo, un sistema de potencia cada vez más eficiente. Una red LAN para comunicación, y un protocolo específico para eliminar el cableado, entre humano-máquina y entre máquina-máquina. Finalmente, una arquitectura diseñada cuidadosamente para que sea flexible y su consumo de energía sea cada vez más reducido, ampliando así su autonomía (Chávez Cardona, Rodríguez Spitia, & Baradica López, 2010).

Respecto a los sistemas de rehabilitación de miembro inferior, se cuentan grandes avances de la tecnología, en especial orientados a pacientes con accidente cerebrovascular, que impida realizar los movimientos comunes que requiere la terapia física. Además, estos sistemas de rehabilitación permiten al personal médico realizar la prescripción, demostración y monitoreo de los protocolos de rehabilitación, y que se puedan realizar sin el acompañamiento de personal médico de forma presencial, posibilitando la terapia física en casa (Chávez Cardona, Rodríguez Spitia, & Baradica López, 2010).

En cuanto a sistemas de rehabilitación de tobillo se pueden agrupar en sistemas de órtesis de pie estacionarios o activos. Los sistemas estacionarios son los mecanismos robóticos diseñados para ejercitar el tobillo humano sin marcha, por lo cual, la posición del paciente es fija, y solo se ejercita el miembro requerido. Por otro lado, las órtesis de pie activas son una evolución de las órtesis pasivas, con el fin de controlar la posición, el movimiento del tobillo y compensar la debilidad, son sistemas portables, que el usuario lleva puesto mientras camina en la superficie o caminadora (López, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, 2014).

Los sistemas electromecánicos constan tanto de componentes electrónicos como un componente mecánico, que comúnmente se ve reflejado en el actuador del sistema. Para un dispositivo de rehabilitación se tiene que se debe contar con un procesador, una tarjeta electrónica, un actuador, en este caso un motor paso a paso, el cual debe estar controlado por su propio *driver*, y finalmente una fuente de alimentación para todo el sistema, además, es necesario un sistema de cadena-piñón conectado al actuador.

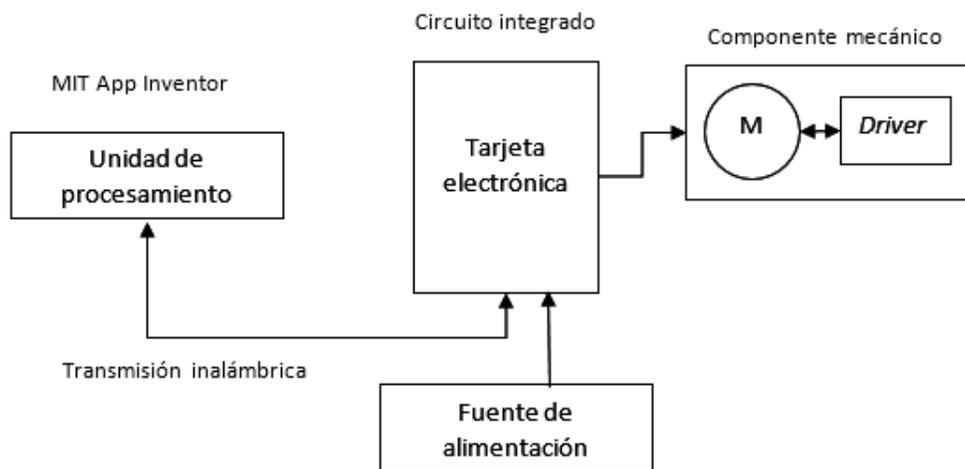


Figura 10 Diagrama de sistema electromecánico. (elaboración propia)

1.8 ACTUADORES

Los motores paso a paso son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos, su principal característica es la posibilidad de moverlos “un paso” por cada pulso que se le aplique, es decir puede tener movimientos rotacionales de una amplitud de $1,8^\circ$ o $0,72^\circ$ mínimo. En estos motores todas las bobinas están en el estator mientras que el rotor es, o un imán permanente o, en el caso de motores de reluctancia variables, un bloque de algún material magnéticamente blando. Toda la conmutación debe ser manejada externamente por el *driver* del motor y, habitualmente, los motores y *drivers* están diseñados para que el motor pueda ser mantenido en una posición o rotar cualquier sentido (Gonzalez, 2020).

De los motores paso a paso se distinguen dos variedades, de reluctancia variable y de imán permanente. Los primeros tienen 3 bobinas en el estator del motor, conectadas con un terminal común C. Los motores de imán permanente son los más usados en robótica, están constituidos por un rotor sobre el que van distintos imanes permanentes y en el estator van ubicadas las bobinas excitadoras (Gonzalez, 2020).

Existen dos tipos de motores paso a paso de imán permanente, los bipolares y unipolares. Los primeros tienen generalmente 4 cables de salida, y requieren el cambio de dirección del flujo de corriente a través de las bobinas en la secuencia apropiada para realizar un movimiento, por lo que sus *drivers* son más complejos y costosos. Mientras que los unipolares suelen tener 5, 6 u 8 cables de salida, dependiendo de su conexionado interno, siendo más simple de controlar (Gonzalez, 2020).

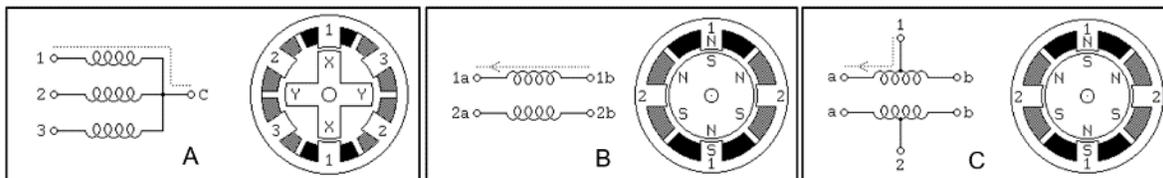


Figura 11 Diagrama interno de motores paso a paso.

Figura 9 Diagrama interno de motores paso a paso. (A) Reluctancia variable (B) Bipolar (C) Unipolar, tomado de (Gonzalez, 2020)

1.9 CONTROL DE ACTUADORES

El control de posición de motores paso a paso se puede realizar en un sistema de control de lazo abierto, aunque existe el riesgo de perder algún paso en su movimiento. En caso de accionar cargas desconocidas, el lazo cerrado es el ideal, pero el coste del transductor de realimentación es más alto.

Para crear el movimiento de rotación, la corriente a través de las bobinas debe cambiar en el orden prefijado. Esto se logra usando un *driver* que permite la correcta secuencia de salida cuando se somete a un pulso y una dirección de señal. Para girar el motor a una velocidad constante, los pulsos deben ser generados a un ritmo constante, esto se logra con un PWM (señal modulada por ancho de pulso) que es originada desde un microprocesador y antes de la entrada de la señal al *driver* se introduce un filtro RC paso bajo (Figura 11) y un seguidor de tensión para obtener las señales analógicas correctas para el *driver* (Universidad Pública de Navarra, 2020).

Una señal PWM es una señal en la que se modifica el ciclo de trabajo de una señal periódica, usualmente de tipo cuadrada, pero también existen de tipo sinusoidal, para transmitir información por un canal de comunicación o controlar la cantidad de energía que se envía a una carga. En señales PWM cuadradas, su voltaje máximo siempre será el mismo, y se modifica solamente el tiempo, dentro del periodo de la

señal, en que permanece en 0 y en 1 (que según el circuito diseñado puede ser 3,3v, 5v, 9v o 12v). En el caso de señales PWM para el manejo de motores paso a paso, esta se obtiene de la salida del microprocesador a partir de sus salidas específicas de PWM (Universidad Pública de Navarra, 2020).

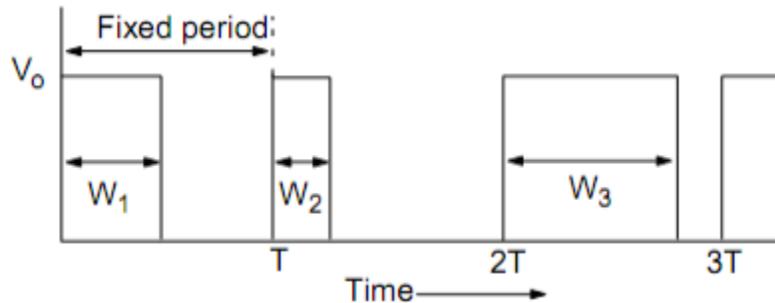


Figura 12 Señal PWM.

Figura 10 Señal PWM, tomado de (Universidad Pública de Navarra, 2020)

Un filtro pasa bajo deja pasar todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte y bloquea todas las frecuencias superiores a esta. Cuando aumenta la frecuencia por encima de la frecuencia de corte, la reactancia capacitiva disminuye y reduce la tensión de entrada no inversora. Como el circuito de retardo RC está fuera del lazo de realimentación, la tensión de salida decae. Cuando la frecuencia se aproxima a infinito, el condensador se aproxima al corte, y su tensión de entrada es cero (Universidad Pública de Navarra, 2020).

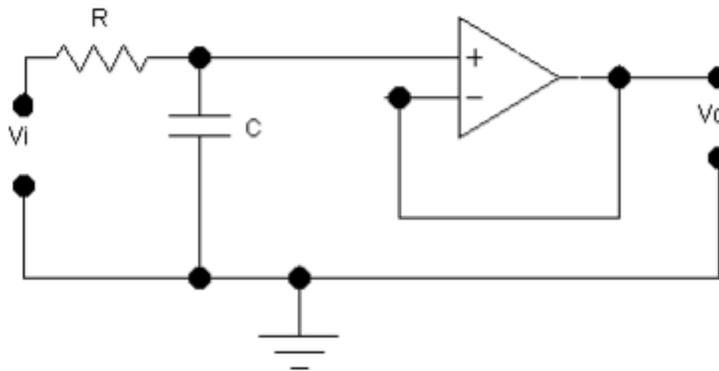


Figura 13 Circuito RC

Figura 11 Circuito RC pasabajas con seguidor de tensión, tomado de (Universidad Pública de Navarra, 2020)

Para el caso de una señal PWM, con una frecuencia constante y conocida, se busca eliminar todos los armónicos que componen la señal, excepto el de continua. Al realizar el análisis de Fourier para una señal PWM se obtiene un pico de frecuencias en $1/T$, mientras que el resto de los armónicos se ubican en k/T , siendo k valores impares; son estos armónicos los no deseados y que se busca eliminar (Figura 12).

Son estas señales de salida al final del seguidor de tensión las que entran en el puente H que controla la activación o no de cada una de las bobinas para polarizarlas y generar el movimiento en el motor. (Camacho, López, Díaz, & Gaviria)

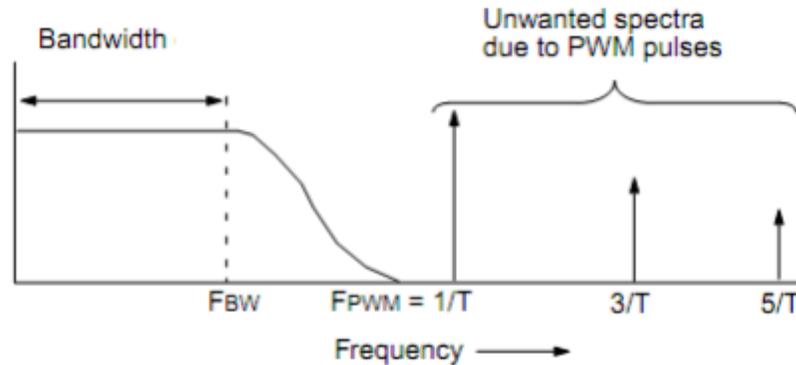


Figura 14 Armónicos de una señal típica PWM.

Figura 12 Armónicos de una señal típica PWM, tomado de (Universidad Pública de Navarra, 2020)

Para arrancar y detener el motor suavemente es necesario controlar la aceleración y desaceleración. El tiempo de retardo entre los impulsos del motor paso a paso controla la velocidad. Este debe ser calculado para que la velocidad siga la rampa lo más exactamente posible.

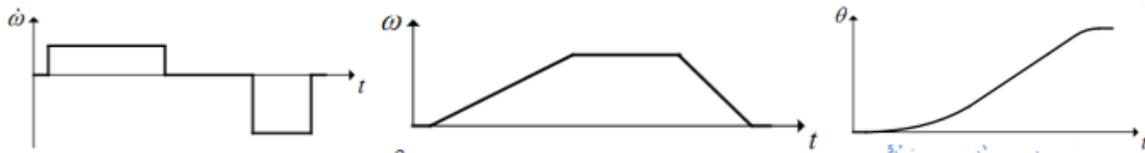


Figura 15 Aceleración, velocidad y posición de un motor paso a paso.

Figura 13 Aceleración, velocidad y posición de un motor paso a paso, tomado de (Universidad Pública de Navarra, 2020)

Los pasos discretos controlan el movimiento del motor, y la resolución de retardo de tiempo entre pasos está dado por la frecuencia del temporizador, esta señal es generada por un contador del microprocesador. El retardo δt es definido por el contador c está dado por la ecuación 1 mientras que el ángulo del paso de motor, a posición y su velocidad) está definido como sigue (Universidad Pública de Navarra, 2020):

$$\delta t = c t_t = \frac{c}{f_t} = [s] \quad \text{Retardo del contador} \quad \text{Ecuación 1}$$

$$\alpha = \frac{2\pi}{spr} [\text{rad}] \quad \text{Angulo de paso del motor paso a paso} \quad \text{Ecuación 2}$$

$$\theta = n * \alpha [\text{rad}] \quad \text{Posición del motor paso a paso} \quad \text{Ecuación 3}$$

$$\omega = \frac{\alpha}{\delta t} = [\text{rad/sec}] \quad \text{Velocidad del motor paso a paso} \quad \text{Ecuación 4}$$

1.10 MULTIPLICADORES DE POTENCIA

Un sistema de cadena-piñón sirve para transmitir el movimiento desde un eje hacia otro, además con la posibilidad de aumentar o disminuir la fuerza, con la relación de piñones que se pueda establecer. De estos se pueden destacar 3 tipos de transmisiones de utilidad (Hibbeler, 2013).

- Transmisión simple: La velocidad y la fuerza transmitida dependen de la fuerza o velocidad que se le aplique al piñón conductor.
- Transmisión compuesta: Mediante un sistema de cambios se puede cambiar los piñones engranados en la cadena, a fin de lograr una mayor potencia, o en relación inversa, una mayor velocidad.
- Sistema de piñones encadenados: Es un sistema de pares de piñones encadenados, para transmitir el movimiento y reducir, o aumentar, la velocidad de estos.

1.11 CONTROL INALAMBRICO Y DISEÑO ASISTIDO

Respecto a la unidad de procesamiento y comando del dispositivo, se tiene que, MIT App Inventor es un software de diseño funcional de aplicaciones para sistema operativo Android, desarrollado por el Massachusetts Institute of Technology (MIT) que permite, con conocimientos básicos de programación, programar una aplicación para entorno móvil, que permite usar diferentes sensores y componentes del celular. Su gran ventaja, frente a sistemas más robustos como Android Studio, es que su programación se realiza por bloques, lo cual facilita la implementación tanto de la interfaz de usuario como del algoritmo (Massachusetts Institute of Technology, 2020). Por lo que la unidad de procesamiento es directamente el teléfono móvil, desde donde se envían las órdenes para ser ejecutadas por el actuador.

En adición, es necesario para la fase de prototipado realizar el diseño CAD/CAM y además tener herramientas de prototipado rápido. El diseño asistido por computado (CAD) es una herramienta que permite crear, modificar y analizar modelos en 2D o 3D, y se integra con aplicaciones CAM (fabricación asistida por computado) y CAE (ingeniería asistida por computador) en el campo de diseño y análisis de ingeniería (Rojas Lazo & Rojas Rojas, 2006). Los sistemas CAD ofrecen ventajas que mejoran el proceso de diseño, como la posibilidad de corregir y/o prevenir errores en fase de diseño, ahorro de tiempo y aumento de la productividad ante las posibles modificaciones de mejora de una pieza del sistema solución, facilidad de uso, mayor

calidad y precisión en los productos, disminución de costos, y más (Albarrán Ligeró, 2008).

El prototipado rápido puede definirse como todas las tecnologías y técnicas usadas para obtener prototipos físicos a partir de archivos CAD. Los prototipos obtenidos pueden ser para evaluar geometrías distintas, validaciones de aspecto o incluso puede cumplir con los requerimientos mecánicos impuestos, dando la posibilidad de realizar pruebas funciones y de homologación antes de llegar al producto final. Las principales tecnologías utilizadas en la realización de prototipado rápido se pueden agrupar en estero litografía, sinterización selectiva por láser, fabricación por corte láser y manufactura aditiva (Sánchez Jiménez, Fernández de la Puente, & Llorente Geniz, 2004).

Lo expuesto anteriormente permite concluir que es viable llevar a cabo la automatización de los procesos de rehabilitación en el área de la fisioterapia, en donde se puede aprovechar los avances tecnológicos en la industria electromecánica, para aplicarlos a la rama de la bioingeniería, los cuales están apuntando cada día más a la precisión, exactitud y economía, teniendo en cuenta la información recolectada anteriormente se procederá a desarrollar el siguiente capítulo en donde se encontrara todo lo relacionado con la parte de diseño e implementación del prototipo desarrollado en software tipo CAD.

CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

En el capítulo anterior se realizó un estudio basado en la parte teórica referente al sistema óseo del tobillo y sus componentes, además de los actuadores con sus sistemas de control, y finalizando con la parte del diseño asistido tipo CAD. Cabe resaltar que, para el diseño, implementación y buen desarrollo de un prototipo se deben seguir algunas pautas claves como, por ejemplo, la metodología que se implementó para el desarrollo del prototipo, la revisión de la literatura y las principales características que debe tener el sistema desde el punto de vista fisioterapéutico. Hoy en día, existen dispositivos comerciales que su funcionamiento está basado en los procesos de rehabilitación del esguince de tobillo, para evitar que el paciente deba ser intervenido quirúrgicamente, o para sus terapias de rehabilitación. Uno de las problemáticas de estos dispositivos, es que difícilmente se encuentran a nivel local a demás que sus precios comerciales son muy elevados, motivo por el cual son de difícil acceso para los sistemas de salud. En la tabla 1 se presentan algunos ejemplos de estos proyectos en donde se mencionan algunas de sus características principales y sus precios comerciales. El ultimo prototipo mencionado en la tabla, es el desarrollado en este proceso de investigación, donde se puede notar que las características son muy similares, donde la diferencia está en el sistema de control o manipulación, ya que los prototipos comerciales funcionan a base de botones físicos, y el desarrollado actualmente es manipulado de una manera inalámbrica por medio de una aplicación tipo Android, pero este tema se abordara más adelante, por el momento se tratará la metodología que se implementó para esta investigación.

Tabla 1. CARACTERISTICAS DE PROTOTIPOS COMERCIALES

PROTOTIPOS	CARACTERISTICAS	PRECIO
 <p>KINETEC 5090</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Start/Stop y marcha atrás siempre disponibles para el paciente. • Posibilidad de bloquear el ajuste de los parámetros. • Ajuste preciso de los parámetros del movimiento. • ROM, velocidad, pausas en el límite de extensión o flexión, para mejores resultados. • La carga inversa garantiza la protección del paciente cuando se ejerce una fuerza excesiva sobre la articulación. • Se suministra con almohadillas higiénicas lavables. • Provisto de una garantía total de 2 años. • Dispositivo eléctrico tipo BF clase II. • Velocidad: 50° a 150° por minuto. • Peso: 11 kg. • Tamaño del dispositivo: Largo 56 cm, ancho 37 cm, alto 45 cm. • Tamaño del pie: de 19 cm (7 pulgadas) a 29 cm (11 pulgadas) 	<p>\$ 22.000.000</p>
 <p>APARELHO DE CPM</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Estructura de acero inoxidable. Control táctil fácil de usar. • Muestra el ángulo de movimiento en tiempo real. • Ajuste en la longitud del fémur y tibia para ser utilizado en • pacientes de diferentes alturas. • Le permite seleccionar la velocidad y los ángulos entre -10° y flexión 120°. • El equipo permite, por ejemplo, la estimulación de los cuádriceps, • movimiento de dorsiflexión del pie, monitoreo de la marcha. 	<p>\$19.000.000</p>

 <p>A3 CPM</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento anatómicamente correcto • Diseño liviano y compacto acomodándose a cama o silla • Funcionamiento con batería recargable • Zapato ortopédico para confort y estabilidad • Función de carga-en-reversa para seguridad del paciente y operación-manual del paciente • Switch de encendido y apagado 	<p>\$ 35'700.000</p>
 <p>FEPI</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Estructura en acero inoxidable y ácido poli láctico. • Ergonómico • Forros en cuero sintético para fácil limpieza. • Ejecución de movimientos como flexión, planti flexión, eversión e inversión • Sistema de manipulación inalámbrico • Peso 8.7 kg • Fuente de alimentación 120 v ac- 24v dc • Sistema de ventilación para evitar calentamiento. 	<p>\$ 11'000.000</p>

2.1 METODOLOGIA DE DISEÑO

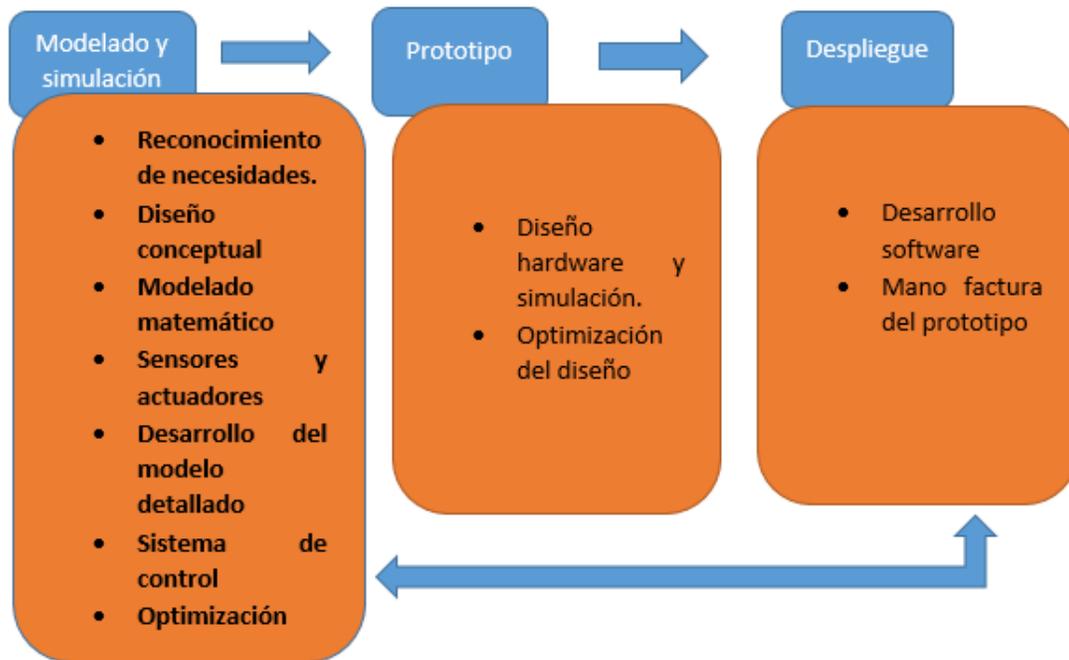


Figure 16 Diagrama de metodología de diseño (Avila, 2017)

La metodología que se implementó para el desarrollo del prototipo es la metodología de diseño mecatrónico (ver figura 16), ya que este sistema se basa en la investigación, diseño, construcción e implementación de la integración de sistemas mecánicos, eléctricos y de control, con el objetivo de ahorrar energía, optimizar costos e incrementar la calidad en el momento de obtener un producto final. Cabe resaltar lo propuesto por (Pacheco Vélez, 2020) donde se menciona que la investigación aplicada al diseño mecatrónico, busca el uso de conocimientos adquiridos de tal manera que en el momento de aplicar esta metodología se puedan adquirir nuevos conocimientos. En esta metodología se pueden encontrar varias etapas finalizando con un producto mecatrónico terminado. (Vargas, 2005) muestra la organización de actividades asociadas a la realización de proyectos bajo un enfoque de integración de tecnologías, así como los requerimientos y resultados más significativos de sistemas mecatrónico generados para diversas aplicaciones. A su vez, (Galvis, 2020) hace referencia a la metodología de ciclo Deming PHVA, que es la metodología en la cual se han basado algunos proyectos donde se puede incluir el desarrollo de prototipos mecatrónicos y que consiste en planear, verificar, hacer, actuar.

Con todo, el diseño mecatrónico se puede simplificar en las fases de: modelado, simulación, prototipado y construcción. El modelado puede plantearse con ecuaciones básicas o en física detallada. Las simulaciones permiten determinar el comportamiento de las variables, las constantes, las entradas y las salidas del sistema, además de tener una mejor comprensión del comportamiento dinámico y

las interacciones de los componentes. El prototipado y la construcción, permiten desarrollar máquinas, en donde los sistemas mecánicos, electrónicos y computacionales convergen. El prototipado permite hacer ajustes o rediseños para cumplir con los requerimientos del cliente y la construcción, además que permite obtener el producto final, teniendo que validarse con base en pruebas y los requerimientos solicitados. En el prototipado virtual se integra el diseño asistido por computadora, programación de software embebido y software de simulación para visualizar, finalmente, un dispositivo mecatrónico. En las fases del desarrollo de prototipos, tales como diseño conceptual, preliminar o detallado, el uso de prototipos virtuales permite realizar una revisión constante de los avances del proyecto y del cumplimiento de los requerimientos (E. Lugo, 2020).

Con base en esta metodología antes de iniciar el desarrollo del prototipo, se deben conocer cuáles son los requerimientos de los posibles clientes, (características que debe tener el prototipo) con base en informaciones de especialistas, así como de la literatura. Para obtener esta información se desarrolló una encuesta a 3 profesionales en el área de fisioterapia, 22 estudiantes de diferentes semestres de dicha carrera, y 3 ingenieros automáticos. Los resultados adquiridos permitieron diligenciar la matriz de casa o QFD, que fue la base para el primer boceto del prototipo, que se sometió a revisión, para obtener el diseño final.

2.2 MATRIZ DE CASA O QFD

La matriz de casa o QFD (Quality Function Deployment), es una herramienta que permite organizar, traducir y alinear las necesidades del cliente, dando como resultado las características y especificaciones que deberá llevar un producto o servicio, además, da la posibilidad de evaluar sistemáticamente el nivel de impacto que van a tener dichas características. La ventaja de esta matriz es presentar resultados más rápidos a diferencia de otras matrices, dar definición al proceso de diseños, ayudar a presentar e interpretar información gráficamente, entre otras capacidades, que serán usadas para obtener un óptimo desempeño en el desarrollo del prototipo (Day, 2003).

Para diligenciar la matriz, en primera instancia de deben identificar cuáles son los principales competidores, ya que siempre se encuentran personas o empresas que ofrezcan los mismos productos o servicios. Para el caso del prototipo a desarrollar se han tomado los siguientes modelos como competencia: prim fisioterapia y rehabilitación, kinetec 5090, aparelho de cpm, tobibot, A3 cpm, los cuales han sido diseñados con intenciones similares a este trabajo. A seguir, se debe recolectar información para obtener las características del diseño. En este caso, se hizo mediante una encuesta en donde se consulta, que se espera en concreto, indagando la importancia que tiene para el cliente cada una de las características recolectadas, estas se comparan con las características que presentan los diseños de la competencia, y así se podrá conocer que tan innovador será el proyecto que se va a desarrollar. Al terminar de diligenciar los datos, la matriz dará una puntuación a cada una de las características asignadas, donde claramente se podrá evidenciar

las más relevantes, y con esas se deberá iniciar el desarrollo del boceto, que es el objetivo final por el cual se ha desarrollado todo el proceso anterior (Villoldo, 2019).

A continuación, se presentarán algunos de los resultados obtenidos en la encuesta realizada, para obtener información de las características que debe llevar el boceto.

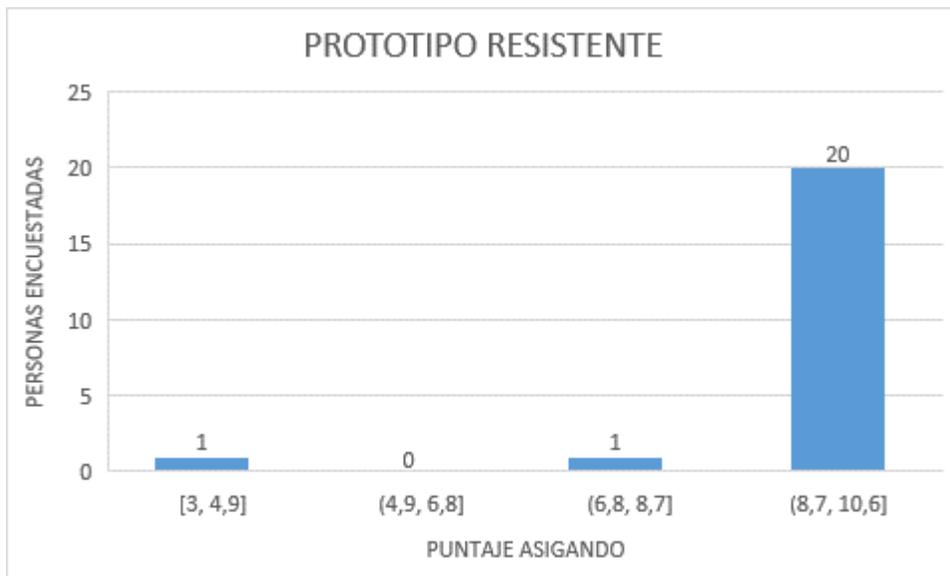


Figura 17 Resistividad del prototipo

La figura 17 trata de la resistencia que debe tener el prototipo, dirigido al tipo de material de construcción de las piezas, en donde 20 personas, es decir más del 90 % afirman que debe ser un material muy resistente.

Anatómico-ergonómico

22 respuestas

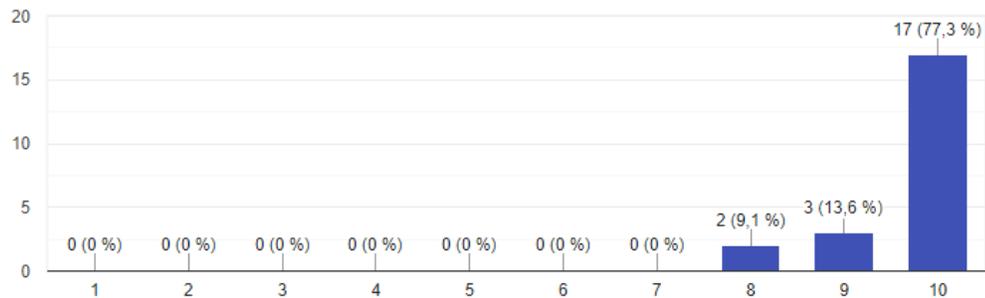


Figura 18 Ergonomía del prototipo

La figura 18 va enfocada a la ergonomía, pues los diseños que fueron estudiados como competencia para este proceso, no son tan ergonómicos, por tal motivo se obtuvo que 17 personas, es decir el 77.3 % de las 22 personas encuestadas, optan por que el proyecto sea adaptable al paciente, y no que el paciente se tenga que adaptarse a él.

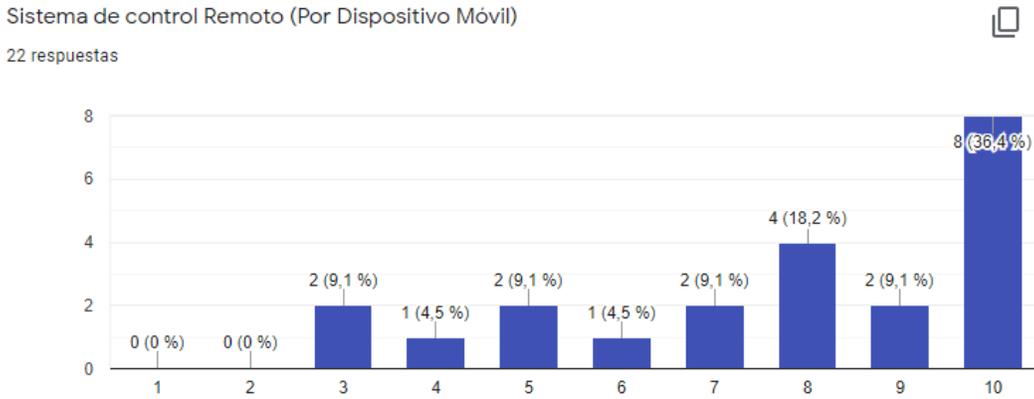


Figura 19 Control remoto

La figura 19 está basada en las respuestas que se obtuvieron en la encuesta con respecto a que tan necesario sería que el prototipo se maneje por medio de un control remoto, en este caso se refiere a una aplicación móvil. Como se evidencia, se obtiene una respuesta no muy favorable, ya que solamente 8 personas es decir el 36.4 % están de acuerdo con la implementación de dicha característica. Aunque sea un bajo puntaje, se implementará una aplicación tipo Android como control.

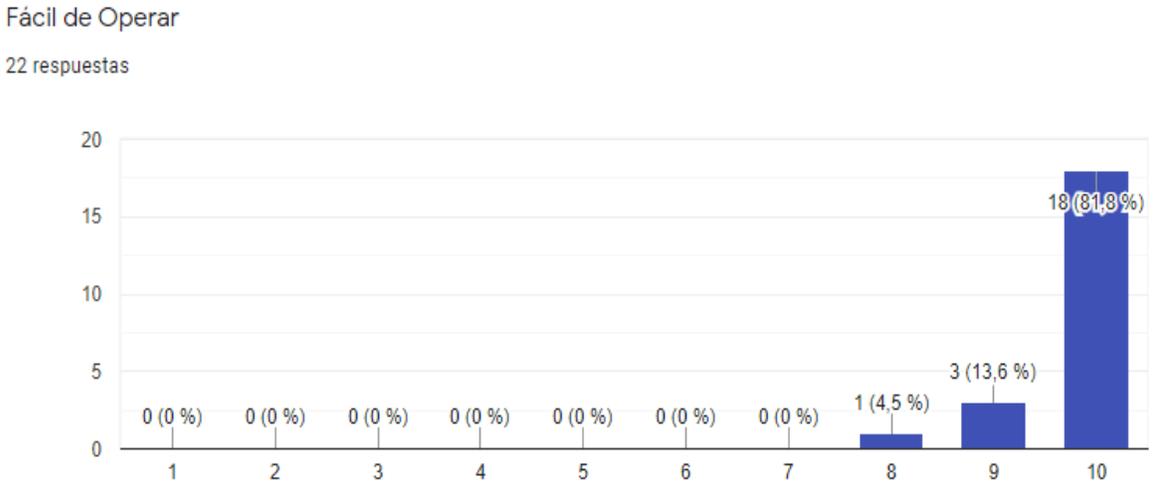


Figura 20 Operatividad del prototipo

La figura 20 se centra en la manipulación de la máquina, ya que se espera que sea el usuario el que tenga la posibilidad de manejarlo según sea la terapia asignada. Para este caso se obtiene que 18 personas de 22, es decir el 81.8% afirmaron que su manipulación deberá ser sencilla.

Title: Exoesqueleto robotico para rehabilitacion del esgince de tobillo
 Author: DIDIER ALEXANDER SANCHEX CERON
 Date:
 Notes:

Legend

- ⊖ Strong Relationship 9
- Moderate Relationship 3
- △ Weak Relationship 1
- ++ Strong Positive Correlation
- + Positive Correlation
- Negative Correlation
- ▼ Strong Negative Correlation
- ▽ Objective Is To Minimize
- ▲ Objective Is To Maximize
- X Objective Is To Hit Target

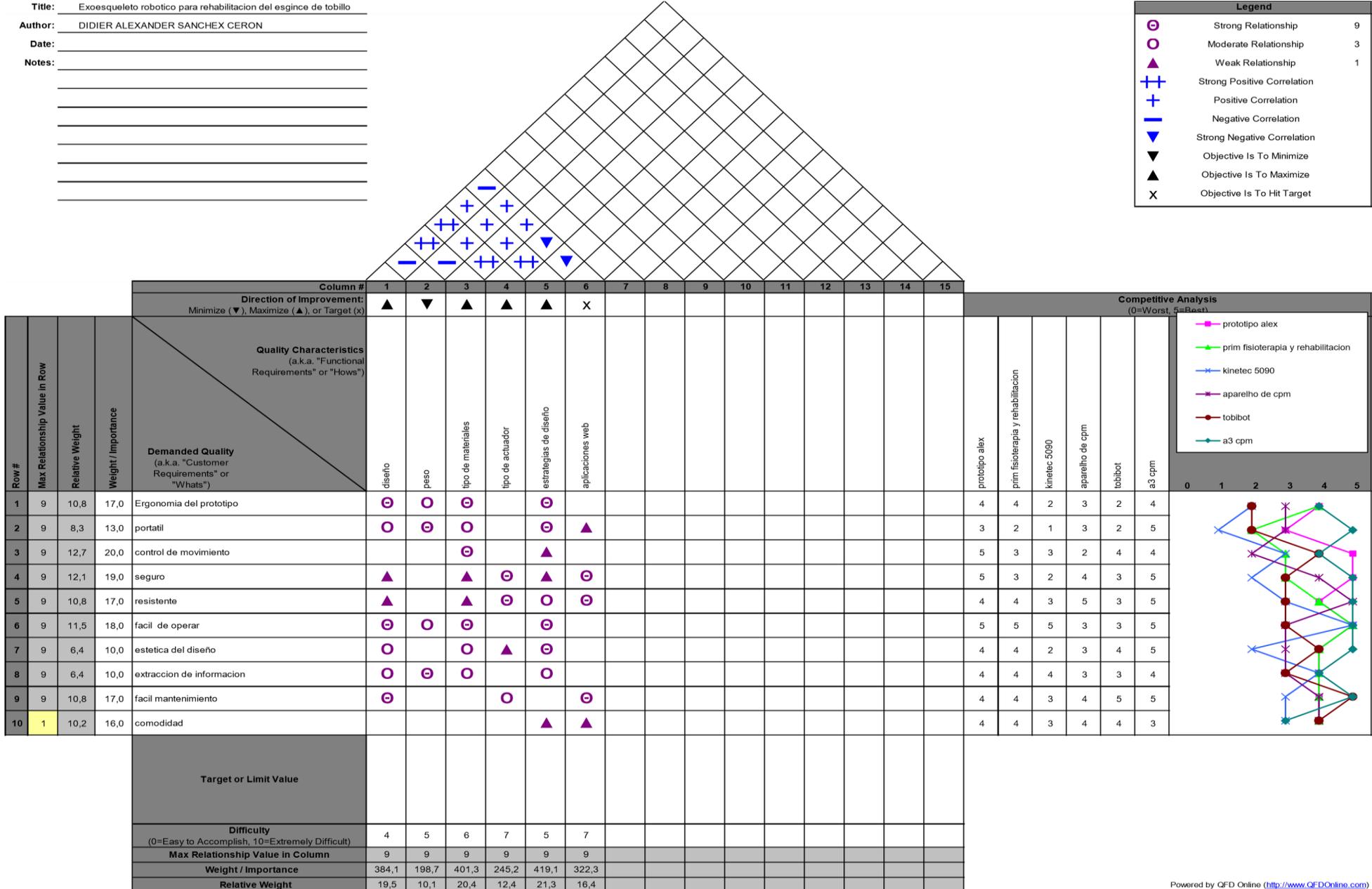


Figura 21 Matriz QFD

Luego de diligenciar la matriz QFD (figura 21), se procede a desarrollar la interpretación de los datos obtenidos. Como primera medida se debe tener en cuenta las estrategias de diseño, ya que su puntaje fue de (21.3), seguido del tipo de materiales que se va a usar para su implementación, con un puntaje de (20.4), en tercer lugar, se encuentra la parte del diseño, con (19.5) puntos, y otras características que prevalecieron, luego de haberlas sometido las dos fases anteriores. Así, el proceso de diseño se inicia en primera instancia con el boceto y luego con el Diseño Asistido por Computador (CAD) de cada una de las piezas mecánicas y electrónicas. Estas piezas se clasificaron en dos grupos de la siguiente manera: Grupo 1: componentes mecánicos y estructurales, Grupo 2: componentes electrónicos y sus partes, para los componentes electrónicos como, por ejemplo: el motor paso a paso que se usará como actuador, se tuvo en cuenta la parte teórica detallada en el capítulo 1, en donde se habla acerca de los pasos que puede desarrollar el actuador y su control para que estos sean precisos. Las imágenes que se presentan en seguida son del diseño con sus piezas más relevantes, a las que se irá explicando por qué su diseño y por qué se seleccionó el material para su implementación. En la figura 22 se presenta el boceto del prototipo, obtenido gracias a la información recolectada por el diligenciamiento de la matriz QFD.

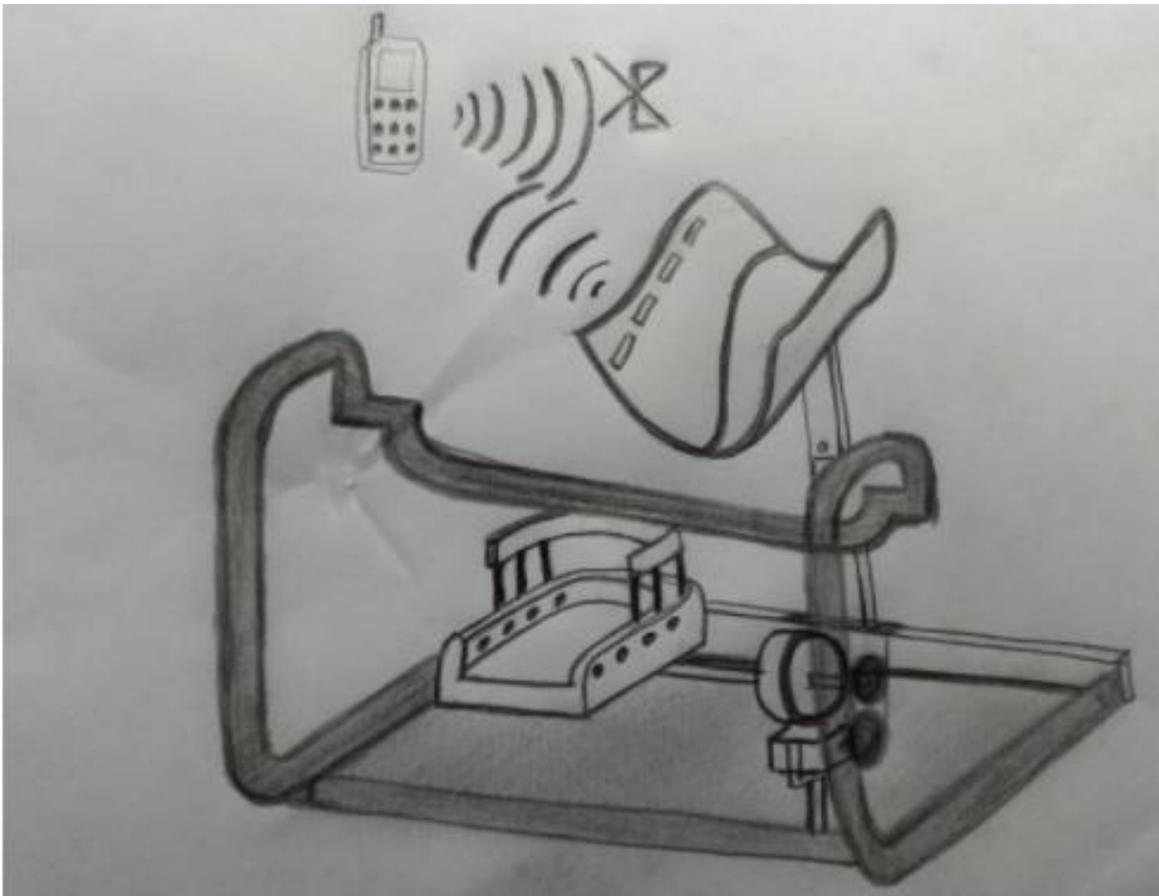


Figura 22 Boceto para rehabilitador

2.3 COMPONENTES MECÁNICOS Y ESTRUCTURALES

En la figura 23 se muestra el diseño total de prototipo, obtenida como resultado del procesamiento de los datos obtenidos al desarrollar la encuesta, la matriz QFD y el boceto, teniendo la oportunidad de someterlo a pruebas, por medio del grupo de especialistas en el área de la fisioterapia e ingenieros, los que dieron su punto de vista gracias a la experiencia obtenida en el desarrollo de su vida profesional.

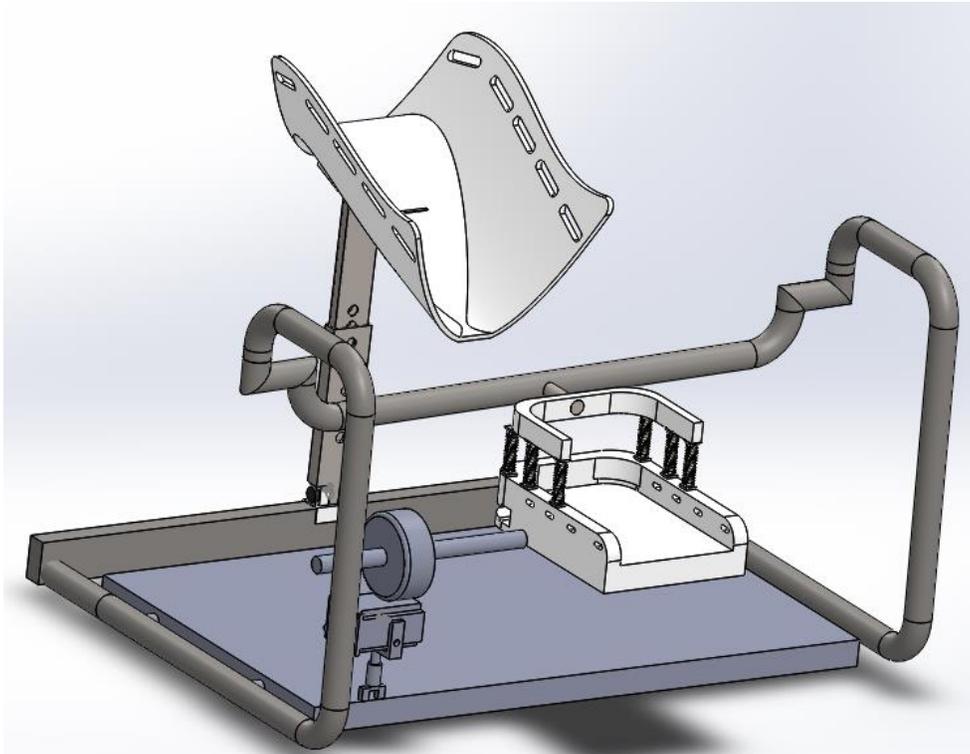


Figura 23 Diseño prototipo rehabilitador de tobillo

Para hacer la descripción del prototipo, se abordarán las piezas más relevantes del diseño, es decir piezas que estén diseñadas para soportar el peso, o las que deban realizar algún movimiento, esto con el fin de dar a conocer el tipo de material, el estudio estático, factor de seguridad, cotas y otras características del de las mismas, en el anexo 1 se pueden observar algunas de las piezas en 2d, con sus respectivas cotas.

2.4 MATERIALES

Antes de pasar al estudio del diseño, se hará mención a una comparación de los posibles materiales que se disponen para la implementación de las piezas en la impresora 3D, con el fin de seleccionar el más conveniente. Para estos casos el polímero más utilizado para el desarrollo de exoesqueletos en la bioingeniería es el ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) o el PLA (ácido poli-láctico), ya que cumplen con una serie de características las cuales se presentan a continuación:

2.4.1 ABS (ACRILONITRILLO BUTADIENO ESTIRENO)

Denominado el plástico de la ingeniería, derivado de tres monómeros diferentes para su composición: acrilonitrilo, butadieno, y estireno, por tal razón es denominado terpolimero. Los bloques de acrilonitrilo proporcionan rigidez, resistencia a los ataques químicos y estabilidad a la temperatura, así como la dureza. Los bloques de butadieno son los encargados de proporcionar tenacidad a cualquier temperatura, basándose en los ambientes fríos donde los plásticos tienden a volverse quebradizos, y el bloque de estireno aporta resistencia mecánica y rigidez (Mariano, 2011).

2.4.1.1 IDENTIFICACIÓN DEL ABS

De acuerdo con la norma ISO 11469 (DIN 58840), las partes fabricadas del material ABS deben estar marcadas con la identificación que se muestra en la figura 24.

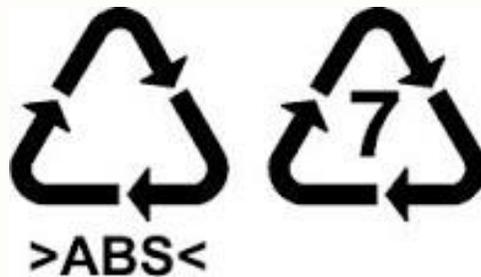


Figura 24 Identificación genérica del ABS

2.4.1.2 PROPIEDADES

El ABS tienen importantes propiedades en ingeniería como buena resistencia mecánica, resistencia al impacto, facilidad para el procesado y maquinado. La resistencia al impacto de los plásticos ABS se ve incrementada al aumentar el porcentaje de contenido en butadieno, pero disminuyen entonces las propiedades de resistencia a la tensión y disminuye la temperatura de deformación por calor. El amplio rango de propiedades que exhibe el ABS es debido a las propiedades que presentan cada uno de sus componentes. (Mariano, 2011).

El acrilonitrilo proporciona

- Resistencia térmica
- Resistencia química
- Resistencia a la fatiga
- Dureza y rigidez

El butadieno proporciona:

- Ductilidad a baja temperatura
- Resistencia al impacto
- Resistencia a la fusión

El estireno proporciona:

- Facilidad de procesado (fluidez)
- Brillo
- Dureza y rigidez

La mayoría de los plásticos ABS son no tóxicos e incoloros.

2.4.1.3 PROPIEDADES CUALITATIVAS

En la tabla 2, se presentan las propiedades cualitativas que presenta el material ABS.

TABLA 2. PROPIEDADES CUALITATIVAS (Mariano, 2011)

Resistencia a la abrasión	Alta
Permeabilidad	Todos los grados son considerados impermeables al agua, pero ligeramente permeables al vapor.
Propiedades relativas a la fricción	No los degradan los aceites son recomendables para cojinetes sometidos a cargas y velocidades moderadas
Estabilidad dimensional	Es una de las características más sobresalientes, lo que permite emplearla en partes de tolerancia dimensional cerrada. La baja capacidad de absorción de la resina y su resistencia a los fluidos fríos, contribuyen a su estabilidad dimensional
Pigmentación	La mayoría de estas resinas, están disponibles en colores estándar sobre pedido, se pueden pigmentar aunque requieren equipo especial.
Facilidad de unión	Se unen fácilmente entre sí y con materiales plásticos de otros grupos mediante cementos y adhesivos
Cap. de absorción	Baja
Propiedades ambientales	La exposición prolongada al sol produce una capa delgada quebradiza, causando un cambio de color y reduciendo el brillo de la superficie y la resistencia a la flexión. La pigmentación en negro provee mayor resistencia a la intemperie
Resistencia química	Generalmente buena, aunque depende del grado de la resina, de la concentración química, temperatura y esfuerzos sobre las partes. En general no son afectadas por el agua, sales inorgánicas, álcalis y por muchos ácidos. Son solubles en ésteres, acetona, aldehídos y en algunos hidrocarburos clorados

Formado	Se adaptan bien a las operaciones secundarias de formado. Cuando se calientan, los perfiles extruidos, se pueden doblar y estampar.
Facilidad de maquinado	Sus características son similares a las de los metales no ferrosos, se pueden barrenar, fresar, torneear, aserrar y troquelar
Acabados superficiales	Pueden ser acabados mediante metalizado al vacío y electro plateado
Resistencia a la fatiga	Se presenta para cargas cíclicas o permanentes mayores a 0.7 Kg mm ²
Recocida	Se mantiene 5° C arriba de la Temp. de distorsión durante 2 a 4 h.

2.4.1.4 USOS Y APLICACIONES

El ABS se caracteriza por ser un material muy fuerte y liviano, lo suficientemente fuerte como para ser utilizado en la fabricación de piezas para automóviles. El empleo de plásticos como ABS hace más livianos a los autos, lo que promueve una menor utilización de combustible. Se utiliza tanto en el interior como en el exterior, donde se puede nombrar, el panel de instrumento, consolas, cobertores de puertas y otras partes decorativas del interior.

2.4.2 PLA:

Es un poliéster termoplástico, obtenido por medio de la condensación directa del ácido láctico, y la polimerización de apertura de anillo. Este material ha despertado un gran interés, gracias a la posibilidad de emplearse como sustituto de los termoplásticos tradicionales en la industria del embalaje, además de usarse como materia biocompatible o bioabsorbible en el campo de la medicina, caracterizado por tener propiedades mecánicas como baja resistencia al impacto, dureza, rigidez, elasticidad, el PLA puede ser plegado o doblado, tiene buena resistencia a la torsión (mexpolimeros, s.f.)

2.4.2.1 PROPIEDADES DEL PLA

Entre las propiedades más destacadas del PLA están:

- Dureza excepcional
- Baja densidad 1.25 kg/cm³
- Facilidad de procesamiento

2.4.2.2 APLICACIONES PLA

El PLA es un polímero versátil que tiene muchas aplicaciones, incluyéndose en la industria textil, en la industria médica y sobre todo en la del empaquetado, envases como bandejas, botellas o bolsas flexibles. Adentro de la industria textil, son conocidas las aplicaciones del PLA para la creación de telas empleadas en la tapicería, la elaboración de trapos y la confección de toldos y cubiertas resistentes a la luz U.V. El PLA se ha convertido en un material muy importante en la industria

médica, donde lleva funcionando más de 25 años. Por sus características el PLA se ha convertido en un candidato ideal para implantes en los huesos o en los tejidos (cirugía ortopédica, facial, de pecho, abdomen).

2.5 COMPARACIÓN DE MATERIALES (PLA Y ABS)

El PLA y ABS como se puede evidenciar en el apartado anterior son los materiales más usados en la industria para las impresiones 3D, en esta parte se hará una comparación entre ellos para identificar cual es el más apropiado para la implementación de las piezas del prototipo.

El PLA es un termoplástico biodegradable, fabricado a base de recursos renovables, fácil de extruir, usado también en implantes médicos envases de alimentos, entre otros, se puede fundir a bajas temperaturas sin sufrir deformaciones. El ABS es un termoplástico derivado del petróleo, comparados en la vida útil las piezas impresas en 3D, tiene más duración en ABS en comparación a las de PLA, pero el proceso de impresión es más complicado, ya que presenta humos desagradables. (Bourabah, 2020). En la tabla 3 se presentan otras características comparables de los dos materiales, para el proceso de impresión 3D

TABLA 3. COMPARACIÓN PLA – ABS (Bourabah, 2020)

MATERIAL	PLA	ABS
Temperatura de impresión	180-230 °C	210-250 °C
Temperatura de la cama caliente	20-60 °C	80-110 °C
Cama caliente	Facultativa	Obligatoria
Caja cerrada	Facultativo	Recomendado
Obstruye el cabezal	A veces	Nunca
adherencia de la primera capa	Problemas menores	Problemas menores
Humo	Poco a nada	Nefasto e intenso
Absorbe la humedad	Sí	Sí

Por todo lo anterior se puede concluir que el PLA es el material más adecuado para la implementación de las piezas en la impresión 3D. A continuación, se presentarán algunas de las piezas que se tienen diseñadas, para implementarlas con el PLA, incluyendo el procedimiento que se utilizó para conocer con qué medidas debería ser diseñada cada pieza.

2.6 DISEÑO DE PIEZAS

2.6.1 DISEÑO DE PIEZAS IMPLEMENTADAS EN PLA

La figura 25 es un ensamble de dos piezas que serán las encargadas de soportar el peso de la pantorrilla, para obtener las medidas de su diseño, se desarrollaron una serie de moldes en yeso; en este proceso se tomaron 6 moldes de pantorrillas, incluyendo dos hombres de 25 y 38 años de edad, dos mujeres de 25 y 30 años, y dos adolescentes de 14 y 16 años, en donde fue evidente las variaciones en cuanto a largo, ancho y peso. Se promediaron estas medidas para unificar las cotas de la pieza y así finalmente desarrollar el diseño en su totalidad. Las otras piezas se presentan en el anexo 1 con sus respectivas cotas.

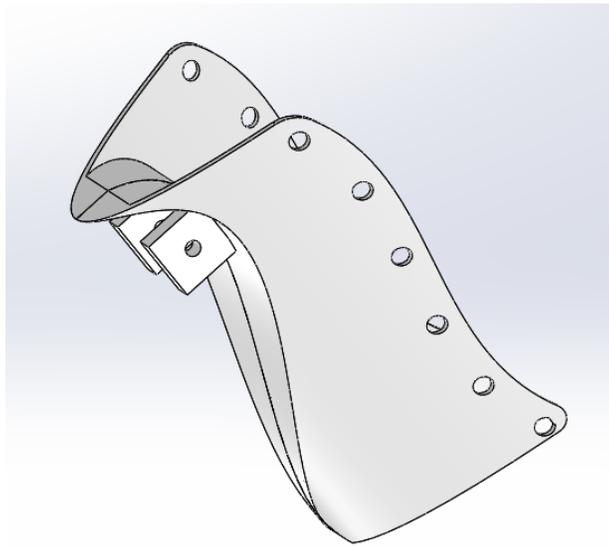


Figura 25 Diseño de pantorrilla

Las piezas constan de unas perforaciones en la parte superior, que permiten sujetar la pieza a la pantorrilla del paciente; en su parte inferior, la pieza izquierda presenta unos pines con una longitud de 1.5cm y la pieza derecha presenta una perforación con una profundidad de 1.5cm que tendrá como función unir las dos piezas para la creación del ensamble. En la parte inferior izquierda se tiene un soporte que sirve para conectar esta pieza con otra que se ha diseñado para controlar la altura a la que se desee desarrollar la terapia. La principal característica que resalta esta pieza es las curvas que presenta, ya que han sido diseñadas con el fin de tener ergonomía a la hora de iniciar el tratamiento de rehabilitación.

2.6.2 DISEÑO DE PIEZAS IMPLEMENTADAS EN ACERO INOXIDABLE

La figura 26, está relacionada con el diseño de una pieza encargada de recibir el peso total de la pierna y el pie. Se ha desarrollado para que sea la encargada de resistir el peso al que va a ser sometido el prototipo y pueda mantener paralela la planta del pie con respecto al piso a una altura moderada.

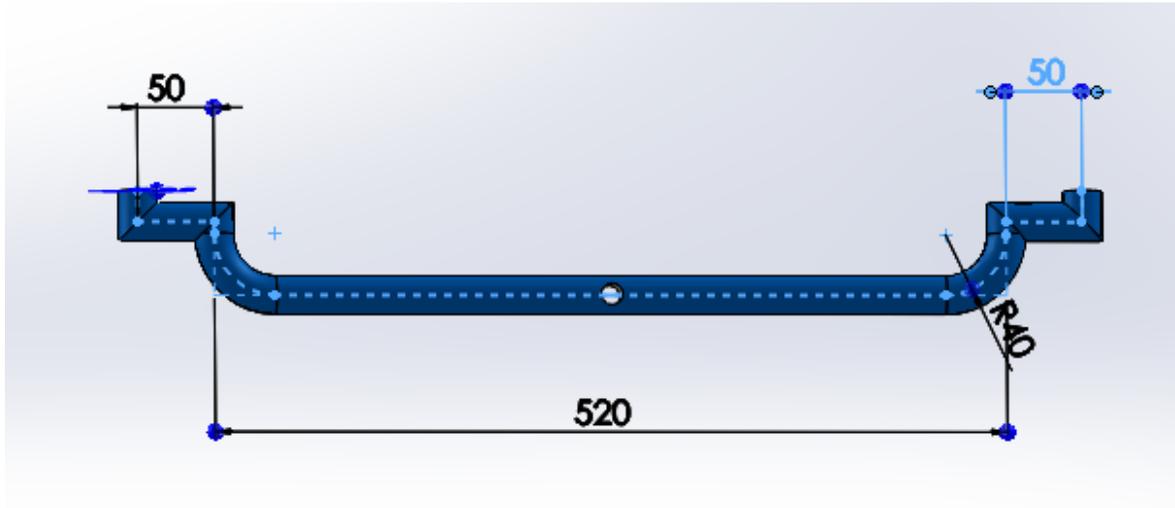


Figura 26 Diseño de soporte ante pierna

Se implementará en tubo ornamental de acero inoxidable calibre 18 de una pulgada. Se elige este material ya que el acero inoxidable es el más utilizado en la industria, debido a que cuenta con alta resistencia a la corrosión, por su alto contenido en cromo, el cual es capaz de generar naturalmente una capa protectora cuando este entra en contacto con el medio ambiente, protegiendo la superficie y regenerándola cada vez que sufre daños. Además, es un material único y estético, pues cuenta con un excelente acabado proporcionando elegancia a los trabajos que se desarrollen con este material, por lo que no necesita un constante mantenimiento, existen materiales como el gel decapante el cual es utilizado para el mantenimiento de las estructuras fabricadas en dicho material actuando de tal manera que limpia y recubre las superficies exclusivas donde esta con soldadura. Finalmente cabe destacar que cuenta con una excelente ductilidad elasticidad, dureza y resistencia al desgaste (Inocenter, 2016). En la actualidad se pueden encontrar varios tipos de acero inoxidable, ya que sus características variaran según el trabajo que se desarrolle con este material, en la tabla 4 se presentan los 3 tipos de acero más importantes, con sus respectivas características.

TABLA 4. CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES DEL ACERO INOXIDABLE

TIPO DE ACERO	CARACTERISTICAS	PROPIEDADES	APLICACIONES
AISI 430	ACERO INOXIDABLE FERRITICO MAGNETICO	Buena ductilidad Buena resistencia a la Oxidación sometido a Temperaturas elevadas Buen comportamiento a operaciones de doblamiento Buena aptitud al pulido	Campanas extractoras Hornos eléctricos Utensilios de cocina Industria automotriz Accesorios
AISI 304	ACERO INOXIDABLE AUSTENITICO NO MGNETICO	Excelente resistencia a la corrosión Muy buena soldabilidad Muy buena soldabilidad Se puede usar en temperaturas elevadas Excelentes propiedades mecánicas	Industria Química Petroquímica Medica Alimentaria
AISI 316	ACERO INOXIDABLE AUSTENITICO NO MAGNETICO	Además de propiedades anticorrosivas que ofrece el acero 304 se tiene una resistencia a la corrosión por cloruros. Empleado cuando las condiciones de servicio exigen una mayor resistencia a la corrosión por picaduras	Ambientes salinos Procesos industriales

En la figura 27. se presenta la base de la estructura del prototipo, la cual estará elaborada en el mismo material de la pieza anterior. Cabe resaltar que además de resistencia se debe tener estética para el desarrollo de prototipo, por tal razón se desarrollaron curvas con radios de curvatura no superiores a los 50 mm, ya que de esta manera darán estabilidad al momento de aplicarle carga a la estructura.

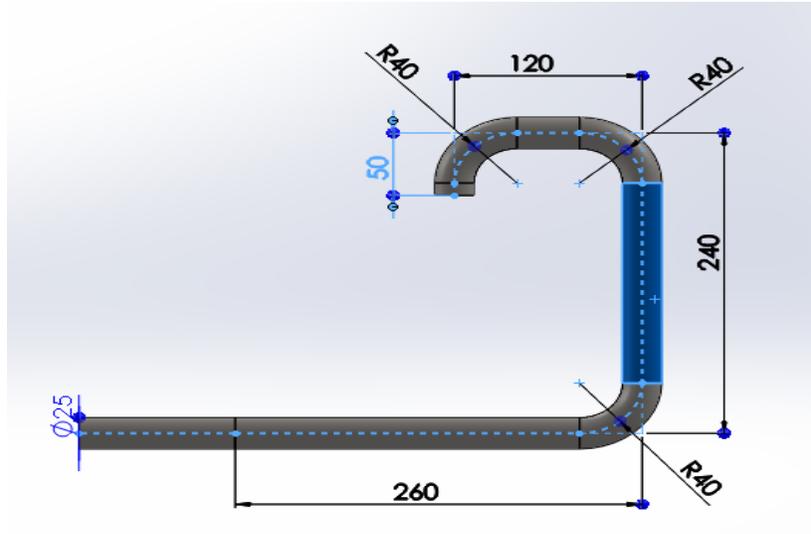


Figura 27 Diseño de soporte prototipo

La figura 28. Hace referencia a un amortiguador que va a estar instalado en la parte superior, donde va ubicada la planta del pie; esta pieza se ha diseñado con la intención de mantener equilibrada dicha pieza gracias a su constante de elasticidad, la cual permite que se alargue a una distancia moderada y regrese a su estado normal.

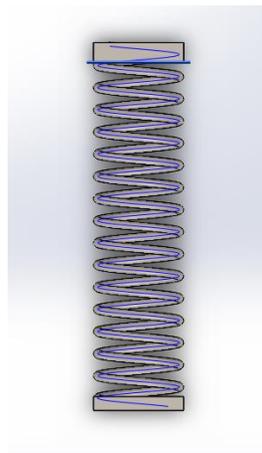


Figura 28 Diseño de amortiguador

2.7 CÁLCULOS PARA EL ACTUADOR DEL PROTOTIPO

Luego de haber hecho una breve descripción de algunas piezas, y de los materiales que se utilizarán para su implementación, a continuación se dará a conocer el proceso matemático que se utilizó para obtener el torque que debe tener el actuador, ya que gracias a las referencias bibliográficas vistas en el capítulo 1, se llegó a la conclusión, que el actuador debe ser un motor paso a paso, y con los cálculos que se van a desarrollar en este apartado, se distinguirá el torque que debe tener el motor para poder ejecutar los movimientos necesarios.

Para el desarrollo de los cálculos se tomó como referencia una estatura promedio de 1.70 m [H], y un peso promedio de 90 kg [M].

A partir de los estudios realizados en (Winter, 2009) se pudieron obtener distintos valores antropométricos para realizar el modelo de la pierna y pie. En la siguiente figura se muestra un boceto del cuerpo humano y la relación que existe entre la altura de una persona y cada parte de su cuerpo. De esta forma, se pueden obtener el estudio cinético, en donde la finalidad es encontrar un diagrama de cuerpos el cual se pueda aplicar al pie para así conocer su centro de masa y la fuerza que se necesita para ejercer los movimientos requeridos en las terapias de rehabilitación. En la figura 28, se puede observar que cada parte de él individuo se ha dividido en segmentos, dando las proporciones en fracciones de altura que puede llegar a obtener cada división. Para obtener los resultados requeridos es necesario hacer el análisis de movimiento del cuerpo humano en donde se requiere medidas cinéticas de masa y momento de inercia, y un procedimiento como el que se presenta a continuación.

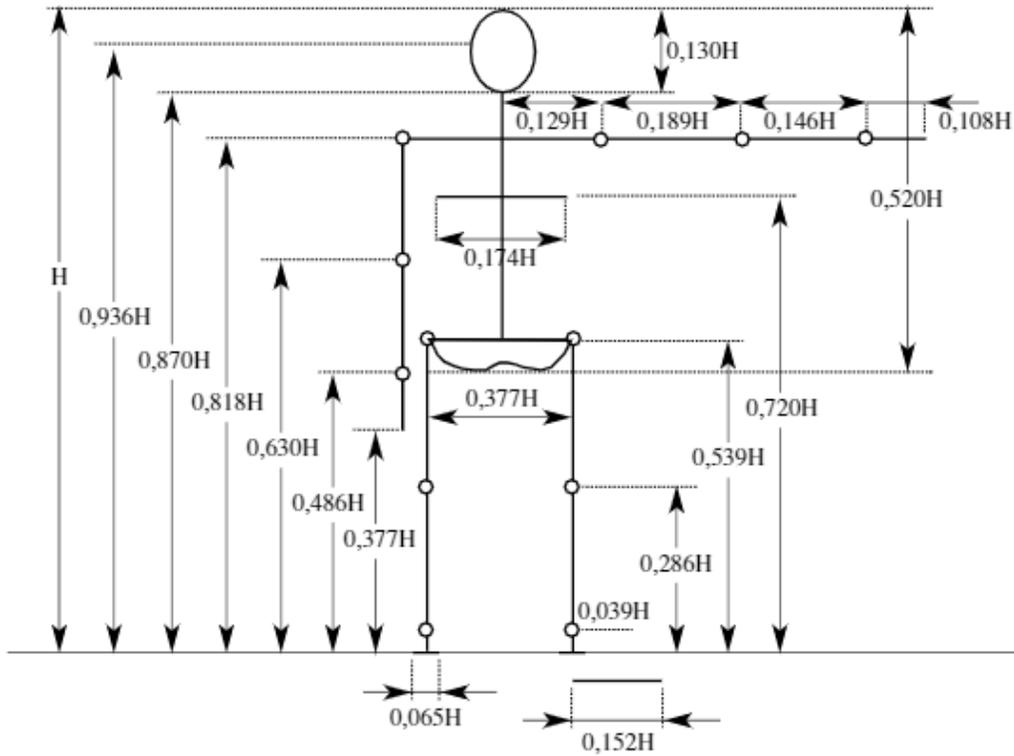


Figura 29 determinación de las medidas del cuerpo humano a partir de la estatura

De la Figura 29, se pueden deducir las ecuaciones 5, 6 y 7 donde se puede hallar la longitud, ancho y alto del pie.

Longitud pie = $0,152H = 25.84 \text{ cm}$ Ecuación 5.

Ancho pie = $0,055H = 9.35 \text{ cm}$ Ecuación 6.

Alto pie = $0,039H = 6.63 \text{ cm}$ Ecuación 7.

Vale destacar que, alto pie se refiere a la altura donde se encuentra el maléolo lateral. Finalmente, ubicando el maléolo lateral a una distancia longitudinal L_T desde el extremo posterior del pie y tomando la pierna como un cilindro de diámetro igual a ancho pie (AP), con su eje pasando por el tobillo y su cara lateral a la altura del talón y asumiendo que el primer dedo del pie tiene una altura de 2 cm, se planteó el modelo presentado en la figura 30.

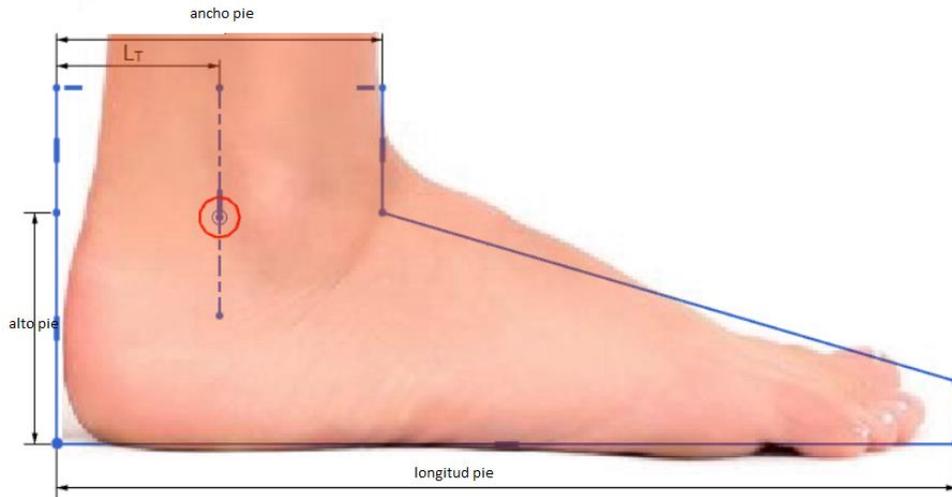


Figura 30 Comparación de pie real vs modelo planteado para el Sistema

Para hallar el valor de la distancia longitudinal (LT), se desarrolla la Ecuación 8.

$$LT = \frac{AP}{2} = 9.35 \text{ cm} / 2 = 4.675 \text{ cm} \quad \text{Ecuación 8}$$

Para realizar los cálculos dinámicos es necesario conocer el peso, el centro de gravedad de cada segmento y también el momento de inercia del pie. En la tabla 5 se puede encontrar estos, datos, siendo que, los datos que resaltados son los correspondientes a la pierna y el pie

TABLA 5. PESOS DE LAS PARTES DEL CUERPO POR SEGMENTO

Segmento	Definición	Segmento peso cuerpo	Segmento longitud		Radio de giro			
			PROXIMAL	DISTAL	C de G	PROXIMAL	DISTAL	DENSIDAD
Mano	eje de la muñeca	0,06M	0,506	0,494P	0,297	0,587	0,577M	1,16
antebrazo	eje del codo	0,016M	0,43	0,570P	0,303	0,526	0,647M	1,13
parte superior del brazo	eje glenohumeral	0,028M	0,436	0,564P	0,322	0,542	0,645M	1,07
antebrazo y mano	eje del codo	0,022M	0,682	0,318P	0,468	0,827	0,565P	1,14
brazo total	articulación glenohumeral	0,050M	0,53	0,470P	0,368	0,645	0,596P	1,11
pie	maléolo lateral	0,0145M	0,5	0,50P	0,475	0,69	0,690P	1,1
pierna	cóndilos femorales	0,0465M	0,433	0,567P	0,302	0,528	0,643M	1,09
muslo	trocánter mayor	0,100M	0,433	0,567P	0,323	0,54	0,653M	1,05

Los datos anteriores se remplazan en las siguientes ecuaciones para obtener los valores de MP y MPN

- $MP = 0,0145M = 1.305 \text{ kg}$ Ecuación 9
- $MPN = 0,0465M = 4.185 \text{ kg}$ Ecuación 10

Donde MP es el peso del pie y MPN es el peso de la pierna.

En la figura 31, se observa el modelo fraccionado en figuras geométricas y el sistema de ejes (respetando el indicado en la Figura 4) usado para calcular las coordenadas del centro de masa.

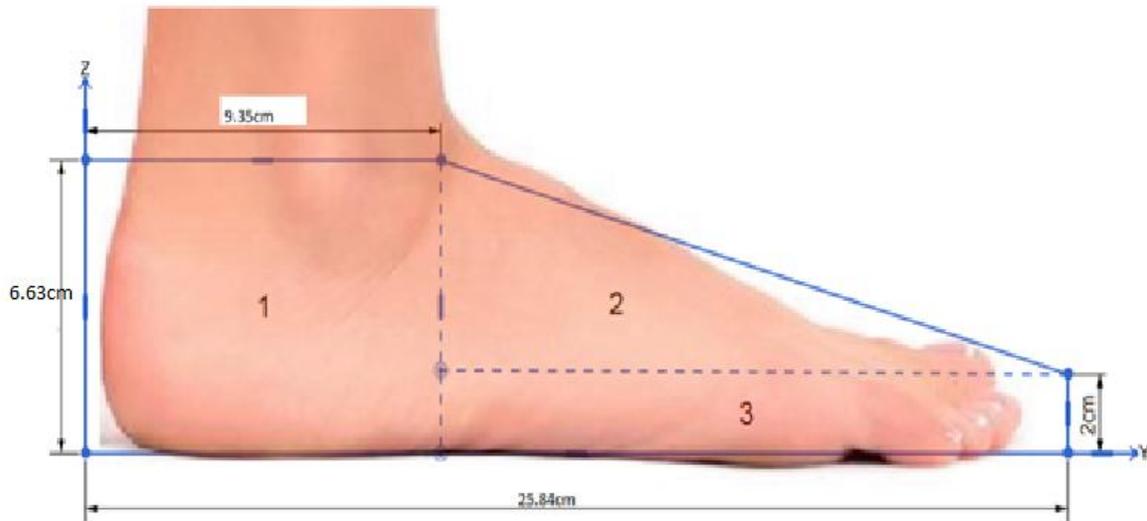


Figura 31 Modelo geométrico diseñado en el pie para hallar el centro de gravedad

Las coordenadas en Y y Z se obtiene con las ecuaciones (11) y (12), respectivamente.

$$YG = \frac{YG1A1+YG2A2+YG3A3}{A1+A2+A3} \quad \text{Ecuación 11}$$

$$ZG = \frac{ZG1A1+ZA2+ZG3A3}{A1+A2+A3} \quad \text{Ecuación 12}$$

Siendo:

$$YG1 = \frac{9.35}{2} = 4.675$$

$$ZG1 = \frac{6.63}{2} = 3.315$$

$$A1 = 6.63cm * 9.35cm = 61.9905 \text{ cm}^2$$

$$YG2 = \frac{25.84cm - 9.35cm}{3} + 9.35cm = 14.8466$$

$$ZG2 = \frac{6.63-2}{3} + 2 = 3.5433$$

$$A2 = \frac{(6.63\text{cm}-2)*(25.88\text{cm}-9.35\text{cm})}{2} = 38.266\text{cm}^2$$

$$YG3 = \frac{(25.88\text{cm}-9.35\text{cm})}{2} + 9.35\text{cm} = 17.615\text{cm}$$

$$Z3 = \frac{2\text{cm}}{2} = 1\text{cm}$$

$$A3 = (25.88\text{cm} * 9.35\text{cm}) * 2 = 33.06\text{cm}^2$$

Entonces, reemplazando en (7) se tiene:

$$YG = \frac{(4.675 * 61.99) + (14.84 * 38.266) + (17.615 * 33.06)}{(61.99 + 38.266 + 33.06)}$$

$$YG = 10.80 \text{ cm}$$

Mientras que reemplazando en (8) se tiene:

$$ZG = \frac{(3.315 * 61.99) + (3.54 * 38.265) + (33.06)}{(61.99 + 38.26 + 33.06)} = 2.8054$$

$$ZG = 2.8054\text{cm}$$

Por medio del teorema de transmisibilidad de fuerzas de cuerpo rígido, se puede hallar la fuerza ejercida por el peso de la pierna que es aplicada en el punto donde se encuentra el maléolo, para este caso solo interesa el centro de masa del eje Y, que en la figura 32 del diagrama de cuerpo libre, es denominada de (LT).

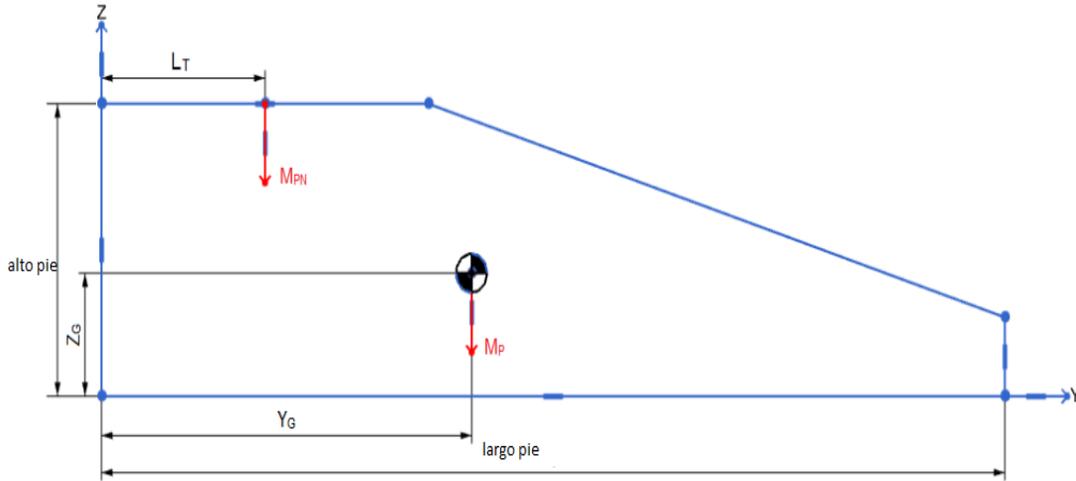


Figura 32 Diagrama de cuerpo libre

Para hallar el momento de inercia del pie, se hace uso de la tabla 6 que da los valores del momento de inercia sobre el eje X. Cabe resaltar que en este caso los valores del sistema de los ejes X, Y, están invertidos.

TABLA 6 VALORES DE MOMENTOS DE INERCIA EN EL EJE X.

Momento de inercia	Constante	Peso corporal	Estatura	R
Cabeza	-112	1,43	1,73	0,49
Parte superior del torso	367	18,3	-573	0,66
Parte media del torso	263	26,7	-8	0,78
Parte inferior del torso	-934	11,8	3,44	0,73
Parte superior del brazo	-232	1,525	1,343	0,62
Brazo delantero	-67,9	0,855	0,376	0,71
Mano	-13,68	0,088	0,092	0,43
Muslo	-3690	32,02	19,24	0,85
Becerro	-1152	4,594	6,815	0,85
Pie	-97,09	0,414	0,614	0,77

Con la Ecuación 13, se puede hallar el momento de inercia, como se muestra a continuación:

$$I_x = -97.09 + (0.414 * M) + (0.614 * H) \quad \text{Ecuación 13}$$

$$I_x = -97.09 + (0.414 * 90)(0.614 * 170) = 44.55 \text{ kgcm}^2$$

El pie no rota sobre su centro de masa, sino que lo hace alrededor de la articulación, debido a esto, se debe aplicar el *teorema de los ejes paralelos* para determinar el I_o que existe respecto de la ubicación del maléolo. Este cálculo se realiza a través de la ecuación (14).

$$I_o = I_x + Mpd^2 \quad \text{Ecuación 14}$$

Donde d es la distancia más corta entre el centro de gravedad y el tobillo. En este sentido, d se expresa según la siguiente ecuación:

$$d = \sqrt{(Hp - Zg)^2 + (Yg - Lt)^2} \quad \text{Ecuación 15}$$

Sustituyendo valores se llega a $d = 7,2210 \text{ cm}$

Entonces, de (14) se obtiene:

$$I_o = I_x + Mpd^2$$

$$I_o = 112.5964 \text{ kgcm}^2$$

Para llevar a cabo el análisis dinámico, lo primero que se hizo fue realizar una serie de modificaciones a la fuerza MPN (ver figura 30). En principio, se sustrajo el peso correspondiente a masa ósea donde el 15% del peso total de un hombre adulto corresponde al sistema esquelético (P.X, 2017), por lo tanto, la ecuación (6) puede ser reescrita como:

$$MPN = 0.0465Msh$$

$$MPN = 0.0465 * 0.75M$$

$$MPN = 3.13875kg$$

Donde Msh representa el peso total sin considerar los huesos.

Luego, MPN se dividió en dos componentes, posterior y anterior, con el fin de estudiar la reacción de los tejidos blandos en dichas regiones. Se consideró que 2/3 partes del peso corresponden al compartimiento posterior y el tercio restante corresponde al delantero, como indican las ecuaciones (16) y (17), respectivamente.

$$Fp = \frac{2}{3}MPN = 2.0925Kg \quad \text{Ecuación 16}$$

$$Fa = \frac{1}{3}MPN = 1.04625kg \quad \text{Ecuación 17}$$

FP tiene su punto de aplicación en la inserción del tendón calcáneo ($y = 0$; $z = ZG$), mientras que FA es aplicada en la congruencia de los tendones anteriores ($y = AP$; $z = HP$). A partir de estas definiciones se construyó un nuevo diagrama de cuerpo

libre del pie en flexión dorsal como se presenta en la figura 33. En este caso el tendón de Aquiles se tensiona, mientras que los anteriores se comprimen.

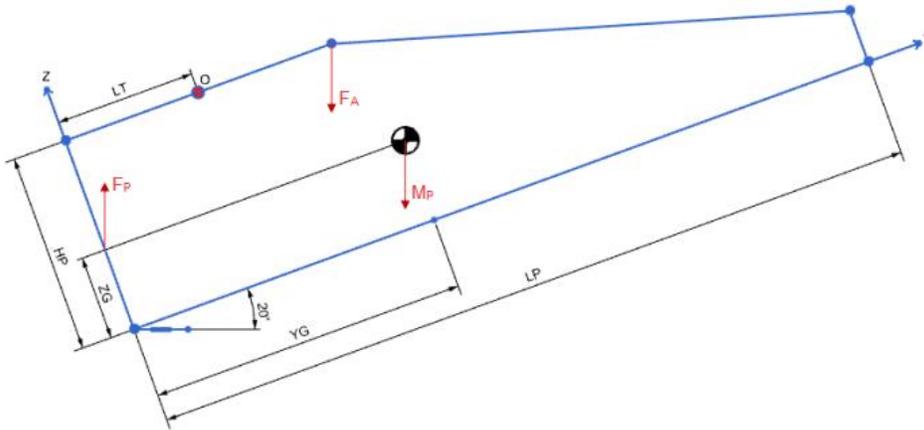


Figura 33 Diagrama de cuerpo libre del pie en flexión dorsal con ángulo de 20 grados

En la ecuación (18) se plantea la sumatoria de torques respecto del punto O (τ_0), a partir de la cual, se despejará el torque requerido por el motor.

$$\sum \tau_0 = \tau M - F_{pz}LT + F_{py}(H_p - Z_g) - F_{az}LT - M_{pz}(Y_g - LT) - M_{py}(H_p - Z_g) = I_x * \alpha \quad \text{Ecuación 18}$$

Donde τM es la incógnita; F_{pz} , F_{az} y M_{pz} son las componentes en el eje Z de las fuerzas F_P , F_A y M_P , respectivamente; F_{py} , F_{ay} y M_{py} son sus semejantes en el eje Y y α es la aceleración angular máxima, medida en [rad/s²]. Despejando τM de (18) se obtiene la Ecuación (19)

$$\tau M = F_{pz}LT - F_{py}(H_p - Z_g) + F_{az}LT + M_{pz}(Y_g - LT) + M_{py}(H_p - Z_g) + I_x * \alpha \quad \text{Ecuación 19}$$

Al expandir (19) se obtiene la Ecuación (20).

$$\tau M = F_p \cos 20^\circ LT - F_p \sin 20^\circ (H_p - Z_g) + F_a \cos 20^\circ LT + M_p \cos 20^\circ (Y_g - LT) + M_p \sin 20^\circ (H_p - Z_g) + I_x * \alpha \quad \text{Ecuación 20}$$

Desarrollando la Ecuación 20, se obtiene que el resultado de $I_x * \alpha = 0.020 \text{Nm} = 0.20 \text{kgCm}$

Y finalmente reemplazando los valores en la Ecuación 19 se obtiene el valor de

$$\tau M = 20.37 \text{ KgCm}$$

Con los cálculos desarrollados anteriormente, se concluye que se deberá usar un motor paso a paso bipolar de 18Nm de torque, que soporte un voltaje máximo de 24V, y consuma una corriente nominal de 3A. Para accionar el motor es necesario el Driver con una corriente mínima de 3A, pero adicional a ello, se le colocará un sistema de una caja multiplicadora de potencia "*sistema planetario*", con el fin de tener un factor de seguridad con respecto a el torque que debe ejecutar el motor. La caja mencionada anteriormente, hace referencia a un sistema de piñones diseñados con el fin de aumentar la potencia del actuador. La figura 34 muestra el diseño del actuador mencionado anteriormente.

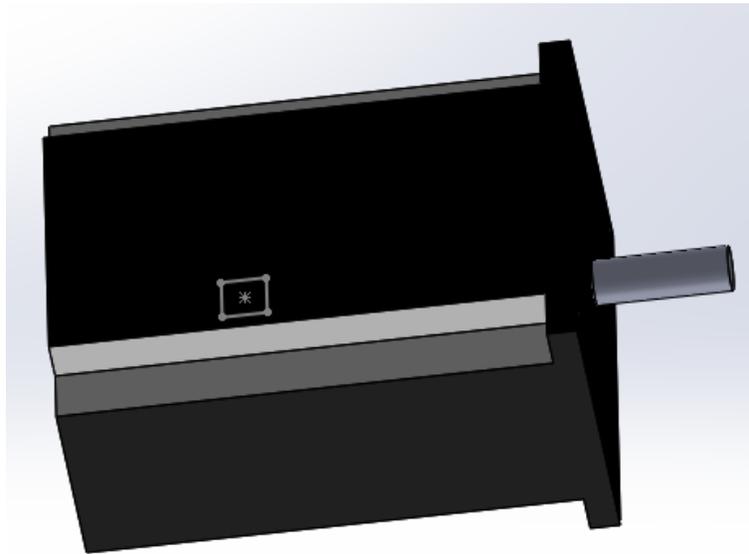


Figura 34 Motor paso a paso nema 23

2.8 ESTUDIO ESTÁTICO DE LOS PRINCIPALES ENSAMBLES

Luego de conocer el actuador que se necesita para el desarrollo el proyecto, ahora es necesario hacer la descripción de algunos ensambles, a los que se les hará el estudio estático y factor de calidad, con el fin de conocer si se presentará algún tipo de deformación en el momento de llevarlo al campo a realizar sus respectivas funciones.

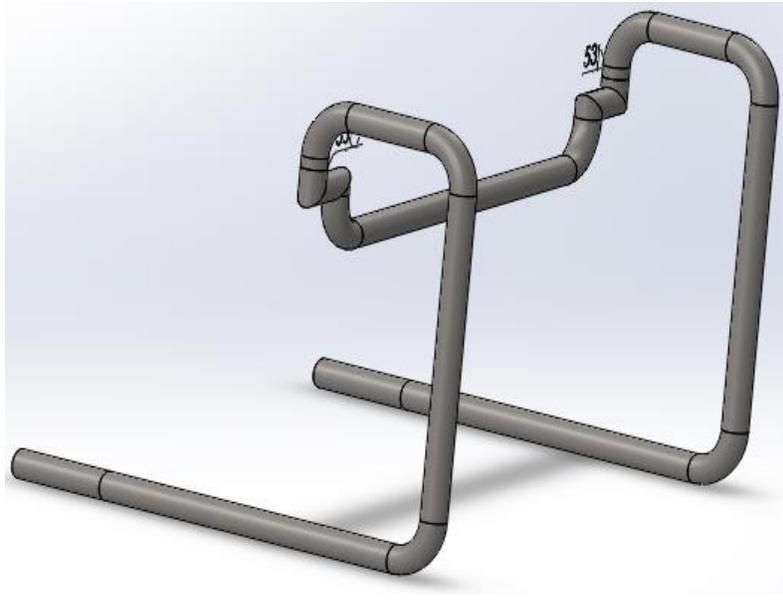


Figura 35 Ensamble de estructura para tobillo

Para el desarrollo de un buen diseño se deben tener en cuenta cuatro criterios básicos, como por ejemplo la funcionalidad, la seguridad, la viabilidad económica y la adecuada estructuración. Llegado el caso de que alguno de estos criterios no se cumpla, es necesario cambiar partes del diseño, o el material en el que se piensa implementar. Aquí se destacan los resultados obtenidos en el desarrollo de la matriz de calidad, donde las estrategias de diseño fue el ítem que obtuvo el puntaje más alto, precedido del tipo de material. En la figura 35 se evidencia el ensamble de las piezas que había sido descritas con su respectivo material en las figuras 24 y 25. La manera de implementar este ensamble será con un cordón de soldadura de gas tipo Argón, ya que el argón es un gas químico incoloro que se utiliza en muchos trabajos de soldadura que ameriten efectividad en el resultado del trabajo realizado (Soldaduras.info, 2020). Luego de aplicarle el cordón de soldadura al diseño se hace uso de la herramienta solidworks simulation que ofrece el software CAD, la el cual permite hacer estudio estático, de resistencia, de tensión, de pandeo, entre otros procedimientos, que conllevan a experimentar la viabilidad del diseño. A continuación, se describen los pasos que se deben seguir para implementar el estudio estático mencionado anteriormente

2.8.1 SELECCIÓN DE MATERIAL

Solidworks ofrece una lista de materiales de la cual, el diseñador tiene la posibilidad de escoger según su conveniencia, en esta parte es posible encontrar las propiedades mecánicas como el módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, densidad de masa, limite elástico, entre otras propiedades, las cuales son necesarias para desarrollar dicho estudio.

2.8.2 CONDICIONES

Hace referencia a las cargas que se debe aplicar sobre la pieza o ensamble e igualmente en cómo va estar sujeta a nuestro diseño. SolidWorks abarca varias opciones para definir como estará sujeta la pieza, y también una variedad de tipos de fuerzas. Esto con el objetivo de hacer más fácil la simulación y poder definir las condiciones.

2.8.3 MALLADO

Esta parte consiste en conocer la precisión de la simulación, ya que se pueden encontrar 3 tipos de malla, por ejemplo: malla gruesa, malla media y malla fina. Cabe resaltar que entre más fina sea la malla la simulación será más exacta, pero realmente el proceso de la malla es para saber el comportamiento del material y cuáles serán las áreas críticas del mismo.

2.8.4 ANÁLISIS

En esta parte, el software es el encargado de realizar el análisis. Por parte del usuario, lo único que puede realizar, es el cambio de la malla, aumentando el porcentaje de mallado, con el fin de obtener una malla más fina, dando así un análisis más exacto para las ecuaciones de diseño, teniendo en cuenta que entre la malla sea más fina el software tendrá más elementos de diseño para analizar.

2.8.5 RESULTADOS

Por último, se tienen los resultados, que hacen referencia al comportamiento del diseño que se está integrando. Estos resultados vienen en gráficas de colores y también sobre la pieza o ensamble, para poder identificar las áreas de zona segura, o bien zonas críticas. El software automáticamente calcula tres resultados, que son: esfuerzos, desplazamientos y deformaciones. Pero se puede hacer otros cálculos en zonas específicas, para determinar el factor de seguridad, el cual es muy importante ya que con este se define si el diseño es viable o no (Intelligy, 2018).

De acuerdo con la anterior información se desarrolló el estudio estático de algunas piezas y ensambles, los resultados son los que se presentan a continuación, en donde según las gráficas obtenidas, los materiales que se han elegido, son apropiados para el desarrollo e implementación del prototipo, ya que al momento de desarrollar la simulación estática, se observa que las posibles deformaciones que habrán serán mínimas, de alrededor de 10^{-3} mm, lo que indica que va a ser algo difícilmente de observar a simple vista. Además, se puede determinar el factor de seguridad, definido como la razón entre el esfuerzo de cedencia dado por la curva del material y el esfuerzo aplicado, dado por las condiciones a las que estará sometido el diseño. Este parámetro se debe tener cuenta, ya que es útil para estimar cuando la estructura inicia a perder sus propiedades elásticas, antes de que empiece a fallar el material. Teóricamente los diseños mecánicos están conceptualizados para que funcionen dentro de las zonas elásticas del material, es

decir en el instante en que sean retiradas las condiciones a las que se encuentra sometido regresara a su forma original.

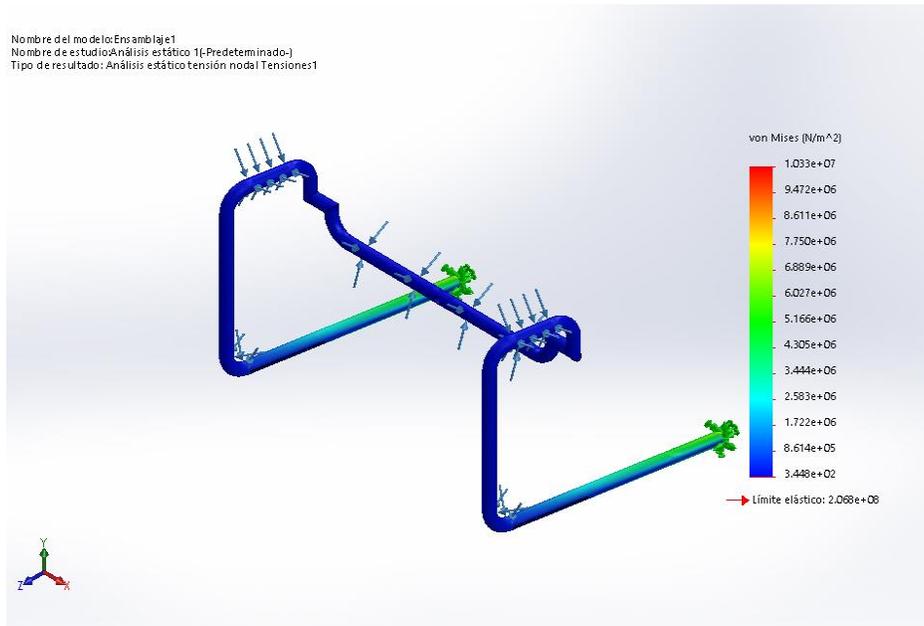


Figura 36 Análisis estático de ensamble con cordón de soldadura fuente: Estudio de resistencia de solidworks

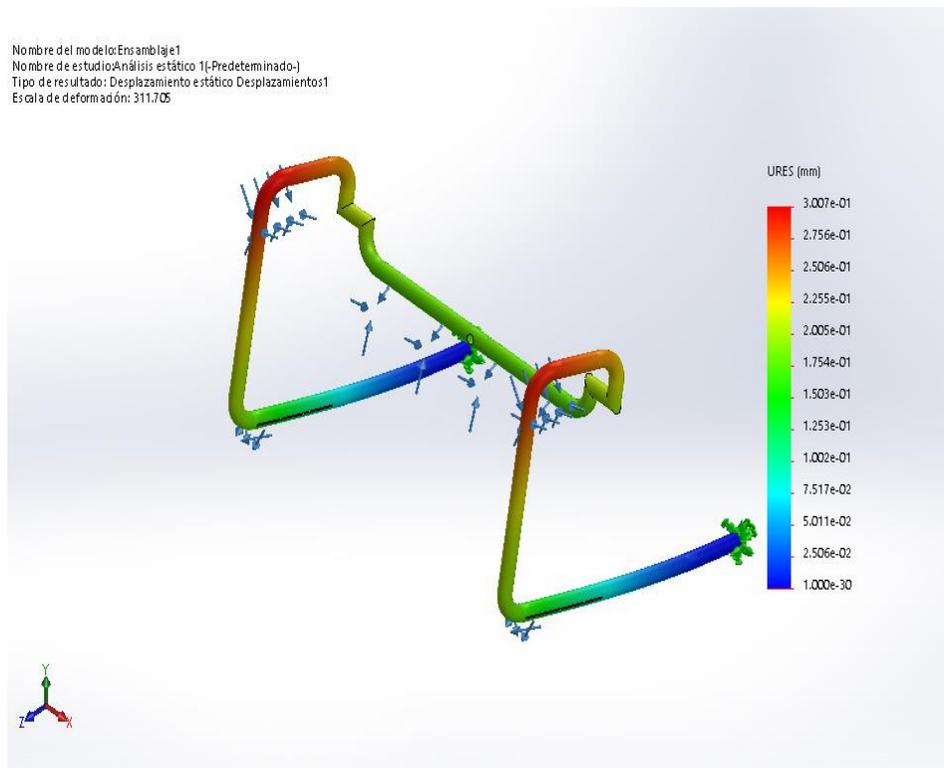


Figura 37 Análisis de tensión fuente: Estudio de resistencia de solidworks

En las figuras 36 y 37 se pueden observar los resultados del análisis estático sobre estructura de soporte ensamblada. De la figura 35, se concluye que la pieza no va a presentar ningún tipo de deformación al implementarla con el material propuesto, ya que el valor máximo de deformación arrojado por el estudio está en el rango de los $10^{-3}mm$, valor muy pequeño para considerarlo como error de diseño. En la figura 36 hace referencia al factor de seguridad, en donde según la teoría para aprobar la implementación de un diseño, este estudio debe arrojar como mínimo un resultado mayor que 1, ya que, si es menor, este posiblemente presente fallas, bien sea de construcción o de funcionamiento. Para el caso del prototipo diseñado se obtuvo como resultado de factor de calidad igual a 1.3 el cual es adecuado, y se puede iniciar con el proceso de construcción del prototipo.

A continuación, en las figuras 38 a 42, se presentan algunas piezas que fueron producidas por impresión 3D con el polímero PLA, para la construcción del prototipo en base al diseño de la figura 21.



Figura 38 Soporte planta de pie



Figura 39 Codos de 1" de diámetro



Figura 40 Soporte pantorrilla.



Figura 41 Engranaje recto para nema 17



Figura 42 Engranaje recto para nema 2

CAPITULO 3: DISEÑO DE CONTROL PID Y APLICACIÓN TIPO ANDROID.

En el presente capítulo se evidenciará el proceso que se llevó a cabo para desarrollar una aplicación tipo Android, implementada con el fin de ser usada como control remoto para el prototipo. Además del diseño del sistema de control PID que se realizó para los actuadores, con el fin de tener movimientos más precisos. Y finalmente la explicación del código que se desarrolló para hacer la conexión entre la aplicación, sistema de control, y funcionamiento del prototipo, implementada en la plataforma de programación de Arduino.

3.1 APLICACIÓN TIPO ANDROID

En esta sección se conocerá el proceso desarrollado para la implementación de una aplicación tipo Android, la cual tendrá como función servir de control remoto inalámbrico para el prototipo, dicho proceso se desarrolló en un software creado por Google, el cual permite elaborar aplicaciones destinadas para sistemas operativos tipo Android, este software es conocido como App Inventor (figura 43).



Figura 43 Logo App inventor

App Inventor es un software gratuito, por tal razón hace que las aplicaciones sean limitadas, ya que la manera de programar es más intuitiva, comparada con los demás lenguajes de programación que existen, sin embargo, permite que el desarrollador alcance a cubrir la mayor parte de sus necesidades.

Una ventaja que se tiene al usar este software es distribuir con facilidad la aplicación sin generar costo alguno, este proceso se realiza por medio de Google Play, descargando el archivo en una extensión de tipo APK, directamente al ordenador, para luego distribuirse en la red, o también por medio de generación de código QR. Una desventaja es que no tiene la posibilidad de generar códigos en java para desarrollos más profundos.

El método de programar las aplicaciones es por medio de diagramas de bloques, además de contener métodos de conexión inalámbrica como: directa, wifi o por medio de emulador.

Antes de iniciar el proceso de desarrollo de la aplicación, es necesario hacer un diagrama, con el fin de tener claro cuantas pantallas o screen se necesitarán en el

proceso. Ya que a cada pantalla se le agregaran los elementos requeridos, según la función que se desee implementar, pues los elementos que se adicionen a las pantallas son los que más adelante van a ser programados.

En las siguientes imágenes se van a presentar las pantallas usadas en la implementación de la aplicación usada como control remoto inalámbrico del prototipo en mención.

Screen 1. hace referencia a la pantalla de bienvenida o inicio de la aplicación, esta pantalla está compuesta por el logo de la aplicación, un sonido introductorio y un botón de inicio el cual al tocarlo dará paso al Screen 2, para la programación se usaron dos bloques, los cuales son el de inicializar y el de sonido. Tal como se puede observar en la figura 44

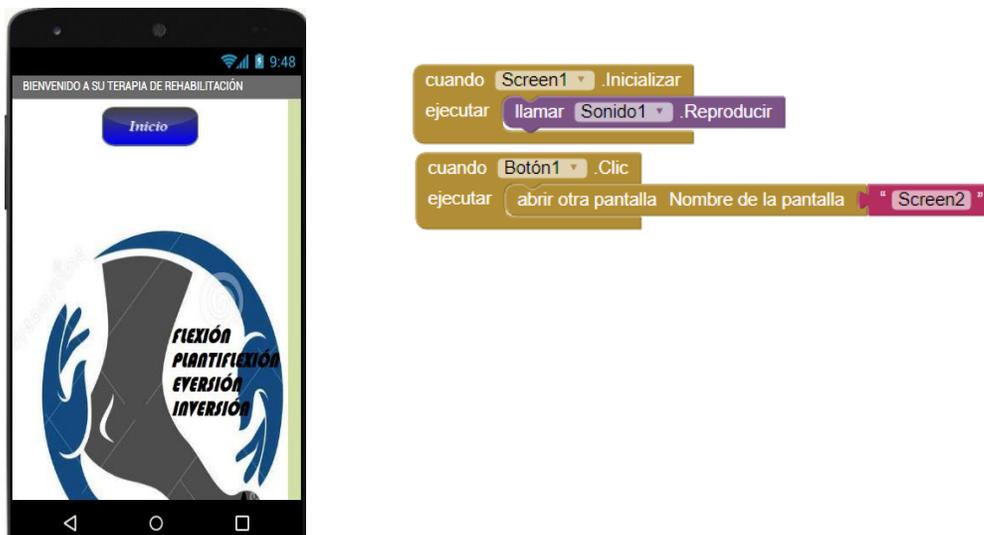


Figura 44 Primer pantalla

Screen 2: en esta pantalla se va a implementar una base de datos, para que el fisioterapeuta pueda monitorear si el paciente realiza o no el día que le corresponda la terapia. La pantalla está diseñada para que el paciente diligencie un formato digital, en donde deberá ingresar datos personales como: nombre, apellido, edad y cedula, luego de haber diligenciado el formato, deberá seleccionar la opción de guardar e inmediatamente los datos ingresados pasaran a almacenarse en una base de datos llamada firebase, la cual hace referencia a una plataforma digital que se utiliza para facilitar el desarrollo de aplicaciones web o móviles de una forma efectiva, rápida y sencilla, además por sus diversas funciones como una técnica de Marketing Digital, la cual permite aumentar la base de usuarios y generar mayores beneficios económicos.

Su principal objetivo, es mejorar el rendimiento de las apps mediante la implementación de diversas funcionalidades que van a hacer de la aplicación en cuestión, mucho más manejable, segura y de fácil acceso para los usuarios. Los servicios que ofrece son: (Giraldo, 2019)

- Real time data base: ofrece una base de datos en tiempo real.
- Autenticación: se ejecuta para identificar a los usuarios mediante el email o las redes sociales.
- Nube de almacenamiento: almacenamiento y envío de archivos a la escala de Google.
- Hosting: se usa para publicar la página web.
- Remote config: se emplea para modificar ciertos aspectos de la app sin la necesidad de actualizar la misma.
- Test lab: es para probar la aplicación antes de publicarla.
- Crash reporting: se utiliza para reportar errores de la aplicación.
-

En las figuras 45 y 46 se presentan la pantalla y la programación usada para la base de datos

Luego de haber almacenado los datos del paciente, en la base de datos que estará monitoreando el fisioterapeuta, ya el usuario podrá acceder al menú de la aplicación, para iniciar el proceso de terapia, este proceso de vera en el siguiente Screen.

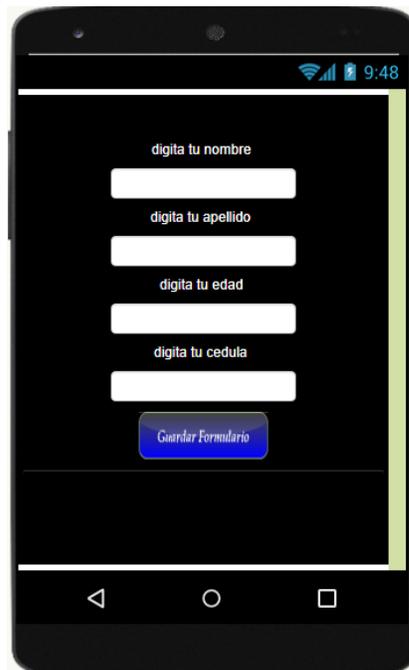


Figura 45 Segunda pantalla Base de datos



Figura 46 Diagrama de bloques para funcionamiento de la segunda pantalla

Screen 3: en esta parte de la app se debe iniciar la conexión máquina – app por medio de una red inalámbrica “bluetooth”, se debe tener en cuenta que, si se omite este proceso, no podrá tener acceso al control del dispositivo, una vez se haya realizado la conexión, aparecerá en la parte superior de la pantalla, un aviso de conectado.

Ya lista la conexión, se puede acceder al menú para el proceso de terapia, en este caso se podrán encontrar botones con los nombres de: flexión, planti - flexión, inversión y eversión, tal como se presenta en la figura 47. La figura 48 muestra la programación de este screen.

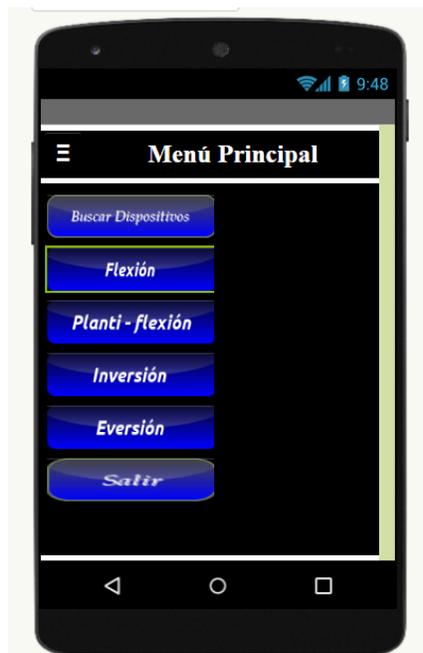


Figura 47 Tercera pantalla Menú principal

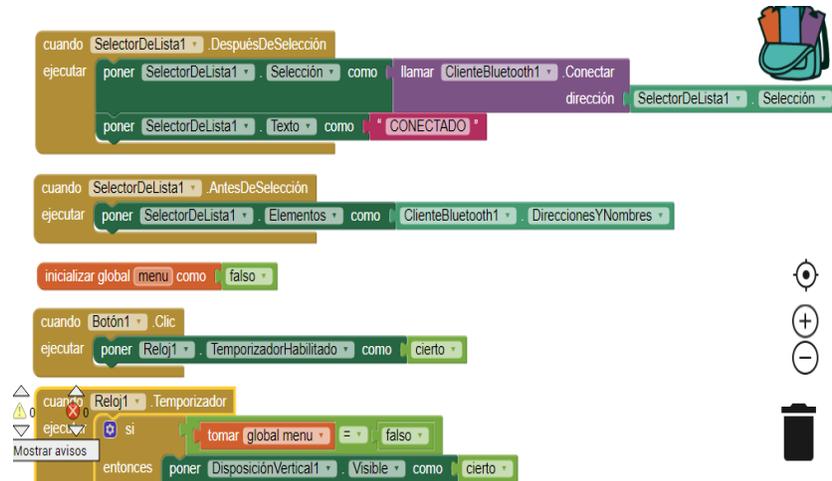


Figura 48 Diagrama de bloques para funcionamiento de tercera pantalla

Para los movimientos de flexión y planti- flexión, estará disponible el motor paso a paso nema 23, y para los movimientos de inversión y eversión, estará disponible el motor paso a paso nema 17. El paciente deberá elegir por medio de los anteriores botones con qué tipo de movimiento va a iniciar el proceso de terapia, cabe resaltar que esta información será brindada por el fisioterapeuta. Luego de haber seleccionado el movimiento con el que va a iniciar se debe seleccionar el ángulo con el que se requiere inicie los movimientos, y el número de repeticiones, las figuras 49 y 50 hacen referencia al desarrollo del código necesario para cumplir con las necesidades según el tipo de terapia que se le desee implementar al paciente.

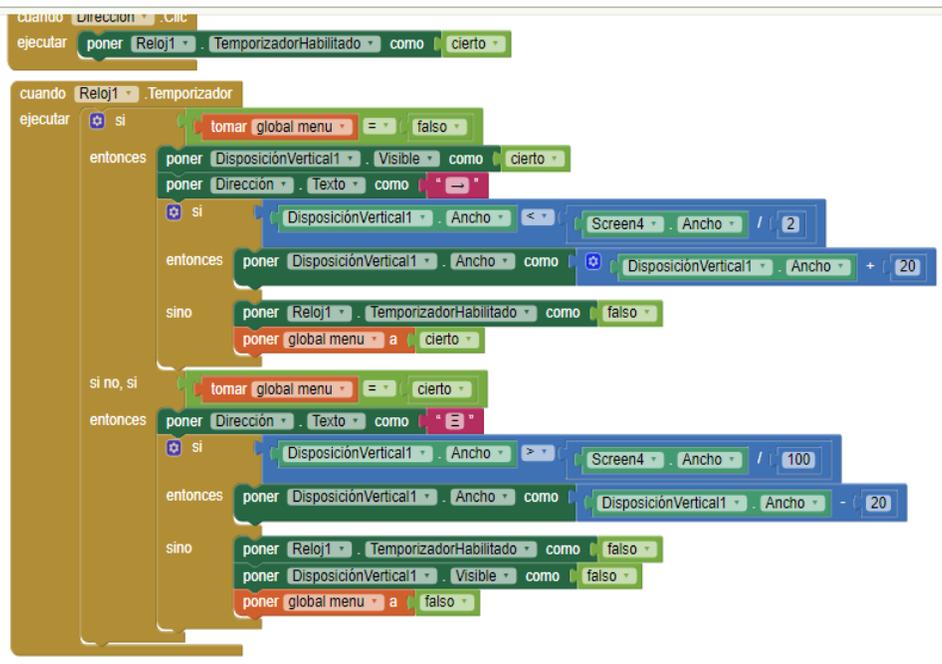


Figura 49 Diagrama de bloques Habilitar el tipo de movimiento que se desee implementar

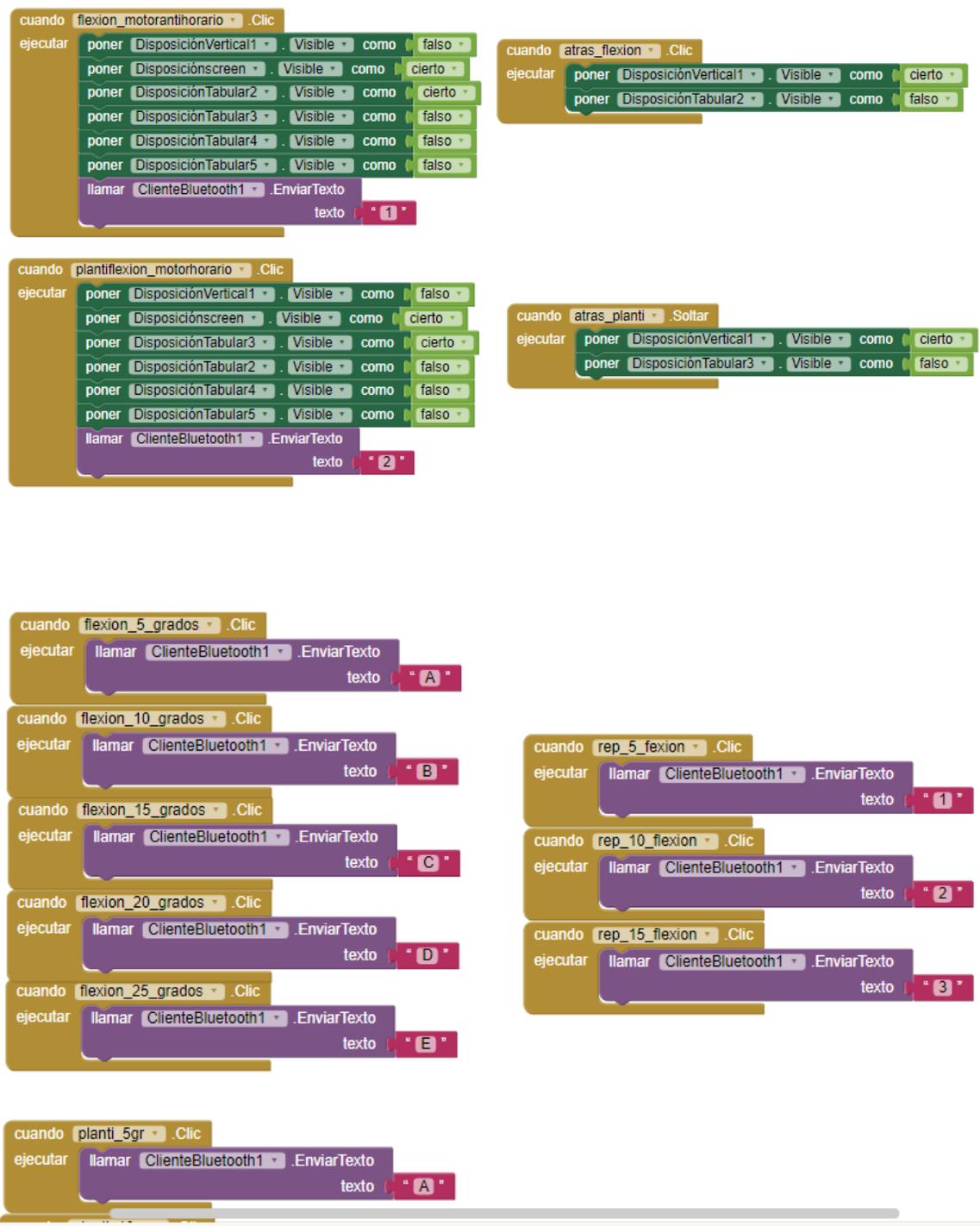


Figura 50 Diagrama de bloques para seleccionar el grado y número de repeticiones.

Luego de haber realizado el primer movimiento, deberá repetir el proceso según lo haya estipulado el fisioterapeuta, hasta completar la terapia del día. Este sería el

proceso que se debe seguir para el manejo y correcto funcionamiento del prototipo. Vale destacar que, pensando en la seguridad del paciente se ha implementado un paro de emergencia, por si algo llega a salir mal se pueda suspender inmediatamente el funcionamiento de la máquina, llegado el caso que este evento ocurra, en el momento de retomar la terapia del día, el paciente no está obligado a registrar sus datos nuevamente, ya que van a quedar almacenados con la fecha y hora que se inició, antes de que el prototipo fallara.

3.2 COMPONENTES ELECTRÓNICOS

Antes de abordar el sistema de control que se desarrolló para el prototipo, se presentan los elementos electrónicos que se usaron, con una breve descripción de cada uno de ellos:

- Motores paso a paso nema 23 y 23 unipolar y bipolar.
- Driver tb 6600.
- Encoder incremental rotatorio 360 P/r industrial.
- Arduino mega.
- Módulo de bluetooth hc – 05.
- Fuente de voltaje DC 24 voltios – 5 amperios.
- Sistema de ventilación a 12 v.
- Fuente de voltaje 5 voltios – 3 amperios

3.2.1 MOTOR PASO A PASO

Esta parte teórica ya se había abordado en el capítulo 1, así que se hará énfasis en el tipo de motores que se van a usar según los cálculos desarrollados anteriormente. Por ejemplo, para los movimientos de flexión y plantiflexión se usará un motor bipolar nema 23, para los movimientos de eversión e inversión se usará un motor unipolar nema 23, pues según su ficha técnica, estos motores presentan un torque máximo de 18 kg/cm, lo cual no es suficiente para ejercer de manera eficiente los movimientos requeridos. Para aumentar el torque de cada motor será necesario implementar un sistema de engranajes conocido como el sistema planetario, el cual se presentó en la figura 24, fabricando cada uno de sus componentes en impresora 3D.

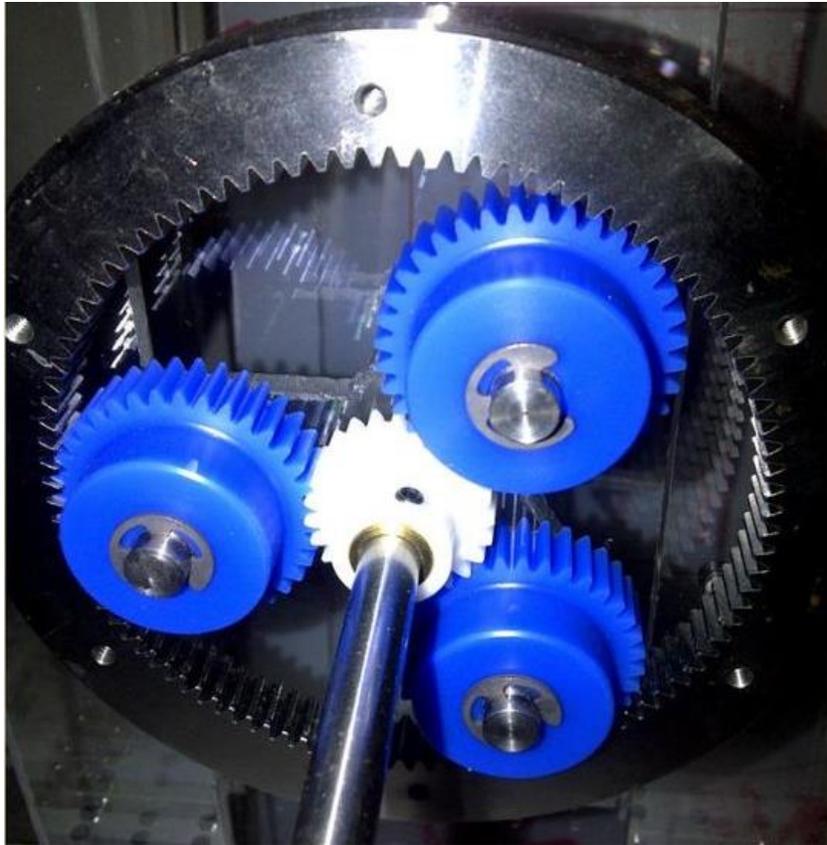


Figura 51 Sistema planetario vista frontal interna

Ahora se debe pensar en el sistema para hacer la conexión entre el actuador y el sistema planetario, que como mencionó anteriormente, se usarán sistemas de engranajes diferentes para cada actuador, estos se describen a continuación.

3.2.1.1 ENGRANAJES HELICOIDALES

Este tipo de engranajes (figura 52) se caracterizan porque su transmisión es de potencia y velocidad, además el sistema es mucho más silencioso y duradero en comparación con los demás tipos de engranajes. Así, fue seleccionado para los movimientos de flexión y planti-flexión porque es donde se va a centrar la mayor parte del peso del paciente, para no tener limitaciones ni restricciones del prototipo en el momento de llevarlo a pruebas en tiempo real.

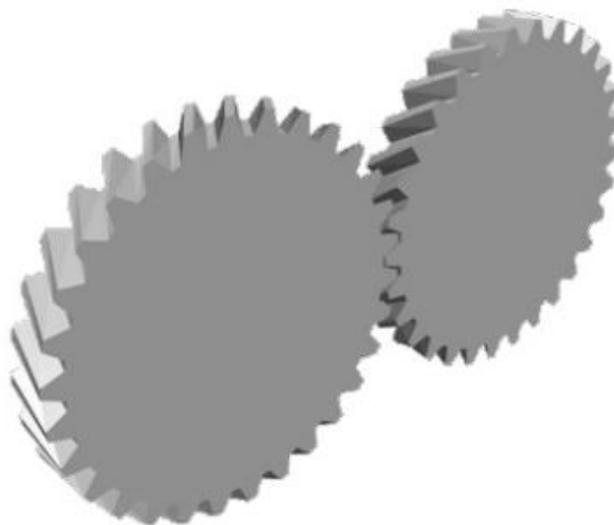


Figura 52 Engranajes helicoidales

Cabe resaltar que, para mayor facilidad en el momento de hacer el diseño de engranajes, se usa el método de ecuaciones por solidworks, obteniendo así resultados más precisos, con la posibilidad de tener planos en la extensión DWG, para poder hacer la implementación en corte laser.

3.2.1.2 ENGRANAJES DE TRANSMISIÓN POR CADENA

Este tipo de engranaje se va a implementar en el actuador encargado de realizar los movimientos de inversión y eversión, para hacer la transición de los movimientos entre motor y sistema planetario (figura 53). Sin embargo, por la complejidad que tiene hacer la implementación de este tipo de movimientos, es necesario adaptar el sistema de engranajes helicoidales, los cuales van a ser los encargados de dar los movimientos finales, para poder hacer la implementación de la terapia.

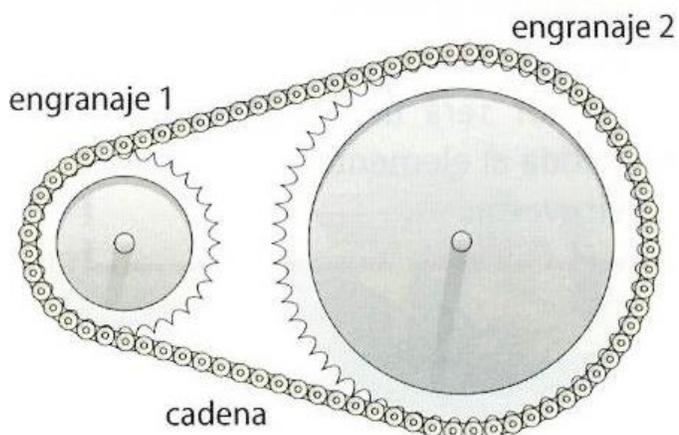


Figura 53 Sistema de engranajes piñón cadena

3.2.2 DRIVER TB 6600.

Este elemento hace referencia a un módulo que sirve como controlador de motores paso a paso, el cual permite hacer un proceso de variación tanto de corriente de entrada, y el número de pasos que se desea asignar al actuador, proceso conocido como “número de vueltas” que se desea hacer girar el eje del motor, o el ángulo que se desea hacer girar el eje. Para el caso de este proyecto, se le asignarán pasos, ya que se harán giros muy pequeños, pues los requerimientos son: implementar movimientos repetitivos iniciando en 5 grados de inclinación y terminando en 25 grados de inclinación, por tal razón, se deberá ajustar el número de pasos por medio de los interruptores. A continuación, se presenta el controlador tb 6600 (figura 54), seguido de sus respectivas características y especificaciones técnicas



Figura 54 Driver tb 6600

3.2.2.1 CARACTERÍSTICAS

- Modo seleccionable de micro paso (1/1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16 paso).
- Fuente de alimentación sencilla.
- Control de corriente (en 8 pasos de 0,2 A a 4 A).
- Fuente de alimentación: 12 ~ 40V DC
- Entradas aisladas ópticamente
- Protección contra sobre voltaje, bajo voltaje, sobre corriente y cortocircuitos.
- Alta velocidad de partida.
- Torque de alta velocidad.
- Carcasa de plástico negro resistente y disipador de calor de aluminio negro.
- Orificios de montaje sobre el disipador de calor para el montaje de la unidad en paneles de la máquina.

3.2.2.2 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

- Voltaje de entrada DC: 8 ~ 40V (Voltaje operativo: 12V – 42V)
- Corriente de entrada de 1 a 4 A

- Corriente de salida:
 - IOU= 4.0 A (Valor nominal máximo absolutos, pico, de 100 ms)
 - IOU= 3.5 A (rango de operación, valor máximo)
- Temperatura de funcionamiento: -10 to 45 °C
- Temperatura de almacenamiento: -40 °C to 70 °C
- Peso: 200 gramos

3.2.3 ENCODER INCREMENTAL ROTATORIO 360 P/R INDUSTRIAL

El encoder es un dispositivo capaz de transformar una determinada energía de entrada, en una energía diferente de salida, con la diferencia que la proporciona a valores muy pequeños, relacionados con los términos del generador. Para este caso el encoder está encargado de transformar movimientos angulares en impulsos digitales. Para el control de las señales eléctricas rotacionales, se pueden elaborar mediante un PLC, CNC, sistemas de control, entre otros. Aquí, su aplicación será para los motores paso a paso nema 23, los cuales estarán encargados de efectuar los respectivos movimientos.

Su funcionamiento se basa en detectar movimiento angular mediante el principio de la exploración fotoeléctrica, es decir un pequeño disco graduado y reticulado que rota constantemente con el fin de permitir el paso de una fuente de rayos infrarrojo, el cual permite la detección de movimiento.

En los encoders de producción (Figura 55), la detección del movimiento angular se ejecuta en base al principio de exploración fotoeléctrica. El sistema de lectura se basa en la rotación de un disco graduado con un reticulado radial formado por líneas opacas, alternadas con espacios transparentes. Este conjunto está iluminado de modo perpendicular por una fuente de rayos infrarrojos. El disco proyecta de este modo su imagen sobre la superficie de varios receptores oportunamente enmascarados por otro reticulado que tiene el mismo paso del anterior llamado colimador. Los receptores tienen la tarea de detectar las variaciones de luz que se producen con el desplazamiento del disco convirtiéndolas en las correspondientes variaciones eléctricas. La señal eléctrica detectada, para generar impulsos correctamente cuadrados y sin interferencias, debe ser procesada electrónicamente. Para incrementar la calidad y estabilidad de las señales, el sistema de lectura se efectúa generalmente de manera diferencial, comparando dos señales casi idénticas, pero desfasados en 180° eléctricos. Su lectura se efectúa en base a la diferencia de las dos señales, eliminando de este modo las interferencias definidas "de modo común" porque están superpuestas de igual manera en toda forma de onda.

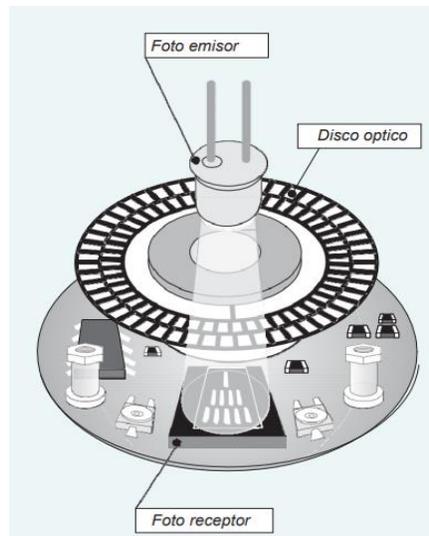


Figura 55 Componentes de un sensor incremental rotatorio

3.2.4 ARDUINO MEGA

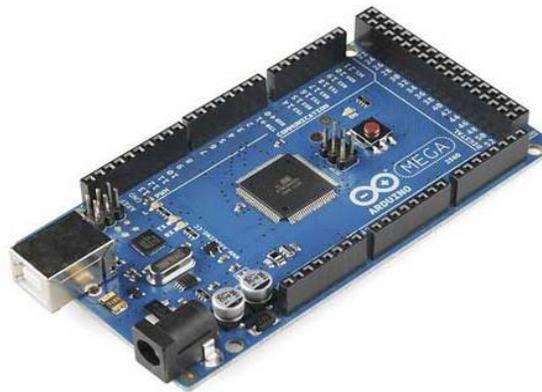


Figura 56 Arduino mega

Arduino mega es conocida como una placa de desarrollo, la cual está compuesta por un microcontrolador ATMEGA 2560, el cual se puede considerar como un sistema reprogramable por el hecho de poseer un sistema de USB, encargado de almacenar el código de programación, en donde se le darán las órdenes a los actuadores (Figura 56). Es dispositivo se caracteriza por poseer una memoria flash de 256 KB, la cual es la encargada de almacenar el código de programación, adicional a eso posee una memoria SRAM con una capacidad de 8 KB que es donde se van a almacenar las variables declaradas en el código de programación.

Por todo lo anterior, se decidió que este tipo de tarjeta es la apropiada para el almacenamiento del código de programación, ya que es desde ahí se le darán las órdenes a los actuadores, para que ejerzan sus movimientos según el tipo de terapia que corresponda.

En las siguientes líneas del presente texto se dará a conocer el código de programación que fue desarrollado para el prototipo:

3.2.4.1 CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN

Antes de revisar las líneas de código, primero se hará una breve introducción relacionada con el modelo de programación usado, el cual hace referencia a las máquinas de estado, ya que fue necesario usar este tipo de programación con el fin de que los actuadores pudieran implementar su funcionamiento en ciclos infinitos, haciendo uso de los cuadrantes positivos y negativos del plano cartesiano, para el acondicionamiento de los movimientos a implementar.

Las máquinas de estado hacen referencia a un sistema de eventos el cual su comportamiento está sujeto a un número determinado de estados y un número determinado de transiciones, en donde se ejecutará una o varias acciones, según el estado en el que se encuentre, y el que se desee llegar. Una manera gráfica de representar una máquina de estados es la representada en la figura 57.

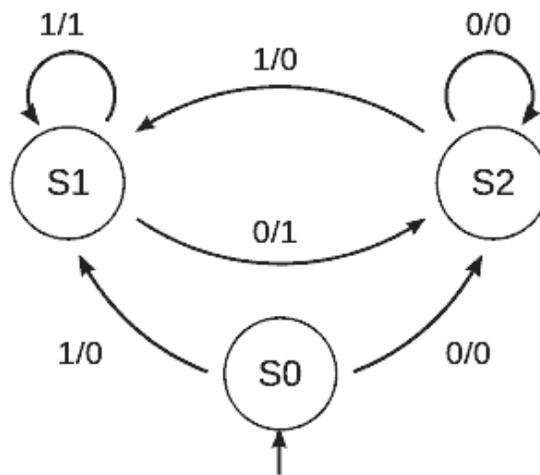


Figura 57 Diagrama de máquinas de estado

Aquí, los estados están representados por medio de círculos, y las transiciones están representadas por medio de flechas, cada transición puede ser interpretada como falsa o verdadera, es decir, que el actuador puede o no seguir el camino que se está señalando por medio de la transición. Para esta parte es válido recordar el álgebra booleana, en donde un valor de 1 se asocia a verdadero, y 0 a falso, siempre

se debe guiar por el primer dígito que tenga la flecha para saber si será válido o no seguir el camino señalado para llegar al siguiente estado.

Cabe resaltar, que en las máquinas de estado se puede tener la posibilidad de pasar de un estado SO a un S1 por medio de una transición, pero no podrá hacerlo en el sentido inverso, por lo tanto, es importante implementar una tabla de verdad para conocer cuáles de las transiciones van a ser verdaderas y que tipos de estado van a activar. Como se había mencionado anteriormente, para el código de programación desarrollado se implementará este proceso, ya que son 4 tipos de movimientos que se deben implementar, y no necesariamente se harán de una manera consecutiva, por ejemplo el fisioterapeuta tiene la posibilidad de asignarle 4 tipos de movimientos diferentes a su paciente, es decir tendrá 2^n posibles combinaciones por lo tanto con el sistema de programación en máquinas de estado, el actuador podrá ejecutar su operación según el estado que sea requerido.

En las primeras líneas del código de programación, se establecen las librerías que van a servir para la manipulación de los actuadores, y para el sistema de control PID, el cual se implementará con la intención de garantizar la precisión de los movimientos que ejecutará el prototipo. Después de agregar las librerías se procede a incluir las variables que se usarán en el transcurso del código, además de los parámetros Kp, ki y Kd del controlador, en la figura 58 y 59, se presenta la declaración de las variables y las funciones que se usarán en cada caso específico, y el código completo se podrá observar en el anexo 2.

```
#include <AccelStepper.h>
#include<PID_v1.h>

AccelStepper flexion_planti(1, 8, 9); // direccion digital 9 (CCW), pulsos digitales 8 (CLK)
AccelStepper eversion_inv(1, 10, 11); // direccion digital 11 (CCW), pulsos digitales 8 (CLK)

int estado_actual = 0;
bool flexion_eversion; //etiqueta true para flexion_planti, false para para eversion_inv
int rep = 0; // numero de repeticiones
int aux_rep = 0; // auxiliar para comparar con repeticiones
int aux_est; // auxiliar para comparar con los estados
int direccion = 1; // direccion 1 para derecha, -1 para izquierda
bool ida; // etiqueta para movimiento de izquierda a derecha o viseversa
double pasos = 0; // setpoint
double speedm; // output
double input; // currentPosition
char movimiento; // tipo de movimiento
char grados; // Cuantos grados
char rptons; // recibe el numero de repeticiones de la app
int pas = 0; // numero de pasos segun el grado
bool dato_nuevo; // etiqueta para saber si llega un dato nuevo
int estado_anterior; // auxiliar de estados
double kp = 1, ki = 0, kd = 0.1; // paraetros del control
PID motor_control(sinput, speedm, pasos, kp, ki, kd, DIRECT); // instancia de control pid
```

Figura 58 Declaración de variables

```

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  flexion_planti.setMaxSpeed(1000); //velocidad = pasos / segundo
  flexion_planti.setAcceleration(800); //aceleracion = pasos / (segundo)^2
  eversion_inv.setMaxSpeed(400); //velocidad = pasos / segundo
  eversion_inv.setAcceleration(100); //aceleracion = pasos / (segundo)^2
  flexion_planti.disableOutputs(); //deshabilita las salidas
  eversion_inv.disableOutputs(); //deshabilita las salidas
  motor_control.SetMode(AUTOMATIC);
  motor_control.SetTunings(kp, ki, kd);
}

```

Figura 59 Inicialización de movimientos

A esta instancia ya se tiene el prototipo implementado con respecto al diseño planteado, la aplicación, que hará las veces de control remoto y el código de programación que es el encargado de hacer que cada actuador ejecute los movimientos según sea ordenado.

Ahora resta tratar el sistema de control, que para este caso es un control PID, el cual es implementado con el fin de tener mayor precisión en el funcionamiento del prototipo. Una característica de este tipo de control, es que permite controlar movimientos pequeños, como los usados en rehabilitación, de una manera bastante precisa, de tal forma que si se presenta algún sobre impulso en el desarrollo de las actividades para las cuales ha sido programado, este sistema hace que se estabilicen en un tiempo muy rápido los actuadores.

Así, en la siguiente sección antes de describir las actividades desarrolladas en este proceso, primero se dará a conocer un poco de teoría acerca de los controladores PID.

CAPITLO 4: CONTROL PID PARA MOTOR PASO A PASO

4.1 CONTROLADOR PID

El controlador PID caracterizado por combinar las acciones proporcional, integral y derivativa, además de ser una extensión natural del controlador on – off. Se puede afirmar que es uno de los controladores más utilizados, ya que ha sobrevivido a los cambios tecnológicos, como por ejemplo la aparición del microprocesador, planificación de ganancias, entre otras. En la siguiente grafica se presenta el diagrama PID con las 3 acciones que lo componen: (Alberto Leva)

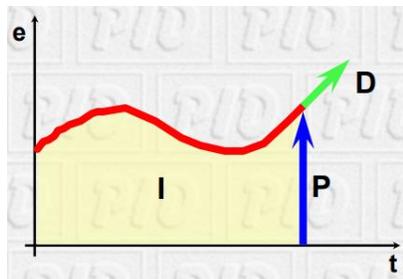


Figura 60 Diagrama PID en el plano cartesiano

Estructuralmente se puede definir el controlador PID es como se presenta en la figura 60:

En donde representa un lazo de control de una sola entrada y una sola salida, determinándose así un grado de libertad. Las variables mencionadas anteriormente hacen referencia a:

- $R(s)$ variable de referencia
- $U(s)$ señal de control
- $Y(s)$ variable controlada
- $E(s) = R(s) - Y(s)$ error actuante

La acción proporcional: da una salida del controlador que es proporcional al error, es decir: $u(t) = K_P \cdot e(t)$, que descrita desde su función transferencia queda: $C_p(s) = K_p$

Donde $C_p(s)$ es..... y K_p es una ganancia proporcional ajustable. Un controlador proporcional puede controlar cualquier planta estable, pero posee desempeño limitado y error en régimen permanente (off-set).

La acción integral: da una salida del controlador que es proporcional al error acumulado, lo que implica que es un modo de controlar lento. Para este caso se tiene que:

$$u(t) = k_i \int_0^t e(t) dt \quad C_i(s) = \frac{k_i}{s} \quad \text{Ecuación 21}$$

La señal de control $u(t)$ tiene un valor diferente de cero cuando la señal de error $e(t)$ es cero. Por lo que se concluye que, dada una referencia constante, o perturbaciones, el error en régimen permanente es cero.

La acción derivativa: sus cálculos son muy similares a la integral, la derivada es expresada como la tasa de cambio de una variable a otra variable, la manera de funcionar es ver que tan rápido la variable del proceso cambia por unidad de tiempo.

PID, sería la acción de control proporcional-integral-derivativa, esta acción combinada reúne las ventajas de cada una de las tres acciones de control individuales. La ecuación de un controlador con esta acción combinada se obtiene mediante:

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(T) dT + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad \text{Ecuación 22}$$

Y su función de transferencia resulta:

$$C_{PID}(s) = k_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad \text{Ecuación 23}$$

En la figura 61 presenta la estructura general en diagrama de bloques de un controlador PID en lazo cerrado. En donde para el caso del proyecto que se está desarrollando, las plantas van a ser los actuadores, o motores paso a paso, como sensor se está usando los encoder industriales incrementales, los cuales sirven de guía para saber cuál es el ángulo por el que va pasando el eje del motor cada vez que ejecuta un paso.

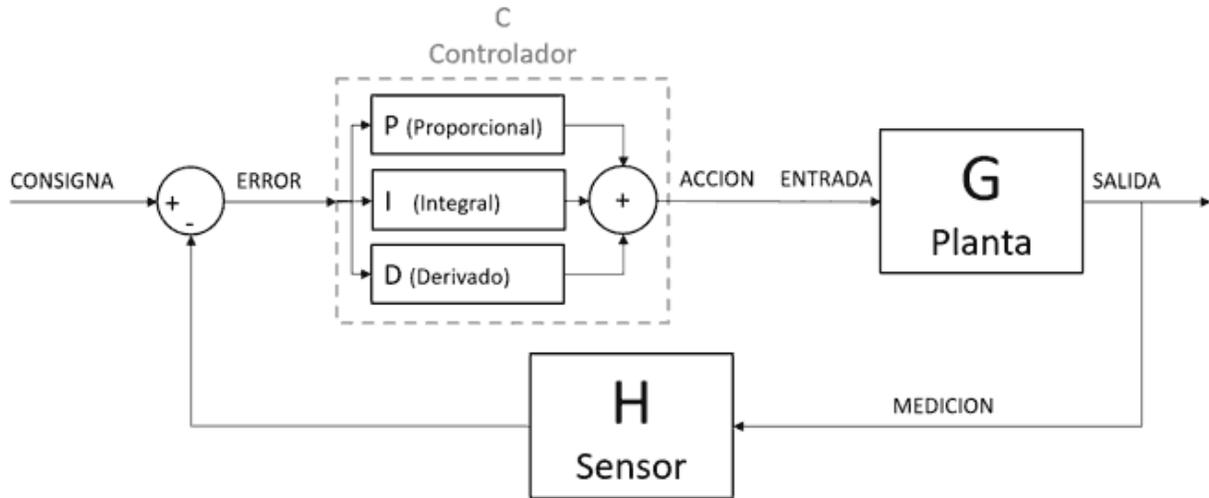


Figura 61 diagrama de bloques para un controlador PID

Para iniciar el proceso del diseño del controlador, primero se debe conocer la función de transferencia, de los actuadores, para este proceso se utiliza el software MATLAB, el cual, por medio de una serie de líneas de código, y la ficha técnica de los actuadores se puede obtener este resultado. como se presenta a continuación:

% líneas de programación en MATLAB

```
clc;
clear all;
close all;
```

```
r = 13;
L = 6.3;
M = 0.1;
J = 0.16;
Nr = 6;
D = 1.35;
land = deg2rad(200)/12;
lo = 0.15;
nM = 1.2;
```

```
w2ap = (2*(Nr^2)*nM*lo*cos(Nr*land/2))/J;
Lp = L-M;
kp = (nM*(sin((Nr*land)/2).^2))/Lp*lo*cos((Nr*land)/2);
```

```
s = tf('s');
num = (r/L)*w2ap;
den = [1 (r/Lp+D/J) ((r*D/Lp*J)+w2ap*(1+kp)) ((r/Lp)*w2ap)];
```

```

Stepper = tf(num,den) % Modelo paso a paso en función de transferencia
step(Stepper);
margin(Stepper);

```

como resultado, se obtiene la siguiente función de transferencia:

$$\text{función de transferencia} = \frac{107.4}{s^3 + 10.53s^2 + 53.09s + 109.2} \quad \text{Ecuación 24}$$

Después de haber obtenido la función de transferencia, es necesario usar la aplicación de SIMULINK, la cual permitirá construir y simular el sistema de control PID que se va a implementar en el prototipo. Este proceso se desarrolla por medio de diagrama de bloques, tal como se presenta figura 62.

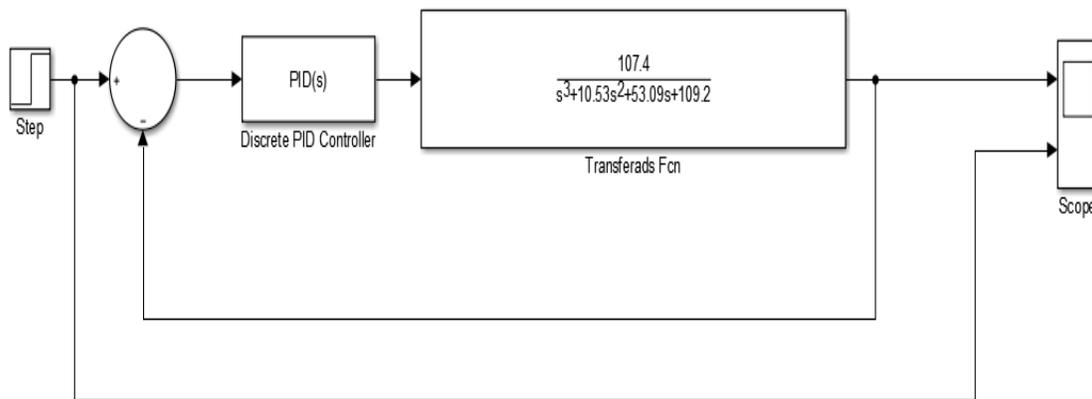


Figura 62 diagrama de bloques con datos reales en simulink

Después de haber implementado el diagrama de bloques en SIMULINK, se ejecuta una compilación de dicho diagrama con el fin de conocer la gráfica que representa la función de transferencia de los actuadores. Esta grafica se presenta en la figura 63, donde se puede observar que tiene un pequeño sobre impulso, debido a la corriente aplicada a los actuadores, pero se puede estabilizar con los parámetros del controlador PID, (KP, KI, KD), los cuales se determinan a seguir.

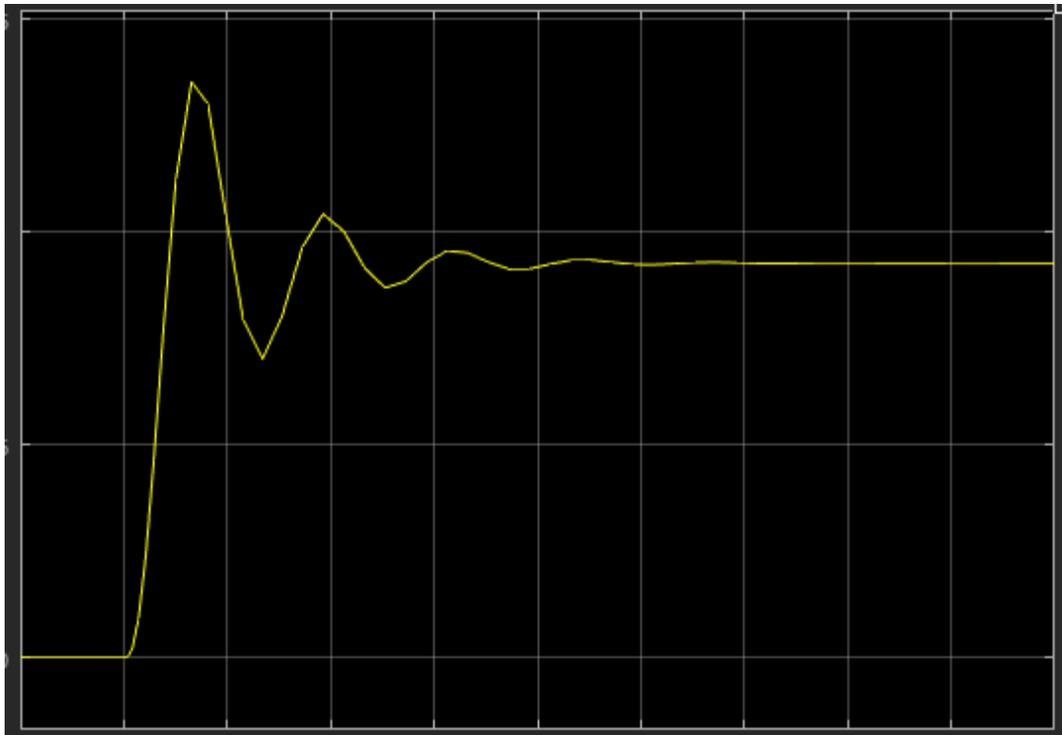


Figura 63 grafica de la función de transferencia sin control PID

Para conocer el valor de las variables del controlador se usa la aplicación PID TUNER de MATLAB, en donde se importan los datos obtenidos en la función de transferencia, luego se selecciona el tipo de controlador que se desea implementar, y finalmente se ingresa a la opción de SHOW PARAMETERS, el cual arroja una tabla con los resultados de las variables que se desean conocer, dichas variables son implementadas en el código de programación de la tarjeta de ARDUINO. Los parámetros obtenidos se presentan en la figura 64:

Controller Parameters	
	Tuned
P	0.70115
I	2.3531
D	0.051037
N	685.4002
Performance and Robustness	
	Tuned
Rise time	0.334 seconds
Settling time	6.68 seconds
Overshoot	13.6 %
Peak	1.14
Gain margin	12.5 dB @ 9.26 rad/s
Phase margin	22 deg @ 6 rad/s
Closed-loop stability	Stable

Figura 64 grafica con los valores de las constantes del controlador PID

Después de haber realizado el proceso para obtener las variables deseadas, se cargan dichos valores en el diagrama de bloques realizado en SIMULINK, para compilar nuevamente, y así verificar si se está ejecutando el proceso de control correctamente. Para corroborar este proceso la gráfica de la función de transferencia se debe sobreponer en la gráfica de una función de escalón unitario. Observando la gráfica arrojada por el software (figura 65), se puede afirmar que se está implementando el sistema de control correctamente ya que se está sobreponiendo la gráfica de la función de transferencia con la gráfica de la función escalón unitario.

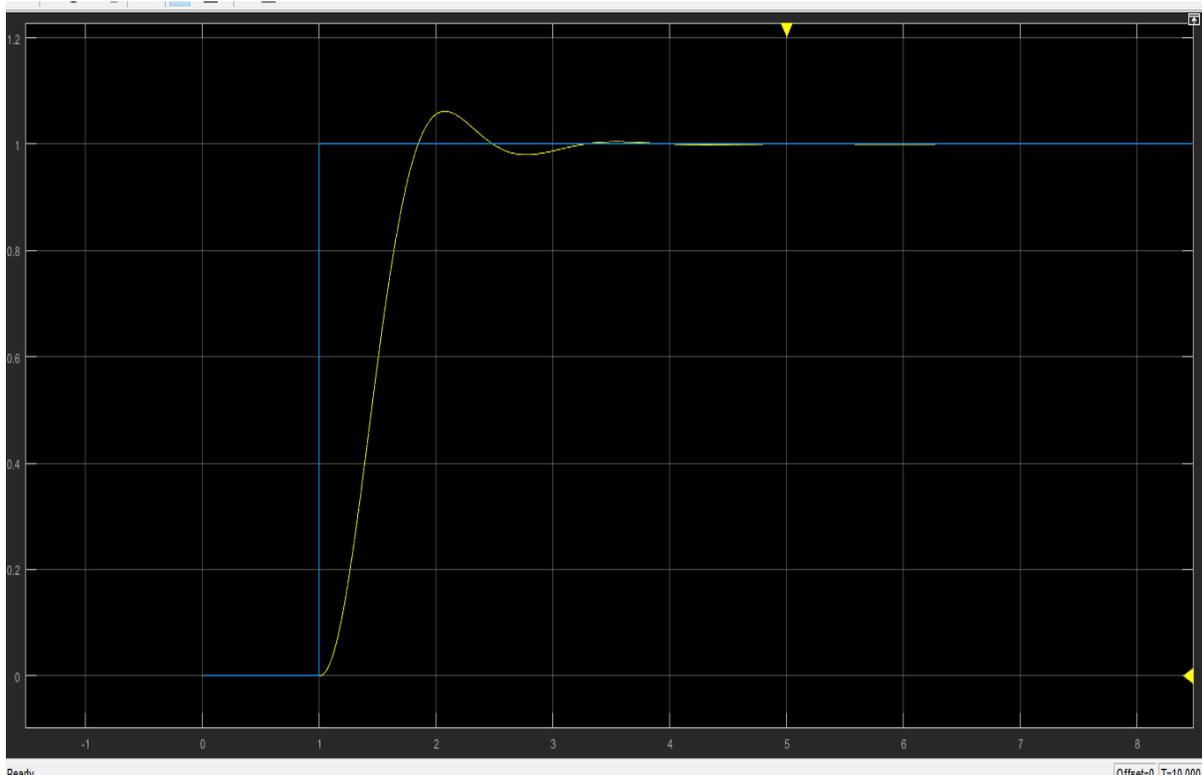


Figura 65 grafica de sistema de control PID implementada a actuadores paso a paso

Luego de finalizar el proceso de diseño e implementación del prototipo, se debe someter a un proceso de evaluación y validación, el cual se dará a conocer en el capítulo 5, este proceso se desarrollará con una serie de posibles pacientes (15) y un fisioterapeuta.

CAPITULO 5

5.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO

En el presente capítulo se dará a conocer el proceso que se llevó a cabo con respecto al funcionamiento y validación del prototipo, dando a conocer los datos obtenidos por medio de encuestas diligenciadas por pacientes sin historial clínico. Así, después de haber manipulado el prototipo, dichos datos permitirán obtener las respectivas conclusiones, precisando que tan funcional es el prototipo.

Este proceso de evaluación se ejecutó sobre 15 posibles pacientes que no presentan historial clínico, y un fisioterapeuta. De esta forma, ellos son los encargados de validar ítems asociados al diseño, construcción, funcionamiento, limpieza, entre otros aspectos. Así fue posible obtener una noción de que tan viable es el prototipo según la percepción de los posibles pacientes y el personal especializado. Los resultados de las encuestas se presentan en la tabla 8, en donde están presentes las calificaciones de los 15 pacientes, la sumatoria de las calificaciones y el valor promedio de cada ítem evaluado. Los rangos de las calificaciones se presentan en la tabla 7.

:

TABLA 7. RANGO DE PUNTUACIÓN

0 - 0.9	MUY MALO
1 - 1.9	MALO
2 - 2.9	REGULAR
3 - 3.9	BUENO
4 - 5	EXELENTE

En el anexo 3 se presentarán algunas de las encuestas diligenciadas por los posibles pacientes, y la del fisioterapeuta, con sus respectivos comentarios en relación al uso y diseño del prototipo.

TABLA 8 RESULTADOS DE VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO MEDIANTE POSIBLES PACIENTES

ITEM	PACIENTE 1	PACIENTE 2	PACIENTE 3	PACIENTE 4	PACIENTE 5	PACIENTE 6	PACIENTE 7	PACIENTE 8
ERGONOMIA	4	4	4	4	3,8	3,5	3,2	3,6
COMODIDAD	5	5	4	5	4	4,3	3,5	3,5
SEGURIDAD	4	5	5	5	3,5	4	3,4	4
HIGIENE	4	4	5	4	4	4,5	4,5	5
FUNCIONALIDAD	4	5	5	5	3,9	4	4	3,6
CALIDAD	5	5	5	4	4,5	4,2	4,1	4,3

PACIENTE 9	PACIENTE 10	PACIENTE 11	PACIENTE 12	PACINETE 13	PACIENTE 14	PACIENTE 15	SUMATORIA	PROMEDIO
4	3,2	4	3,6	4,2	3,8	3,6	56,5	3,7
4	3,8	4,2	3,8	5	3,8	3,8	62,7	4,1
4	3,6	4,6	3,9	5	3,4	4	62,4	4,1
3,6	4	4,2	4	4	3,6	3,2	58,8	3,9
4	4	3,8	4	4	3,2	5	62,5	4,1
3,9	4,5	4,7	4,3	3,5	4	3,2	64,2	4,2

Después de haber culminado las encuestas con los pacientes, y analizando los datos obtenidos, los cuales son presentados gráficamente en la figura 65 de validación del prototipo por parte de los pacientes. Así, los ítems denominados de ergonomía e higiene, pese a que son considerados buenos en relación al rango de puntuación, obtuvieron los menores valores en la calificación por lo que se debe considerar adecuaciones al sistema. Por otro lado, las demás características su puntuación está por encima de 4, calificación excelente, por lo cual se puede decir que de momento no es necesario hacer modificaciones.



Figura 65 Resultados de validación por parte de los pacientes

En la tabla 9 y figura 66 se presentan los resultados obtenidos mediante la encuesta diligenciada por el fisioterapeuta. Los rangos de calificación son los mismos establecidos para los pacientes (Tabla 7), sin embargo, las características variaron con el fin de obtener una evaluación más detallada del prototipo,

TABLA 9 RESULTADOS DE VALIDACIÓN DEL FISIOTERAPEUTA

Ítem	Puntaje
Ergonomía del prototipo	3
Robustez	3
Control remoto inalámbrico	4
Funcionamiento del prototipo	3
Seguridad e higiene	3
Rutinas establecidas	4
Cumplimiento de protocolos fisioterapéuticos	3
Viabilidad clínica del equipo	3
Sumatoria ítems total	26
Promedio	3.2



Figura 66 Resultados de validación por parte del fisioterapeuta

Al promediar los puntajes obtenidos por la evaluación desarrollada por el fisioterapeuta, se puede observar que el puntaje es de 3.25, con este valor se puede concluir que en general el profesional de la salud evaluó el prototipo como bueno. En relación a esta calificación, se puede decir que características tales como, la ergonomía y la robustez se vieron afectadas básicamente por el peso del de prototipo lo cual afectó también la viabilidad clínica del prototipo. El ruido y la

vibración durante la ejecución de las rutinas, afectaron características, en particular se vieron reflejadas en las calificaciones de características como, el funcionamiento del prototipo, la seguridad e higiene, así como sobre la viabilidad clínica del prototipo. Por otro lado, llama la atención que los ítems de control remoto y rutinas establecidas adquirieron la mayor puntuación entre la evaluación, destacando el rol que juega la aplicación desarrollada, así como, el fácil acceso y la forma en que pueden ser planificadas las rutinas.

En general, a partir del análisis de los datos anteriores se puede concluir que se ha diseñado e implementado un prototipo de un exoesqueleto robótico adaptable a la articulación tibioastragalina encargado de realizar movimientos pasivos en el tobillo, manipulado de manera remota por medio de una aplicación tipo Android, la cual activa y desactiva un sistema electromecánico de manera inalámbrica. Sin embargo, se sugiere disminuir el ruido que ocasionan los actuadores, basándose en que, para los procesos fisioterapéuticos como la rehabilitación, es muy importante que se maneje en espacios tranquilos, para que el paciente este cómodo en su proceso de rehabilitación, y el ruido es un factor que perturba la comodidad del paciente, además que puede generar desconfianza a la hora de realizar una rutina programada.

CONCLUSIONES

El desarrollo de este proyecto de investigación aplicada en el área de diseño de dispositivos de rehabilitación médica, llevó a las siguientes conclusiones:

Con base en los resultados obtenidos de la matriz de casa (QFD) fue posible identificar características y especificaciones que se deben tener en cuenta para desarrollo del prototipo, entre las cuales se destacaron: la resistencia, la ergonomía, la operabilidad, entre otras.

A través del estudio biomecánico de los movimientos del pie fue posible identificar el torque o momento de fuerza, que sirvió como base para la identificación del actuador a ser implementado en el prototipo. De esta forma se implementó un sistema electromecánico, usando motores paso a paso caracterizados por ser bipolar y unipolar, con un sistema de engranajes para la amplificación de torque, denominado sistema planetario, y sistemas de piñones hexagonales para el motor bipolar y otro sistema piñón cadena implementado para el motor unipolar, elementos que satisfacen los movimientos a ser ejecutados por el prototipo.

Desde el punto de vista de diseño estructural, los principales materiales usados para su implementación fueron el acero inoxidable calidad 304, así como PLA para las piezas realizadas por impresión 3D. Cabe destacar que el análisis estático de las piezas críticas del prototipo arrojó una deformación máxima en el rango de 1×10^{-3} mm y un factor de seguridad de 1.3, lo cual hace el prototipo viable estructuralmente.

En el momento de desarrollar el código de programación para la ejecución de los movimientos de los actuadores, se implementó el método de máquinas de estado con el fin de poder generar los diferentes tipos de movimientos sin generar errores al momento de cambiar su ejecución.

Para la manipulación del prototipo de forma inalámbrica se desarrolló una aplicación tipo Android usando el protocolo de comunicación bluetooth. Aquí se destaca la funcionalidad de la aplicación, al contar con una base de datos para realizar el seguimiento de los pacientes por parte del fisioterapeuta, así como la selección del proceso de terapia y sus parámetros característicos, ángulo y número de repeticiones

Se usó un sistema de control PID ya que este tipo de control permite mejorar la respuesta del sistema, permitiendo ajustar las variables integrar proporcional y derivativa, según lo deseado. De tal manera que si se presenta un sobreimpulso en el sistema este se pueda corregir en el menor tiempo posible.

La validación del prototipo, teniendo en cuenta los datos colectados por pacientes sin historial clínico y el especialista del área (fisioterapeuta), arrojó una evaluación

del prototipo como bueno, sugiriendo que deben ser realizadas adecuaciones para mejorar características, tales como, ergonomía, higiene y viabilidad clínica.

En general, se puede decir que fue diseñado e implementado un exoesqueleto robótico programado para ejecutar movimientos pasivos en el tobillo a personas que sufren esguince de tobillo el cual cumple su función motora, pero que debe ser mejorado en algunos aspectos estratégicos a fin de que pueda ser viable para su implementación clínica.

TRABAJOS FUTUROS Y RECOMENDACIONES

Una recomendación, para trabajos futuros con el prototipo es la disminución del ruido, el cual se podría pensar en aislar los actuadores y sus componentes usando la fibra de vidrio.

Otra posible solución para la disminución del ruido, es la implementación del proceso electromecánico con motores de mayor potencia, que para este caso sería motores bipolares nema 34, ya sería comparar potencia con costos.

Finalmente, un trabajo futuro sería modificar el módulo de conexión inalámbrica bluetooth que tiene actualmente, por un módulo wi-fi, esto con el fin de tener acceso al prototipo sin límite de distancia.

REFERENCIAS

- Albarrán Ligeró, J. (2008). KBE (Knowledge based engineering). El conocimiento basado en la ingeniería. In J. Albarrán Ligeró, *Fundamentos del KBE (Knowledge based engineering). Aplicación al diseño de engranajes de ejes paralelos con CATIA V5*. Sevilla, España: Escuela Superior de Ingenieros.
- Alberto Leva, C. C. (n.d.). *cite serr* . Retrieved from <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download;jsessionid=5D726BAC03F2DE1C8649BCBB939874D2?doi=10.1.1.115.3383&rep=rep1&type=pdf>
- Avila, J. F. (2017). IMPLEMENTACIÓN DE UNA METODOLOGÍA DE DISEÑO MECATRONICO CON HERRAMINETAS MODERNAS DE SIMULACION. 3.
- Bai, X., Gao, M., Syed, S., Zhuang, J., Xu, X., & Zhang, X.-Q. (2018). Bioactive hydrogels for bone regeneration. *Bioactive materials*, 401-417.
- Balderrama Surroca, P. M. (2018, noviembre). Retrieved from <https://rdu.unc.edu.ar/bitstream/handle/11086/11400/Proyecto%20Integrador%20-%20Balderrama%20Surroca%20Pablo.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Belmonte., Á. (2019, 06 29). *UN PROFESOR* . Retrieved from UN PROFESOR : https://www.unprofesor.com/ciencias-naturales/ligamentos-del-pie-3512.html#anchor_2
- biomecanica", p. y. (2018, 1 14). *podoactiva* . Retrieved from podoactiva: <https://www.podoactiva.com/es/blog/tipos-de-pies-sabes-cual-es-el-tuyo-y-que-dice-sobre-ti>
- Blanco-Ortega, A., Magadán Salazar, A., Antúnez Leyva, E., & Santana Camilo, J. A. (2017). Controlador proporcional integral generalizado robusto para un rehabilitador de tobillo de 2GDL. *Congreso internacional en tecnología, innovación y docencia (DITID)*. Zacatepec, Morelos: Instituto Tecnológico de Zacatepec.
- Bourabah, J. (2020, febrero 24). *All3dp*. Retrieved from All3dp: <https://all3dp.com/es/1/pla-vs-abs-comparacion-impresion-3d/>
- C, L. (2019, JULIO 23). *Native 3D*. Retrieved from Native 3D: <https://www.3dnatives.com/es/ecologico-realmente-filamento-pla-230720192/>
- Camacho, M. G., López, M. D., Díaz, C. J., & Gaviria, L. C. (n.d.). *Caracterización de las técnicas de modulación Pulse Width Modulation (PWM) aplicadas a inversores trifasicos*. Retrieved from Caracterización de las técnicas de modulación Pulse Width Modulation (PWM) aplicadas a inversores trifasicos: <https://mail.google.com/mail/u/0/#inbox/FMfcgxwHMjpbHjxxwglcJgLrpLqMFlzn?projector=1&messagePartId=0.1>
- carrillo , g., mauricio , j., archila , j., & vargas , l. (2010, 08). *materiales inteligentes y sostenibles* . Retrieved from VI CONGRESO NACIOANAL

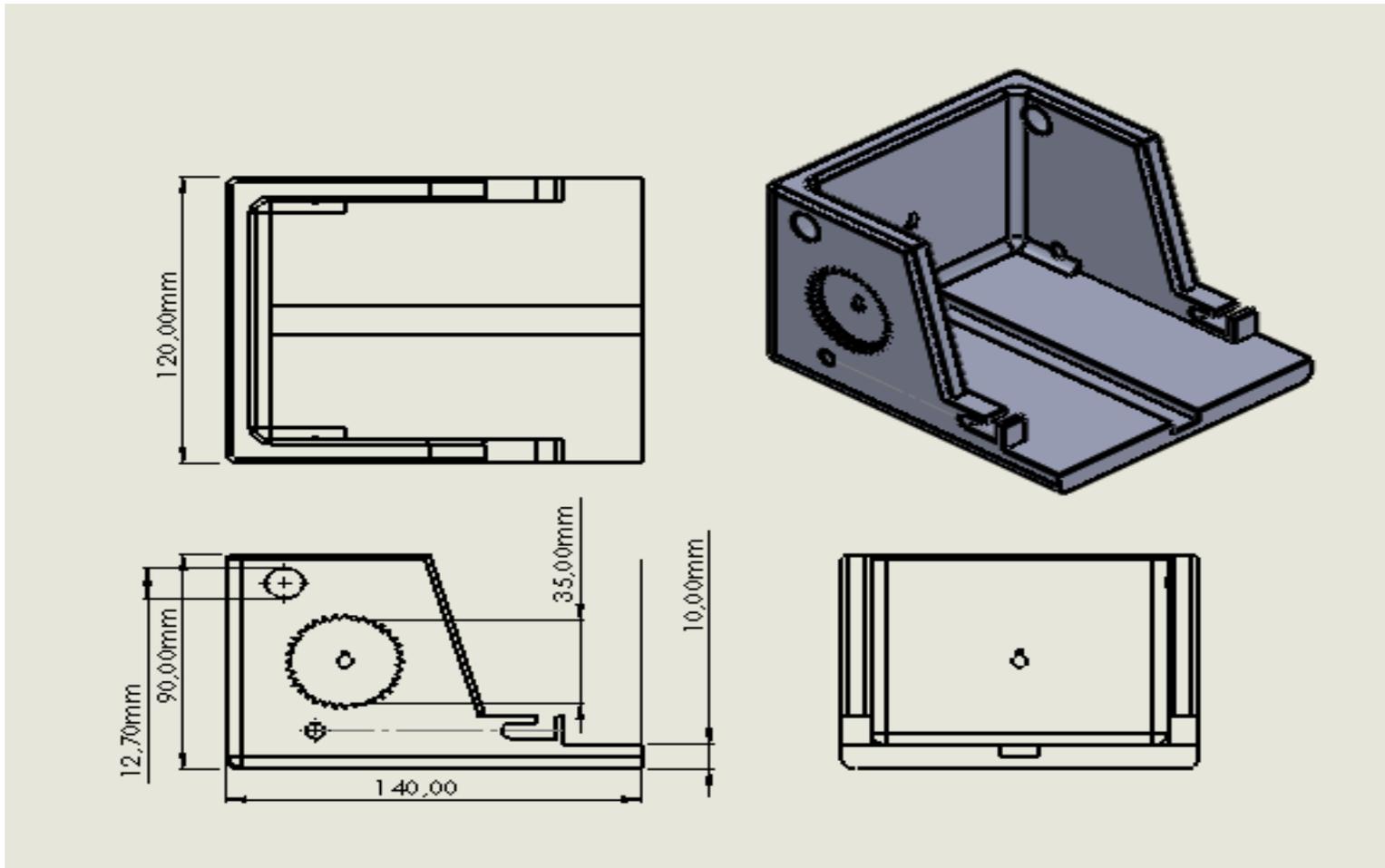
- Chávez Cardona, M. A., Rodríguez Spitia, F., & Baradica López, A. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 63-73.
- Day, R. G. (2003, marzo). *Quality progres QP*. Retrieved from Quality progres QP: <http://asq.org/quality-progress/2003/03/problem-solving/qfd-explicado.html>
- Drake, R. L., Vogl, A., & Mitchell, A. (2010). Extremidad inferior. In R. L. Drake, A. Vogl, & A. Mitchell, *Gray's anatomy for students* (pp. 512-649). Barcelona, España: El Sevier.
- E. Lugo, A. V. (2020). *Ingeniería. Handbooks-@ECORFAN*. Retrieved from Ingeniería. Handbooks-@ECORFAN: https://www.ecorfan.org/handbooks/Handbooks_Mujeres_en_la_Ciencia_TV/Handbooks_Mujeres_en_la_Ciencia_TV_2.pdf
- educativa, r. (2017, marzo). *partesdel.com*. Retrieved from partesdel.com: https://www.partesdel.com/partes_del_tobillo.html
- Electroniclab. (n.d.). *Electroniclab*. Retrieved from Electroniclab: <https://electronilab.co/tienda/driver-micromotor-paso-paso-tb6600-0-2-5a-12-48vdc/>
- Garrido Chamorro, P. R. (2011). Rehabilitacion del esguince de tobillo. *Alto rendimiento*, 19.
- Garrido Chamorro, R., Gonzalo Lorenzo, M., Perez San Roque, J., & Soriano, L. (2005). *Patología del aparato locomotor* .
- Giraldo, V. (2019, Abril 19). *Herramienta de desarrollo y análisis de aplicaciones móviles* . Retrieved from Herramienta de desarrollo y análisis de aplicaciones móviles : <https://rockcontent.com/es/blog/que-es-firebase/>
- Gonzalez, V. (2020, Febrero 14). *Motores paso a paso*. Retrieved from Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y de Formación del Profesorado: http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/cyr_01/robotica/sistema/motores_p-p.htm
- Greens, R. y. (2003). In *Fracturas en el adulto* (pp. 2001-2091). MARBAN.
- Guo, J., Ning, C., & Liu, X. (2018). Bioactive calcium phosphate silicate ceramic surface-modified PLGA for tendon-to-bone healing. *Colloids and surfaces B: Biointerfaces*, 388-395.
- Hibbeler, R. C. (2013). *Engineering mechanics statics. Thirteenth edition*. Upper Saddle River, New Jersey: Pearson.
- Inocenter. (2016, Febrero 14). *Inocenter* . Retrieved from Inocenter : <http://inoxcenter.com/caracteristicas-acero-inoxidable/>
- Intelligy. (2018, octubre). *SOLIDWORKS LATAM* . Retrieved from SOLIDWORKS LATAM : <https://blogs.solidworks.com/solidworkslatamyesp/solidworks-blog/simulacion/estudio-estatico-simulation/>

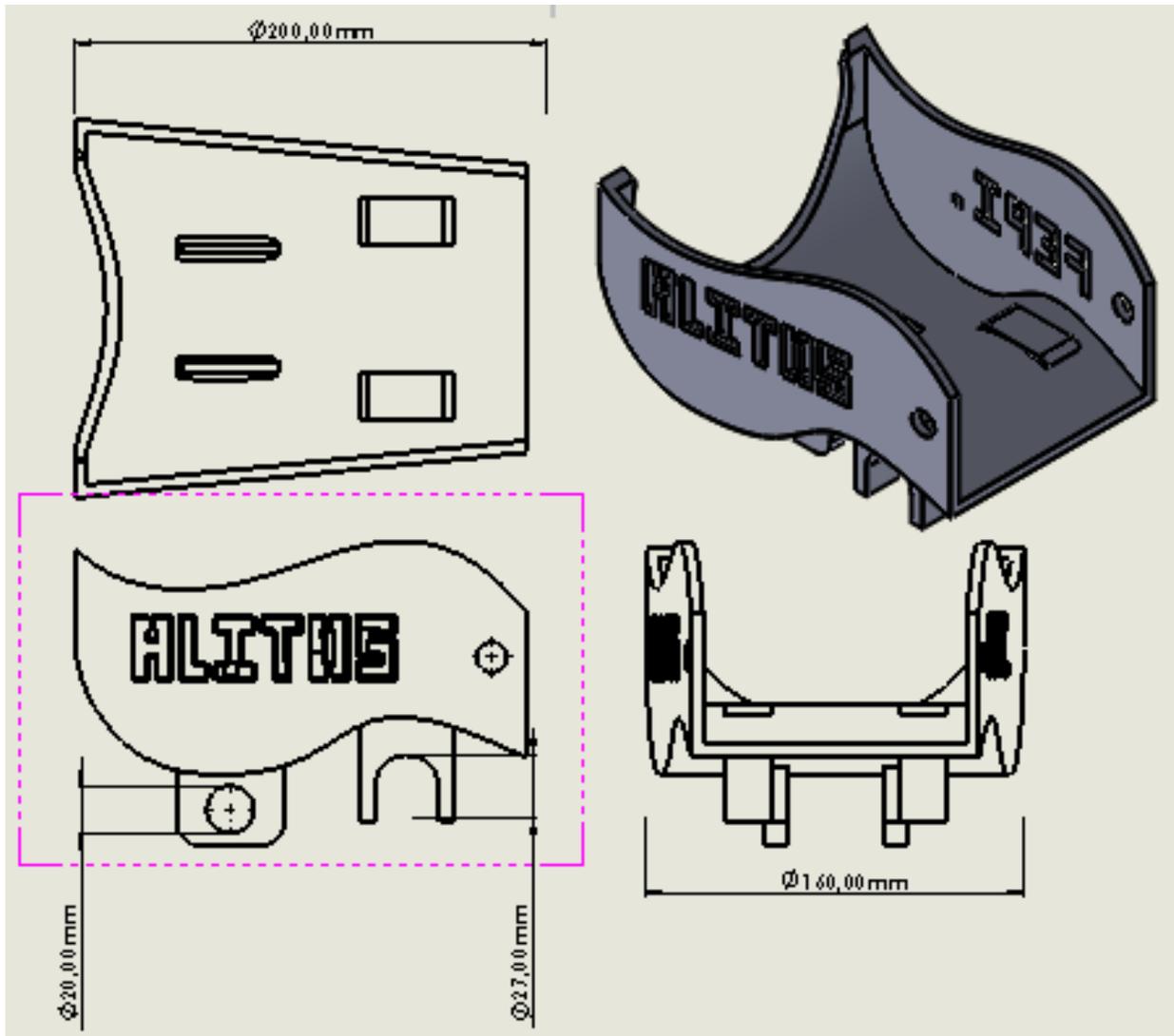
- Kelly, A., Richards, D., Kerr, L., Grant, J., & Donova, O. (1994). Failed validation of a clinical decision rule for the use of radiography in acute ankle injury. *14*, 107.
- Levasseur, R. (2019). Fisiología del tejido óseo. *EMC - Aparato locomotor*, 1-25.
- López, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (2014). Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidad inferior con dos grados de libertad. *Revista iberoamericana de automática e informática industrial*, 304-314.
- Marcilla, L. M. (2018, junio). *Esgince de tobillo actuación enfermera*. Retrieved febrero 5, 2019, from Esgince de tobillo: <http://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/31552/1/TFG-L2120.pdf>
- Mariano. (2011, JUNIO 7). *TECNOLOGIA DE PLASTICOS*. Retrieved from TECNOLOGIA DE PLASTICOS: <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html>
- Massachusetts Institute of Technology. (2020, Febrero 12). *About Us: MIT App Inventor*. Retrieved from MIT App Inventor: <https://appinventor.mit.edu/about-us>
- Melo Gromulls, R. (2014). Patología de tobillo y pie. In M. Orrego Luzoro, & N. Morán Córdova, *Ortopedia y traumatología básica* (p. 127). Santiago de Chile: Universidad de los Andes.
- mexpolimeros. (n.d.). *mexpolimeros*. Retrieved from mexpolimeros : <https://www.mexpolimeros.com/pla.html>
- Molina Alanoca, J. D. (2013). Esguince . *Revista de actualizacion medica* , 34.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2001). El miembro inferior. In K. L. Moore, & A. F. Dalley, *Anatomía con orientación clínica* (pp. 514-577). Editorial medica panamericana.
- NORDIN, M. (2004). *biomecanica basica del sistema musculo esqueletico tercera edicion . españa : Mc Grax hill .*
- Olivera, G., Holgado, M., & Cabello, J. (2001). Lesiones deportivas frecuentes . *Atencion primaria atc*, 8(5), 378-389.
- Özkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., & Leger, D. (2012). Applications of statics to biomechanics. Mechanics of the Ankle. In N. Özkaya, M. Nordin, D. Goldsheyder, & D. Leger, *Fundamentals of biomechanics. Equilibrium, motion, and deformation* (pp. 84-86). New York, NY, USA: Springer.
- P.X, C. (2017, mayo 10). *Muy Fitness*. Retrieved from https://muyfitness.com/porcentaje-masa-corporaltip_16857/.
- Pacheco Vélez, L. Y. (2020). *Diseño de un equipo graduable para rehabilitación de mano post infarto*. Santiago de Guayaquil.
- partes del pie*. (2018, noviembre). Retrieved from <http://partesdelpie.weebly.com/index.html>
- PartesDel.com., E. d. (2017, 03 25). *partes del tobillo* . Retrieved from partes del tobillo : https://www.partesdel.com/partes_del_tobillo.html

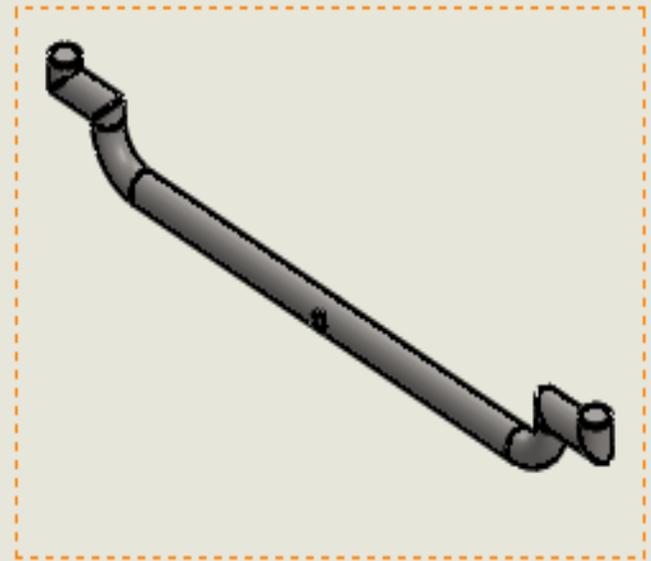
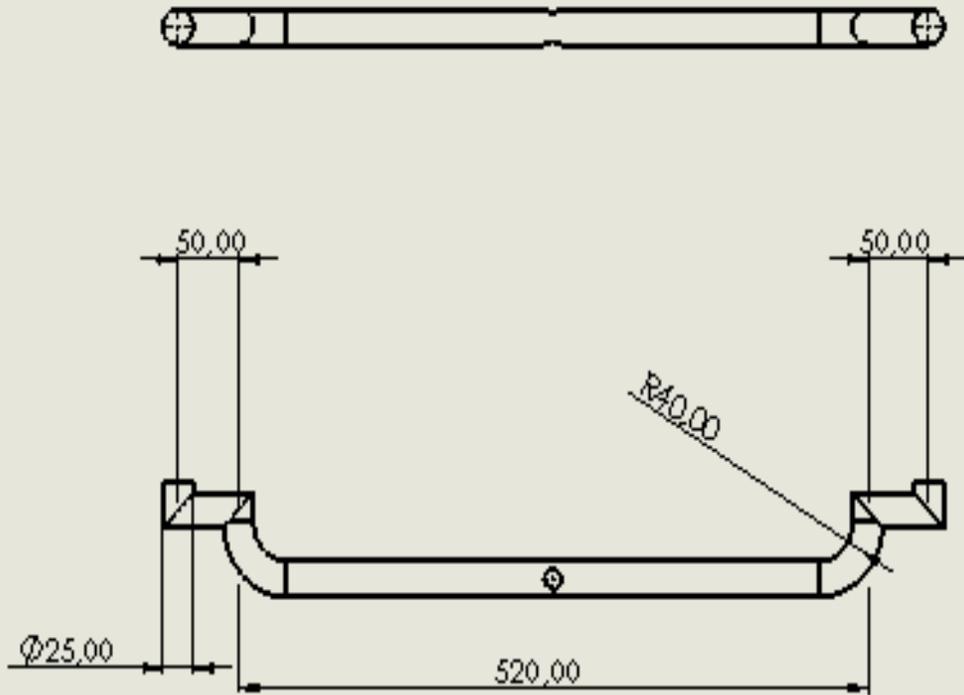
- Republica de colombia departamento nacional de planeacion(DNP). OPC KIT. (2018, 2 16).*
Retrieved from Republica de colombia departamento nacional de planeacion(DNP). OPC
KIT: <https://www.dnp.gov.co/DNPN/Paginas/default.aspx>
- Rojas Lazo, O., & Rojas Rojas, L. (2006). Diseño asistido por computador. *Industrial data*, 7-15.
- Sánchez Jiménez, F. J., Fernández de la Puente, A., & Llorente Geniz, J. (2004). Técnicas de prototipado rápido. *XVI Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica* (pp. 1-8). Sevilla, España: Universidad de Sevilla.
- Saveh-Shemshaki, N., Nair, L. S., & Laurencin, C. T. (2019). Nanofiber-based matrices for rotator cuff regenerative engineering. *Acta biomaterialia*, 64-81.
- (2020). *Soldaduras.info*. Retrieved from Soldaduras.info: <https://gasex.cl/author/academia-gasex/>
- Ulrich, K. T., & Eppinger, S. D. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. México, D.F: McGraw-Hill Education.
- Universidad Pública de Navarra. (2020, Febrero 15). *Control de un motor paso a paso: PIC, USB y C#*. Retrieved from Académica: Universidad Pública de Navarra: <http://academica-e.unavarra.es/bitstream/handle/2454/3547/577435.pdf>
- Vasquez Villa, C., Blas Redondo, M., & Martinez, G. (1999). Incidencia de lesiones en la extremidad inferior de un equipo de baloncesto femenino de la liga universitaria española. *FISIOTERAPIA*, 21(2), 88-95.
- Villoldo, A. G. (2019, abril 30). *Asesor de calidad*. Retrieved from Asesor de calidad: <http://asesordecadidad.blogspot.com/2017/03/qfd-la-casa-de-la-calidad-herramienta.html#.XqstbyPQjIV>
- Voegeli, A. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista española de reumatología*, 459-477.
- Washington State University. (2019, Febrero 11). *Structure and function of ligaments and tendons*. Retrieved from Biological systems engineering: <http://sites.bsyse.wsu.edu/pitts/be120/Handouts/animal%20tssue%20descriptions%20and%20mechanical%20proprties.htm>
- Winter, D. (2009). *biomechanics and motor control of human movement*. new jersey : hoboken .

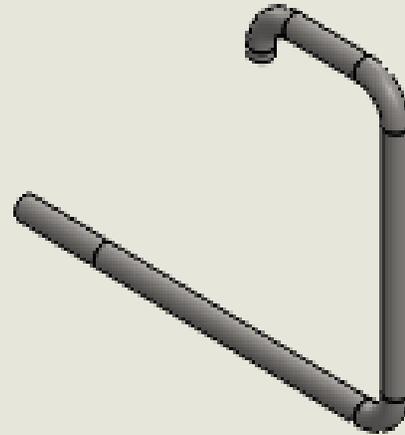
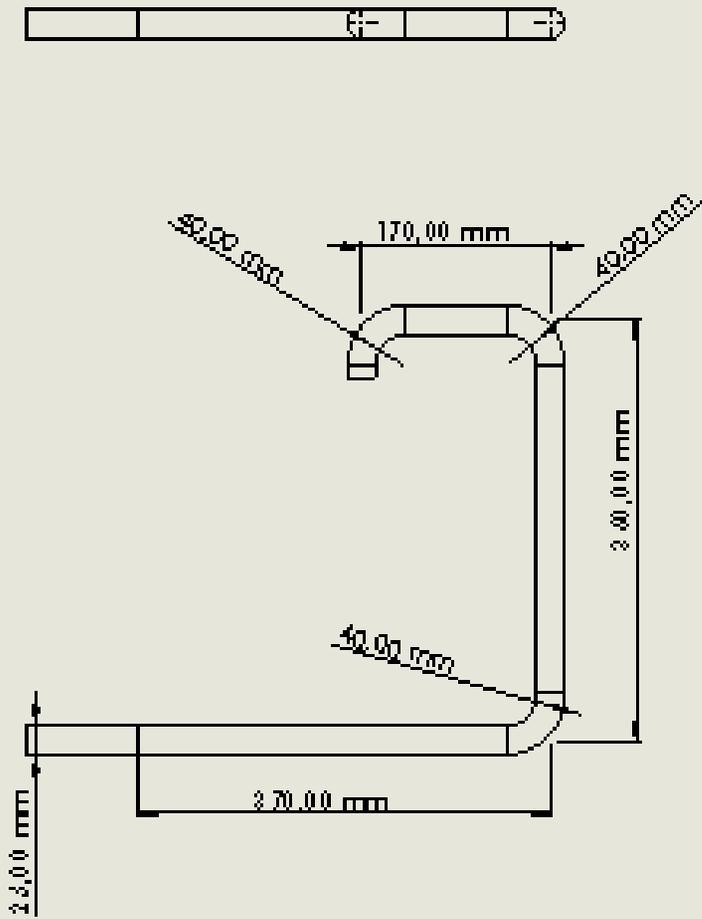
ANEXOS

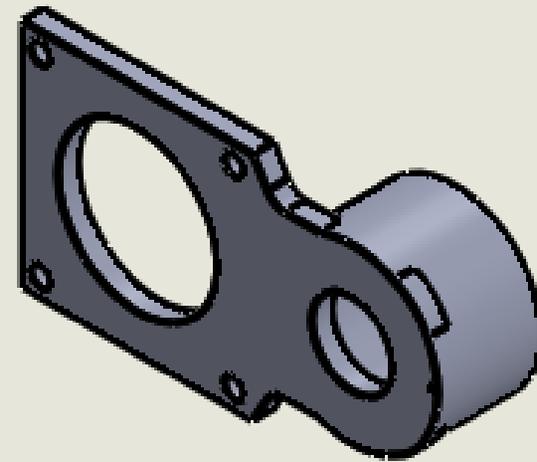
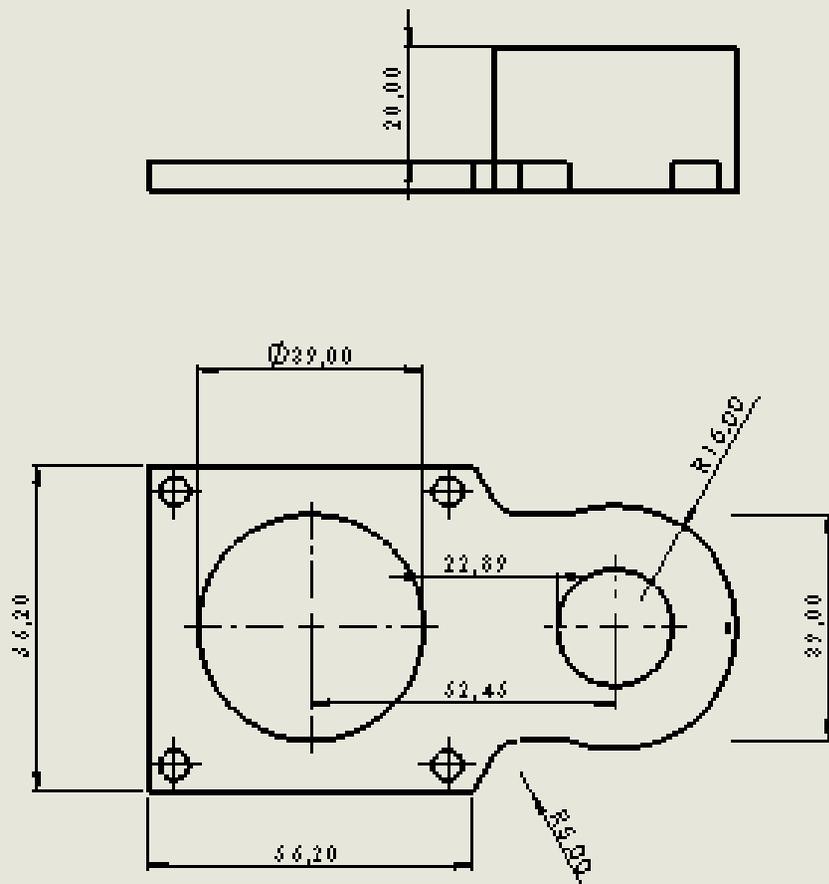
Anexo 1. Las siguientes imágenes son las piezas más importantes del prototipo, las cuales fueron diseñadas en un software tipo cad, unas de estas piezas son implementadas en impresión 3d, y las otras en acero inoxidable 304 acabado satinado.

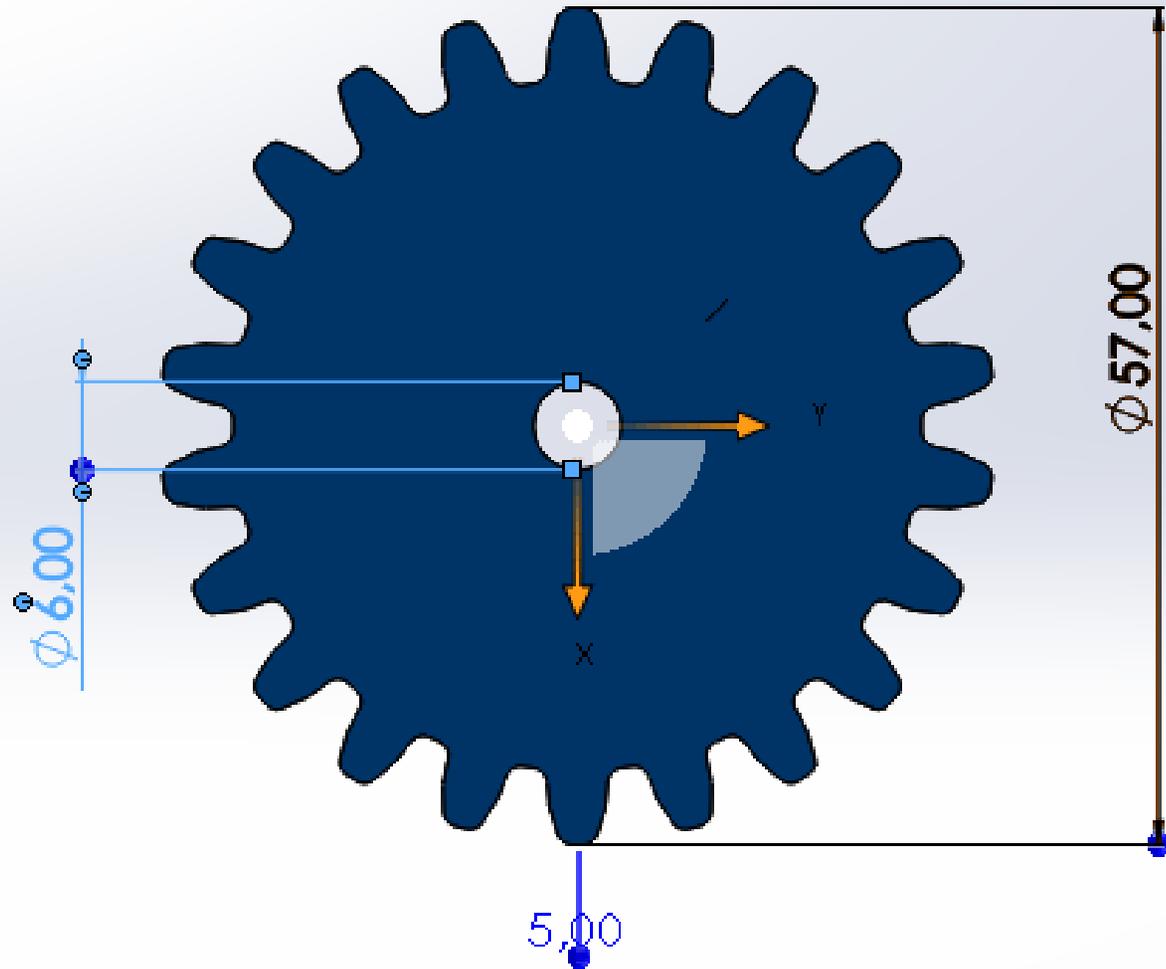












Anexo 2

```
#include <AccelStepper.h>
#include<PID_v1.h>

AccelStepper flexion_planti(1, 8, 9); // direccion digital 9 (CCW), pulsos digitales 8
(CLK)
AccelStepper eversion_inv(1, 10, 11); // direccion digital 11 (CCW), pulsos digitales
8 (CLK)

int estado_actual = 0;
bool flexion_eversion; //etiqueta true para flexion_planti, false para para
eversion_inv
int rep = 0; // numero de repeticiones
int aux_rep = 0; // auxiliar para comparar con repeticiones
int aux_est; // auxiliar para comparar con los estados
int direccion = 1; // direccion 1 para derecha, -1 para izquierda
bool ida; // etiqueta para movimiento de izquierda a derecha o viseversa
double pasos = 0; // setpoint
double speedm; // output
double input; // currentPosition
char movimiento; // tipo de movimiento
char grados; // Cuantos grados
char rptcns; // recibe el numero de repeticiones de la app
int pas = 0; // numero de pasos segun el grado
bool dato_nuevo; // etiqueta para saber si llega un dato nuevo
int estado_anterior; // auxiliar de estados
double kp = 1, ki = 0, kd = 0.1; // paraetros del control
PID motor_control(&input, &speedm, &pasos, kp, ki, kd, DIRECT); // instancia de
control pid

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  flexion_planti.setMaxSpeed(1000); //velocidad = pasos / segundo
  flexion_planti.setAcceleration(800); //aceleracion = pasos / (segundo)^2
  eversion_inv.setMaxSpeed(400); //velocidad = pasos / segundo
  eversion_inv.setAcceleration(100); //aceleracion = pasos / (segundo)^2
  flexion_planti.disableOutputs(); //deshabilita las salidas
  eversion_inv.disableOutputs(); //deshabilita las salidas
  motor_control.SetMode(AUTOMATIC);
  motor_control.SetTunings(kp,ki,kd);
}

void loop()
```

```

{ //Ingresa en el estado que se requiere, al principio entra en el estado 0
switch (estado_actual)
{
case 0:
// Se recibe el tipo de movimiento
Serial.println("movimiento");
esperando_movimiento();
break;
case 1:
// Se recibe el grado
Serial.println("grados");
esperando_grados();
break;
case 2:
// se recibe las repeticiones
repeticiones();
Serial.println("repeticiones");
break;
case 3:
// se establecen los parametros del movimiento hacia la derecha del motor
flexion_planti
flexion_planti_derecha();
Serial.println("flexion_planti_derecha");
break;
case 4:
// se establecen los parametros del movimiento hacia la izquierda del motor
flexion_planti
flexion_planti_izquierda();
Serial.println("flexion_planti_izquierda");
break;
case 5:
// se establecen los parametros del movimiento hacia la derecha del motor
eversion_inv
eversion_inv_derecha();
Serial.println("eversion_inv_derecha");
break;
case 6:
// se establecen los parametros del movimiento hacia la izquierda del motor
eversion_inv
eversion_inv_izquierda();
Serial.println("eversion_inv_izquierda");
break;
case 7:
// se activa el motor flexion_planti
run_flexion_planti();
break;
case 8:

```

```

// se activa el motor eversion_inv
run_eversion_inv();
break;
default:
break;
}
}

void esperando_movimiento()
{
Serial.begin(9600);
while (Serial.available() == 0)
{
Serial.println("esperando movimiento");
}
movimiento = Serial.read();
dato_nuevo = true;
if(dato_nuevo == true){

if (movimiento == '\n')
{
}
else{
switch (movimiento)
{
case '1':
flexion();
break;
case '2':
plantiflexion();
break;
case '3':
inversion ();
break;
case '4':
eversion();
break;
}
}
ida = true;
estado_actual = 1;
dato_nuevo = false;
}
Serial.end();
}

void flexion(){

```

```

direccion = 1;
flexion_eversion = true;
aux_est = true;
Serial.println("flexion");
}

void plantiflexion(){
direccion = -1;
flexion_eversion = true;
aux_est = false;
}

void everision(){
direccion = 1;
flexion_eversion = false;
aux_est = true;
}

void inversion(){
direccion = -1;
flexion_eversion = false;
aux_est = false;
}

void esperando_grados()
{
Serial.begin(9600);
while (Serial.available() == 0)
{
Serial.println("esperando grados");
}
grados = Serial.read();
dato_nuevo = true;
if (dato_nuevo == true){
if (grados == '\n')
{
}
else
{
switch (grados)
{
case 'A':
pasos = establecer_grado(5);
break;
case 'B':
pasos = establecer_grado(10);
break;
}
}
}
}

```

```

case 'C':
pasos = establecer_grado(15);
break;
case 'D':
pasos = establecer_grado(20);
break;
case 'E':
pasos = establecer_grado(25);
break;
}
}
estado_actual = 2;
dato_nuevo = false;
}
Serial.end();

}

int establecer_grado(int grad){
if(flexion_eversion == true){
pas = (400*grad)/24;
}else{
pas = 10*grad;
}

return pas;
}

void repeticiones()
{
Serial.begin(9600);
while (Serial.available() == 0)
{
Serial.println("esperando repeticiones");
}
rptcns = Serial.read();
if (rptcns == '\n')
{
}
else
{
switch (rptcns)
{
case '1':
rep = 5;
Serial.println(rep);
break;

```

```

case '2':
rep = 10;
break;
case '3':
rep = 15;
break;
}
}
if (flexion_eversion == true){
if(direccion == 1){
estado_actual = 3;
}else{
estado_actual = 4;
}
}else{
if(direccion == 1){
estado_actual = 5;
}else{
estado_actual = 6;
}
}
}
}

void flexion_planti_derecha(){
direccion = 1;
flexion_planti.setCurrentPosition(0);
flexion_planti.move(direccion * pasos);
estado_anterior = 3;
estado_actual = 7;
}

void flexion_planti_izquierda(){
direccion = -1;
flexion_planti.setCurrentPosition(0);
flexion_planti.move(direccion * pasos);
estado_anterior = 4;
estado_actual = 7;
}

void eversion_inv_derecha(){
direccion = 1;
eversion_inv.setCurrentPosition(0);
eversion_inv.move(direccion * pasos);
estado_anterior = 5;
estado_actual = 8;
}

```

```

void eversion_inv_izquierda(){
  direccion = -1;
  eversion_inv.setCurrentPosition(0);
  eversion_inv.move(direccion * pasos);
  estado_anterior = 6;
  estado_actual = 8;
}

void run_flexion_planti(){

  input = abs(flexion_planti.currentPosition());
  motor_control.Compute();
  flexion_planti.setMaxSpeed(speedm);

  if(direccion == 1){
    if(flexion_planti.currentPosition() < pasos){
      estado_actual = 7;
    }else{
      if(aux_est == false ){
        if(estado_anterior == 3){
          aux_rep ++;
        }
      }
      if(aux_rep == rep){
        estado_actual = 0;
        aux_rep = 0;
        Serial.end();
      }else{
        estado_actual = 4;
      }
    }else{
      if(abs(flexion_planti.currentPosition()) < pasos){
        estado_actual = 7;
      }else{
        if(aux_est == true){
          if(estado_anterior == 4){
            aux_rep ++;
          }
        }
        if(aux_rep == rep){
          estado_actual = 0;
          aux_rep = 0;
          Serial.end();
        }else{
          estado_actual = 3;
        }
      }
    }
  }
  flexion_planti.enableOutputs();
}

```

```

flexion_planti.run();
void run_eversion_inv(){

input = eversion_inv.currentPosition();
motor_control.Compute();
eversion_inv.setMaxSpeed(speedm);

if(direccion == 1){
if(eversion_inv.currentPosition() < pasos){
estado_actual = 8;
}else{
if(aux_est == false ){
if(estado_anterior == 5){
aux_rep}
if(aux_rep == rep){
estado_actual = 0;
aux_rep = 0;
Serial.end();
}else{
estado_actual = 6;
}}
}else{
if(abs(eversion_inv.currentPosition()) < pasos){
estado_actual = 8;
}else{
if(aux_est == true){
if(estado_anterior == 6){
aux_rep ++;
}}
if(aux_rep == rep){
estado_actual = 0;
aux_rep = 0;
Serial.end();
}else{
estado_actual = 5;
}}}
eversion_inv.enableOutputs();
eversion_inv.run();
}

```

Anexo 3

En el siguiente anexo encontraran las encuestas diligenciadas por algunos de los pacientes sin historial clínico, pero que a su vez fueron los encargados de hacer el proceso de evaluación del prototipo. Con estos datos fue posible sacar las conclusiones de diseño y funcionamiento del prototipo.

Por favor, califique cada ítem con la puntuación que considere más acorde

0 - 0.9	MUY MALO
1 - 1.9	MALO
2 - 2.9	REGULAR
3 - 3.9	BUENO
4 - 5	EXELENTE

PACIENTE #1

Nombre y apellidos: LEIDY DANIELA PALTA

Edad: 22 años

Sexo: femenino

Profesión: estudiante

PACIENTE #2

Nombre y apellidos: JOHAN SEBASTIAN VILLAMARIN

Edad: 23 años

Sexo: masculino

Profesión: estudiante

PACIENTE #3

Nombre y apellidos: ALEJANDRO CÓRDOBA

Edad: 24 años

Sexo: masculino

Profesión: Ingeniero de Petróleos

PACIENTE #4

Nombre y apellidos: CRISTIAN CUERVO

Edad: 23 años

Sexo: masculino

Profesión: estudiante

CARTA DE AUTORIZACIÓN PACIENTE # 1

Yo, LEIDY DANIELA PALTA con documento de identificación N° 1061807466 expedido en POPAYAN de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participaré en la prueba de funcionamiento del prototipo movilizador de tobillo robótico y una encuesta de percepción del prototipo realizado por los estudiantes Didier Alexander Sánchez Cerón del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacauca – Unicomfacauca.

Firma LEIDY DANIELA PALTA

C.C. o TI 1061807466

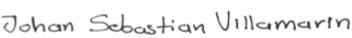
Correo leidypalta@unicomfacauca.edu.co

Celular 3147244234

Fecha 18/11//2021

CARTA DE AUTORIZACIÓN PACIENTE # 2

Yo, Johan Sebastián Villa Marín con documento de identificación N° 1061809077 expedido en Popayán de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participaré en la prueba de funcionamiento del prototipo movilizador de tobillo robótico y una encuesta de percepción del prototipo realizado por los estudiantes Alexander Sánchez del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacauca – Unicomfacauca.

Firma 

C.C. o TI: 1061809088

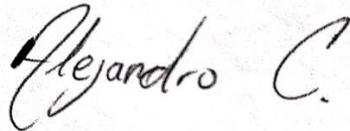
Correo: johanvillamarin@unicomfacauca.edu.co

Celular: 3148893889

Fecha: 18/nov/2021

CARTA DE AUTORIZACIÓN PACIENTE # 3

Yo, Alejandro Córdoba Muñoz con documento de identificación N° 1'017.248.211 expedido en Medellín de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participaré en la prueba de funcionamiento del prototipo movilizador de tobillo robótico y una encuesta de percepción del prototipo realizado por los estudiantes Alexander Sánchez del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacaucá – Unicomfacaucá.



C.C. o TI 1'017.248.211
Correo: alejocor14@hotmail.com

Celular: 3218109065

Fecha 01/02/2

CARTA DE AUTORIZACIÓN PACIENTE # 4

Yo, Cristian camilo cuervo vivas con documento de identificación N° 1061814464 expedido en Popayán de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participaré en la prueba de funcionamiento del prototipo movilizador de tobillo robótico y una encuesta de percepción del prototipo realizado por el estudiante Didier Alexander del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacaucá – Unicomfacaucá.

Firma Cristian Cuervo

C.C. o TI 1061814464

Correo cristiancuervo@unicomfacaucá.edu.co

Celular 3206634434

Fecha 02-02-2022

ITEMS A EVALUAR	PUNTUACION			
ERGONOMIA Y CONFORT EN EL PROTOTIPO: <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica la adaptabilidad del prototipo con respecto a su pantorrilla y pie? 	4	4	4	4
<ul style="list-style-type: none"> ¿es cómodo el prototipo, para la implementación de las terapias de rehabilitación? 	5	5	4	5
SEGURIDAD: <ul style="list-style-type: none"> ¿Según el funcionamiento observado cree usted que el equipo implementa movimientos pasivos? 	4	5	5	5
HIGIENE: <ul style="list-style-type: none"> ¿Desde su punto de vista, como califica la parte de limpieza y desinfección del prototipo? 	5	4	5	5
FUNCIONALIDAD: <ul style="list-style-type: none"> Califique los movimientos del prototipo acorde a la rutina programada. 	4	5	5	5
CALIDAD: <ul style="list-style-type: none"> ¿Está de acuerdo con el tipo de materiales que se usaron para la implementación del prototipo? 	5	5	5	4
CONFIABILIDAD: <ul style="list-style-type: none"> Califique la confianza generada por el prototipo durante la etapa de funcionamiento, y la aplicación desarrollada como control remoto inalámbrico para la activación de cada una de las rutinas asignadas 	5	4	4	5

ENCUESTA FISIOTERAPEUTA

Nombre y apellidos: Yuli Gutierrez

Edad: 34

Sexo: femenino

Profesión: fisioterapeuta

Por favor, califique cada ítem con la puntuación que considere más acorde

0 - 0.9	MUY MALO
1 - 1.9	MALO
2 - 2.9	REGULAR
3 - 3.9	BUENO
4 - 5	EXELENTE

FISIOTERAPIA	
<p>ERGONOMIA EN EL PROTOTIPO:</p> <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica la adaptabilidad del prototipo con respecto a la variedad de pacientes que van a disponer de su funcionamiento? 	3
<p>ROBUSTES:</p> <ul style="list-style-type: none"> ¿Cree que el prototipo es seguro y resistente para someterlo un determinado número de terapias diarias, 	3
<p>CONTROL REMOTO MEDIANTE APLICACIÓN EN DISPOSITIVO MOVIL:</p> <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica usted el sistema de manejo remoto inalámbrico por medio del dispositivo móvil (celular Android) con el que cuenta el equipo? 	4
<p>FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO:</p> <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica los movimientos desarrollados por el prototipo (Flexión – Planti flexión – Eversión - Inversión)? 	3
<p>SEGURIDAD E HIGIENE:</p>	3

FISIOTERAPIA	
<ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica usted el prototipo con respecto a los materiales en los que ha sido implementado, son de fácil limpieza? ¿Haría cambio en los materiales utilizados? 	
RUTINAS: <ul style="list-style-type: none"> ¿Cree que es viable los grados que se le ha dado a cada tipo de movimiento, y el número de repeticiones, para la implementación de las terapias en general? 	4
CUMPLIMIENTO DE PROTOCOLOS FISIOTERAPÉUTICOS: <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica usted el equipo con respecto al cumplimiento de los protocolos fisioterapéuticos? 	3
VIABILIDAD CLÍNICA DEL EQUIPO: <ul style="list-style-type: none"> ¿Cómo califica usted la viabilidad clínica del equipo? 	3
COMENTARIOS: Es un buen prototipo como apoyo terapéutico, sin embargo se sugiere revisar el sonido que emite el motor que es fuerte, (gr) movimientos de inversión y eversión.	

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Yuli Gutiérrez con documento de identificación N° 1071703020 expedido en Popayán de forma voluntaria y bajo mi propia responsabilidad, participaré en la prueba de funcionamiento del Prototipo robótico: DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA TERAPIA DE REHABILITACIÓN DE LA ARTICULACIÓN TIBIOASTRÁGALINA POR MEDIO DE MOVIMIENTOS PASIVOS DE FLEXIÓN Y ROTACIÓN. Y una encuesta de percepción de características del prototipo, como: funcionalidad y confort, realizado por el estudiante DIDIER ALEXANDER SANCHEZ CERON identificado con cedula de ciudadanía 1061716373 del programa de Ingeniería Mecatrónica de la Corporación Universitaria Comfacaucá – Unicomfacaucá.