



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

**TEMA: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO DE
REHABILITACIÓN PARA EL FORTALECIMIENTO POSTRAUMÁTICO
DEL TOBILLO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE MOVIMIENTOS DE
CIRCUNDUCCIÓN CONTROLADOS POR UN SISTEMA MÓVIL”**

**AUTORES: TACO BONILLA, HENRY SALVADOR
TORRES BARRIGA, KARLA SOPHIA**

DIRECTORA: ING. CONSTANTE PRÓCEL, PATRICIA NATALY

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “ *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO DE REHABILITACIÓN PARA EL FORTALECIMIENTO POSTRAUMÁTICO DEL TOBILLO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE MOVIMIENTOS DE CIRCUNDUCCIÓN CONTROLADOS POR UN SISTEMA MÓVIL* ” fue realizado por los señores *Taco Bonilla, Henry Salvador y Torres Barriga, Karla Sophia* el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto, cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 06 de agosto del 2018.

.....

Ing. Patricia Nataly Constante Prócel

DIRECTORA

C.C: 0503354029



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

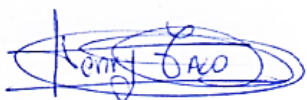
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

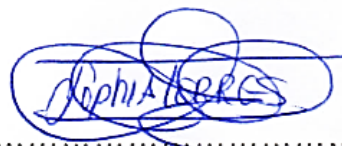
Nosotros, *Taco Bonilla Henry Salvador y Torres Barriga Karla Sophia*, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: “*Diseño e implementación de un equipo de rehabilitación para el fortalecimiento postraumático del tobillo mediante la aplicación de movimientos de circunducción controlados por un sistema móvil*” es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 06 de agosto del 2018.



Henry Salvador Taco Bonilla
C.C.: 0201937497



Karla Sophia Torres Barriga
C.C.: 0503980757



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, *Taco Bonilla Henry Salvador y Torres Barriga Karla Sophia*, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación *“Diseño e implementación de un equipo de rehabilitación para el fortalecimiento postraumático del tobillo mediante la aplicación de movimientos de circunducción controlados por un sistema móvil”*, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 06 de agosto del 2018.

Henry Salvador Taco Bonilla
C.C.: 0201937497

Karla Sophia Torres Barriga
C.C.: 0503980757

DEDICATORIA

La culminación de este proyecto de grado le dedico con todo el amor a mi Abuelita Imelda que desde el cielo junto a Dios siempre me bendicen y porque en ellos siempre encuentro la fortaleza para seguir adelante en los momentos más difíciles. A mis padres Camilo e Isabel, por todo el amor y apoyo que siempre me han brindado, gracias por inculcarme los mejores valores que han hecho de mí una persona humilde y la sencilla. A mi hermana Eri, por ser mi ejemplo a seguir, gracias por enseñarme que cada obstáculo significa una oportunidad. A Henry Taco, por ser el mejor compañero de equipo y de vida que Dios puso en mi camino, gracias por no dejarme sola en los momentos que he querido rendirme y por todo el apoyo incondicional. A todos mis amigos que se convirtieron en una segunda familia en especial a César, Carito y Giss porque cuando más los necesité siempre estuvieron conmigo.

Sophy Torres

Este proyecto de titulación les dedico a mis padres Amada Bonilla y Ángel Taco por estar presente en los momentos más difícil de mi vida académica, gracias a su poyo y sacrificio hicieron posible este logro. A mis hermanos Klever, Jhomyra y Nahomy por siempre creer en mí. A Sophia Torres por convertirse en la compañera ideal quien llenó el vacío familiar que se adquiere al salir a estudiar en otra ciudad gracias por estar en las buenas y malas de verdad muchas gracias. A todos mis amigos en especial a Cristian y Marco por hacer de esta etapa una de las mejores de mi vida.

Henry Salvador Taco Bonilla

AGRADECIMIENTO

Agradecemos de todo corazón a nuestros padres y familia por habernos brindado todo su apoyo para la culminación de esta gran meta.

Nuestros sinceros agradecimientos a la Ingeniera Patricia Constante por guiarnos para el desarrollo de nuestro proyecto de titulación.

Al Patronato de Amparo Social del GAD Municipal Del Cantón Salcedo, por permitirnos realizar levantamiento de información acerca de los movimientos de circunducción para la ejecución de la aplicación móvil.

Al Centro de Rehabilitación FisioCenter por prestarnos la colaboración para la realización de pruebas, es especial al Msc. Lic. Romel Balda quien nos ayudó con sus conocimientos referente al proceso de rehabilitación.

Al Ingeniero Israel León, por permitirnos hacer uso de las instalaciones y de maquinaria para la construcción de equipo de rehabilitación.

Henry y Sophy

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii

CAPÍTULO I

FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1 Tobillo	1
1.1.1 Articulaciones del tobillo	1
1.1.2 Ligamentos del tobillo.....	2
1.1.3 Músculos del tobillo.....	2
1.2 Ejes de movimiento del tobillo.....	3
1.2.1 El eje transversal Y	4
1.2.2 El eje longitudinal de la pierna X.....	4

1.2.3	El eje longitudinal del pie Z.....	4
1.3	Rangos y movimientos del tobillo.....	4
1.3.1	Flexión y extensión	4
1.3.2	Inversión y eversión	5
1.3.3	Aducción y abducción.....	5
1.4	Lesiones más frecuentes del tobillo.....	5
1.4.1	Esguince de Tobillo.....	6
1.4.2	Fracturas	6
1.5	Rehabilitación.....	7
1.5.1	Fases de un protocolo de Rehabilitación.....	8
1.6	Fortalecimiento Muscular del Tobillo.....	8
1.6.1	Ejercicios de fortalecimiento.....	9
1.6.2	Valoración muscular	9
1.7	Dispositivos desarrollados para el tratamiento de lesiones	10
1.7.1	Rehabilitadores de Tobillo Comerciales	11
1.7.2	Rehabilitadores en el Sector Educativo.....	12
1.8	La Mecatrónica en la Rehabilitación.....	13
1.8.1	Actuadores.....	14
1.8.2	Controlador.....	15
1.8.3	Interfaz gráfica	15

CAPÍTULO II

DISEÑO CONCEPTUAL Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

2.1	Introducción.....	18
2.2	Desarrollo del concepto.....	18
2.2.1	Necesidades del cliente	18
2.2.2	Especificaciones Métricas	20
2.2.3	Casa de la Calidad (QFD)	20
2.2.4	Comparación con la competencia	23
2.2.5	Especificaciones objetivo.....	23
2.2.6	Generación de conceptos.....	24
2.2.7	Evaluación de conceptos	25

CAPÍTULO III

DISEÑO DE DETALLE

3.1	Introducción.....	34
3.2	Diseño Mecánico	34
3.2.1	Diseño del asiento regulable	35
3.2.2	Diseño de la base del pie	46
3.2.3	Diseño del mecanismo de husillo de bolas.....	52
3.2.4	Cálculo para la selección de motores	58
3.3	Diseño Electrónico y de Control	66
3.3.1	Diseño de la aplicación Móvil.....	66

3.3.2	Diseño del Sistema Electrónico	72
3.3.3	Programación de la Tarjeta controladora Arduino Mega.....	76

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN

4.1	Componentes	81
4.1.1	Asiento regulable.....	81
4.1.2	Base de pie	82
4.1.3	Mecanismo Husillo trapezoidal.....	83
4.1.4	Base	84
4.2	Parte Electrónica.....	84
4.2.1	Tablero de Control	85
4.2.2	Caja de Control Eléctrico	86
4.3	Ensamble final	86

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1	Introducción.....	88
5.1	Pruebas de Conectividad	88
5.1.1	Compatibilidad de la aplicación.....	88
5.1.2	Transferencia de datos.....	89
5.1.3	Alcance Bluetooth	91
5.2	Pruebas de funcionamiento	92

5.2.1	Prueba sin carga	92
5.2.2	Prueba con carga	96
5.2.3	Pruebas con personas con lesión de tobillo.....	99
5.3	Análisis de resultados.....	110
5.4	Validación de Hipótesis.....	112
5.5	Análisis Económico.....	116

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1	Conclusiones	118
6.2	Recomendaciones.....	120

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	122
---	------------

ANEXOS	128
---------------------	------------

ANEXO A: INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN Y RESULTADOS

ANEXO B: CASA DE LA CALIDAD

ANEXO C: ACERO ASTM A-36 (DISMETAL)

ANEXO D: PLANOS DE PIEZAS MODELADAS

ANEXO E: CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE MOTORES Y DRIVERS

ANEXO F: DIAGRAMAS DE FLUJOS Y BLOQUES PARA APP

ANEXO G: DIAGRAMA DE CONEXIONES

ANEXO H: PROGRAMACIÓN DE ARDUINO MEGA

ANEXO I: CERTIFICADO DE CONFORMIDAD

ANEXO J: TABLA DE DISTRIBUCIÓN DEL CHI CUADRADO

ANEXO K: MANUAL DE ENSAMBLE Y MANTENIMIENTO

ANEXO L: MANUAL DE USUARIO

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Necesidades e importancia</i>	19
Tabla 2 <i>Métricas e importancia</i>	20
Tabla 3 <i>Comparación con la competencia</i>	23
Tabla 4 <i>Especificaciones Objetivo</i>	24
Tabla 5 <i>Cuadro comparativo de aplicación móvil</i>	25
Tabla 6 <i>Evaluación de alternativas de aplicación móvil</i>	26
Tabla 7 <i>Cuadro comparativo de transmisión de datos</i>	27
Tabla 8 <i>Alternativas de solución para Ergonomía</i>	28
Tabla 9 <i>Evaluación de alternativas de Ergonomía</i>	28
Tabla 10 <i>Cuadro comparativo de actuadores</i>	29
Tabla 11 <i>Evaluación de alternativas de tipo actuador</i>	30
Tabla 12 <i>Cuadro comparativo de actuadores eléctricos</i>	31
Tabla 13 <i>Evaluación de alternativas de actuador eléctrico</i>	31
Tabla 14 <i>Cuadro comparativo para tarjeta de control</i>	32
Tabla 15 <i>Propiedades del Acero ASTM A-36</i>	35
Tabla 16 <i>Medidas del hombre sentado</i>	36
Tabla 17 <i>Peso promedio de adultos hombres</i>	37
Tabla 18 <i>Masa de segmentos del cuerpo humano</i>	38
Tabla 19 <i>Criterio para esfuerzos de diseño</i>	41
Tabla 20 <i>Medidas del pie</i>	46
Tabla 21 <i>Propiedades de acero ASTM A36</i>	56
Tabla 22 <i>Parámetros para el movimiento del husillo de bolas</i>	59
Tabla 23 <i>Pesos de elementos del Plato Giratorio</i>	64
Tabla 24 <i>Alcance del Bluetooth</i>	79
Tabla 25 <i>Evaluación de pantallas</i>	89

Tabla 26 <i>Prueba de transmisión de datos</i>	90
Tabla 27 <i>Prueba de ejes de movimiento datos</i>	92
Tabla 28 <i>Prueba de rango de movimiento</i>	94
Tabla 29 <i>Prueba de número de repeticiones</i>	95
Tabla 30 <i>Activación de Indicadores</i>	96
Tabla 42 <i>Información de contextura</i>	97
Tabla 32 <i>Posicionamiento del paciente</i>	98
Tabla 33 <i>Prueba de funcionamiento de repeticiones</i>	99
Tabla 34 <i>Programa de Rehabilitación (Paciente 1)</i>	101
Tabla 35 <i>Programa de Rehabilitación (Paciente 2)</i>	102
Tabla 36 <i>Programa de Rehabilitación (Paciente 3)</i>	104
Tabla 37 <i>Test de Rango de movilidad</i>	106
Tabla 38 <i>Escala de valoración muscular</i>	107
Tabla 39 <i>Valoración de Fortalecimiento</i>	108
Tabla 40 <i>Cuadro comparativo de Rehabilitación</i>	109
Tabla 41 <i>Resultados de Frecuencia observada</i>	113
Tabla 42 <i>Resultados de frecuencia esperada</i>	114
Tabla 43 <i>Resultados Chi-cuadrado</i>	115
Tabla 44 <i>Análisis Económico</i>	116

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Anatomía del tobillo	1
Figura 2. Ligamentos del tobillo	2
Figura 3. Músculos del tobillo	3
Figura 4. Ejes principales de movimiento del tobillo	3
Figura 5. Movimientos del tobillo.....	5
Figura 6. Esguince de tobillo	6
Figura 7. Fractura de tobillo.....	7
Figura 8. Niveles de rehabilitación	7
Figura 9. Fases de rehabilitación.....	8
Figura 10. Rotación Horaria.....	9
Figura 11. Test muscular	10
Figura 12. Rehabilitador manual	11
Figura 13. Rehabilitador Medisliper	12
Figura 14. Rehabilitador circular	12
Figura 15. Rehabilitador pasivo	13
Figura 16. Jampira.....	13
Figura 17. Motor paso a paso	14
Figura 18. Arduino Mega.....	15
Figura 19. Android en Smartphone	16
Figura 20. Proceso en App Inventor 2	17
Figura 21. Comunicación inalámbrica	17
Figura 22. Matriz QFD.....	21
Figura 23. Sistemas del equipo de rehabilitación	24
Figura 24. Alternativas de solución	29
Figura 25. Componentes seleccionados	33

Figura 26. Medidas del hombre sentado	35
Figura 27. Asiento regulable	37
Figura 28. Fuerza ejercida en el asiento	38
Figura 29. Reacciones en el asiento regulable	39
Figura 30. Diagrama de cuerpo libre apoyos inferiores	40
Figura 31. Diagrama de fuerzas y momentos del eslabón guía.....	40
Figura 32. Sección transversal del eslabón guía	42
Figura 33. Esfuerzo Von Mises eslabón	45
Figura 34. Factor de seguridad.....	45
Figura 35. Base y soporte del pie	46
Figura 36. Fuerzas en el soporte de pie.....	47
Figura 37. Diagrama de cuerpo libre de la base del pie	48
Figura 38. Diagrama de fuerzas y momentos de base de pie	49
Figura 39. Sección transversal base de pie.....	50
Figura 40. Esfuerzo Von Mises base de pie	51
Figura 41. Factor de seguridad base pie	52
Figura 42. Mecanismo husillo trapezoidal	52
Figura 43. Deflexión en el carro del husillo.....	54
Figura 44. Diagrama de cuerpo libre del husillo de bolas.....	55
Figura 45. Diagrama de fuerzas y momentos flectores del husillo	56
Figura 46. Componentes del equipo de rehabilitación.....	65
Figura 47. Diagrama de bloques del funcionamiento del rehabilitador	66
Figura 48. Diagrama de flujo de opciones	67
Figura 49. Interfaz gráfica App inventor 2.....	67
Figura 50. Pantalla de Bienvenida	68
Figura 51. Pantalla Principal	68

Figura 52. Opciones de pantalla de movimientos	69
Figura 53. Movimiento de Flexo-extensión	69
Figura 54. Opciones de base de Datos	70
Figura 55. Diagrama de bloques en App inventor 2	71
Figura 56. Ícono de la aplicación móvil.....	72
Figura 57. Fuente de alimentación	73
Figura 58. Circuito de potencia	74
Figura 59. Módulo Relé de 8 canales	76
Figura 60. Declaración de variables y pines	77
Figura 61. Conexión Arduino-Bluetooth	77
Figura 62. Estructura Comunicación Serial	78
Figura 63. Recorrido del husillo de bolas	78
Figura 64. Función de lateralización	80
Figura 65. Estructura asiento.....	81
Figura 66. Asiento regulable	82
Figura 67. Asiento regulable	83
Figura 68. Partes mecanismo husillo de bolas	83
Figura 69. Ensamble mecanismo husillo de bolas	83
Figura 70. Construcción de base	84
Figura 71. Tablero de control.....	85
Figura 72. Caja de Control Eléctrico.....	86
Figura 73. Caja de Control Eléctrico.....	87
Figura 74. Mensaje de conexión	90
Figura 75. Mensaje de ejecución.....	91
Figura 76. Alcance de Bluetooth.....	91
Figura 77. Indicadores de movimiento.....	95

Figura 78. Registro de datos App Rehabilitador Tobillo	100
Figura 79. Persona con esguince grado 1	101
Figura 80. Paciente con Fractura de tobillo	102
Figura 81. Paciente con esguince grado 2.....	104
Figura 82. Test rango de movilidad paciente 1	105
Figura 83. Rango de movimiento del tobillo	106
Figura 84. Test valoración muscular paciente 3.....	107
Figura 85. Fortalecimiento muscular del tobillo	108
Figura 86. Tiempo de recuperación	109

RESUMEN

El presente proyecto consiste en el diseño e implementación de un equipo de rehabilitación para el fortalecimiento postraumático del tobillo mediante la aplicación de movimientos de circunducción controlados por un sistema móvil, enfocado a personas que han terminado la fase que corresponde al control de la inflamación y dolor. Para lo cual, se inicia con la recopilación de la información referente a la biomecánica del tobillo; obteniendo los rangos de movilidad y desplazamiento para los diversos ejercicios de rehabilitación. Seguidamente, se procede al diseño conceptual y selección de componentes, mediante la comparación técnica y las especificaciones del usuario se selecciona los componentes idóneos para la elaboración del proyecto. La parte mecánica del equipo de rehabilitación de tobillo está compuesta por la base, el asiento regulable, el soporte del pie y el tablero de control; para su diseño se toma en cuenta las medidas antropométricas de un hombre sentado, tomando valores como: peso máximo, altura máxima, altura mínima, y dimensiones del pie. Las carcasas empleadas para recubrir los motores, el cableado y las fuentes de alimentación, son fabricados mediante la tecnología de impresión 3D en material PLA. Para el diseño eléctrico y de control se selecciona como mando remoto el dispositivo móvil que por medio de la aplicación móvil con bluetooth incorporado se envía una cadena de caracteres a la tarjeta controladora Arduino Mega que recibe los caracteres por medio del módulo Bluetooth HC-06, la misma que interpreta y ejecuta la activación de los actuadores e indicadores. La aplicación móvil se desarrolla en el software libre App Inventor 2 y su diseño se basa en el control de movimientos, número de repeticiones, desplazamiento y velocidades.

PALABRAS CLAVE:

- **TOBILLOS - LESIONES**
- **TOBILLOS - REHABILITACIÓN**
- **EJERCICIOS TERAPÉUTICOS**

ABSTRACT

The present project consists of the design and implementation of rehabilitation equipment for the post-traumatic strengthening of the ankle by means of the application of circumduction movements controlled by a mobile system; this is focused on people who have completed the phase corresponding to the control of inflammation and pain. For which, it begins with the collection of the information referring to the biomechanics of the ankle; obtaining the ranges of mobility and displacement for the various rehabilitation exercises. Next, the conceptual design and selection of components was carried out. By means of the technical comparison and the user's specifications, the ideal components for the elaboration of the project are selected. The mechanical part of the ankle rehabilitation equipment consists of the base, the adjustable seat, the foot support and the control panel; for its design the anthropometric measurements of a seated man are taken into account, taking values such as: maximum weight, maximum height, minimum height, and foot dimensions. The housings used to coat the motors, the wiring and the power supplies, are manufactured using 3D printing technology in PLA material. For the electrical and control design, the mobile device is selected as a remote control. By means of the mobile application with built-in bluetooth, a string of characters is sent to the Arduino Mega controller card that receives the characters by means of the Bluetooth module HC-06, the same one that interprets and executes the activation of the actuators and indicators. The mobile application is developed in the free software App Inventor 2 and its design is based on the control of movements, number of repetitions, displacement and speeds.

KEYWORDS:

- **ANKLES - INJURIES**
- **ANKLES - REHABILITATION**
- **THERAPEUTIC EXERCISES**

CAPÍTULO I

FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1 Tobillo

El tobillo es el punto de unión del pie y la pierna, su principal función es garantizar una adecuada transmisión de fuerzas hacia el pie, tanto en posición vertical como durante la locomoción. (Mejor con salud, 2018) .

1.1.1 Articulaciones del tobillo

El tobillo está conformado por los huesos: tibia, peroné, astrágalo y calcáneo, divididos en dos articulaciones la tibioastragalina y la subastragalina, que permiten la dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión (Mahiques, 2015). La *Figura 1* muestra la anatomía del tobillo.



Figura 1. Anatomía del tobillo

Fuente: (Mahiques, 2015)

1.1.2 Ligamentos del tobillo

El ligamento es una estructura anatómica que se asemeja a una cuerda y tiene como función la unión de las articulaciones, además de limitar el movimiento entre los dos huesos que une, logrando así dar estabilidad a la articulación (Junquera I. , 2012).

La *Figura 2* muestra los principales ligamentos que forman la parte interna y externa del tobillo, siendo importantes para la ejecución correcta de los movimientos (Maldonado, 2014).

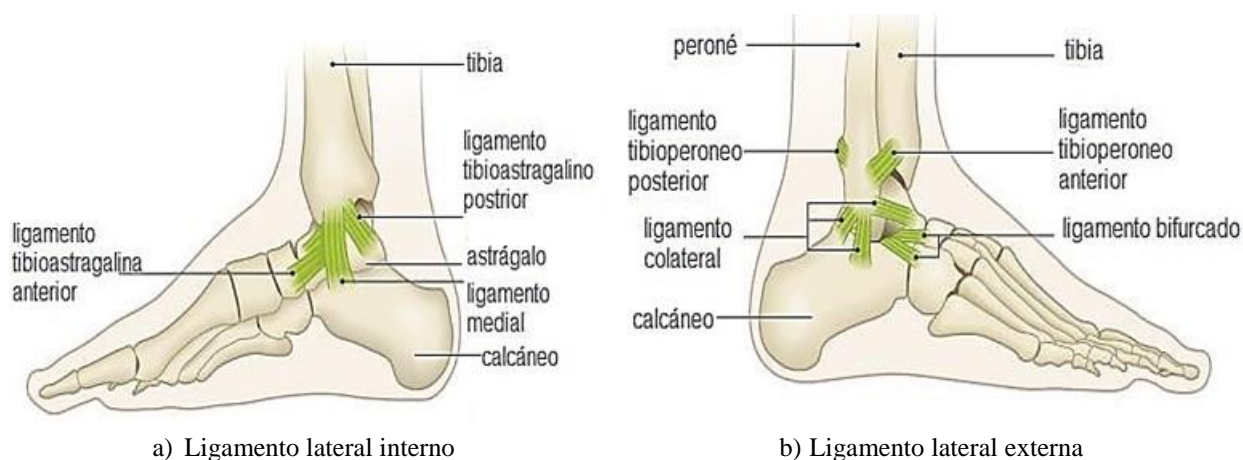


Figura 2. Ligamentos del tobillo

Fuente: (Merkett, 2012)

1.1.3 Músculos del tobillo

Los músculos del tobillo y el pie incluyen músculos extrínsecos e intrínsecos. Los músculos extrínsecos se organizan convenientemente en un grupo anterior que realiza dorsiflexión en el tobillo y contribuye a la extensión de los dedos de los pies, un grupo posterior que contribuye a la flexión plantar del tobillo y flexión de los dedos de los pies, y un grupo lateral que prona el pie. La mayoría de estos músculos cruzan varias articulaciones del pie, y cada uno tiene su respectiva acción y función (Angos, 2015). En la *Figura 3* se presenta los músculos extensores y flexores presentes en el tobillo.

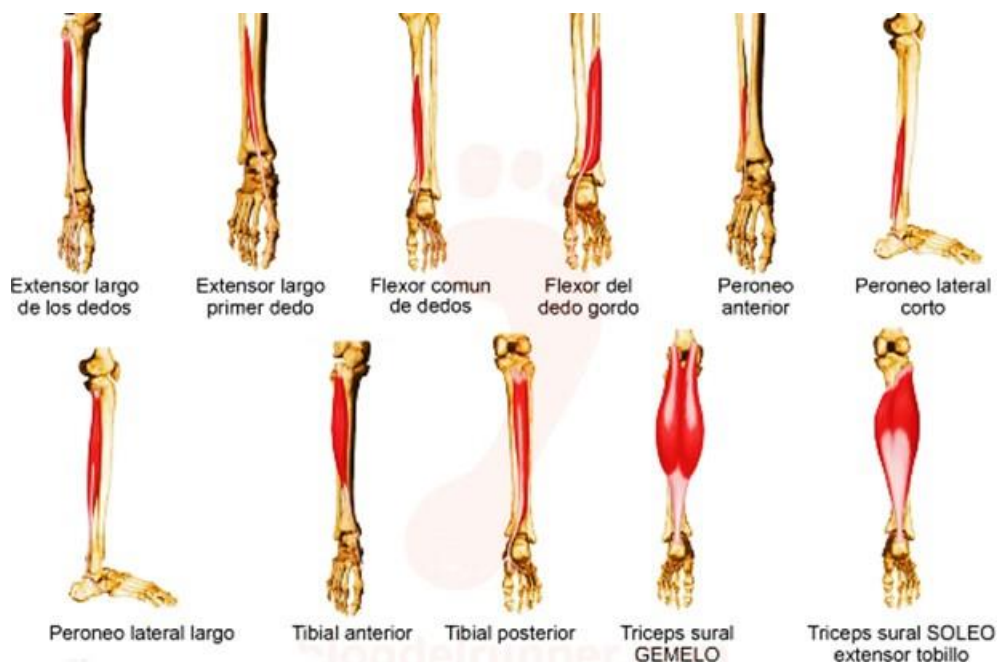


Figura 3. Músculos del tobillo

Fuente: (Vásquez T. , 2014)

1.2 Ejes de movimiento del tobillo

El tobillo está sujeto a tres ejes principales (X, Y, Z) como se presenta en la *Figura 4*, estos ejes articulares se interrumpen aproximadamente en el retropié. Cuando el pie está en una posición de referencia, estos tres ejes son perpendiculares entre sí; en este esquema la extensión del tobillo modifica la orientación del eje Z, mientras que los otros dos ejes están fijos.

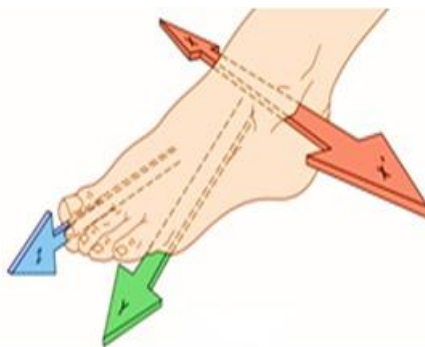


Figura 4. Ejes principales de movimiento del tobillo

Fuente: (Kapandji, 2012)

1.2.1 El eje transversal Y

Pasa por los dos maléolos y corresponde al eje de la articulación del tobillo. Está incluido en el plano frontal y condiciona los movimientos de flexo-extensión del pie que se realizan en el plano sagital.

1.2.2 El eje longitudinal de la pierna X

Es vertical y condiciona los movimientos de aducción-abducción del pie, que se efectúan en el plano transversal, siempre estarán combinadas con movimientos en torno al tercer eje.

1.2.3 El eje longitudinal del pie Z

Es horizontal y pertenece al plano sagital. Condiciona la orientación de la planta del pie de forma que le permite “mirar” ya sea directamente hacia abajo, hacia fuera o hacia dentro. Por analogía con el miembro superior, estos movimientos reciben el nombre de inversión y eversión (Kapandji, 2012).

1.3 Rangos y movimientos del tobillo

El rango de movimiento del tobillo es la cantidad de flexibilidad permitida por la articulación y se mide en grados desde el punto inicial al punto final del movimiento realizado (Celeste, 2017).

1.3.1 Flexión y extensión

Movimientos que discurren en un plano sagital, en los que la zona distal del pie se aleja de la tibia (extensión) o se aproxima a la tibia (flexión). Su amplitud natural es de 20 a 30° de flexión y de 30 a 50° de extensión como se muestra en la *Figura 5*.

1.3.2 Inversión y eversión

Existen dos terminologías diferentes (americana y europea). La inversión y la eversión en la terminología americana son movimientos que tienen lugar en un plano frontal, en los que la superficie plantar se inclina en el sentido de enfrentamiento al plano medio sagital (inversión) o alejamiento del plano medio sagital (eversión). La amplitud natural de estos movimientos es de 52° de inversión y de 25 a 30° la eversión como se aprecia en la *Figura 5*.

1.3.3 Aducción y abducción

Movimientos que tienen lugar sobre un plano horizontal, en los que la zona distal del pie se desplaza hacia la línea media del cuerpo (aducción), o separándose de la línea media del cuerpo (abducción). La *Figura 5*. indica la amplitud total de estos movimientos es de 35 a 45° (Abián, 2008).

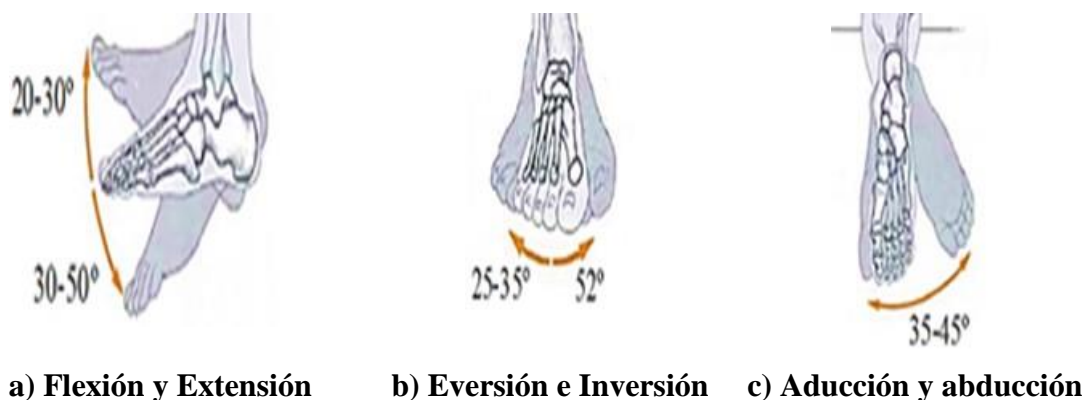


Figura 5. Movimientos del tobillo
Fuente: (Abián, 2008)

1.4 Lesiones más frecuentes del tobillo

Una lesión en el tobillo ocurre cuando la articulación del tobillo se retuerce mucho más de su posición normal. La mayoría de las lesiones de tobillo ocurren durante las actividades deportivas

o al caminar sobre una superficie desigual, que obliga al pie y el tobillo a una posición no natural. Estas lesiones pueden ocurrir a cualquier persona y a cualquier edad, las más comunes son esguinces y fracturas, que involucran ligamentos y huesos en el tobillo, pero también puede desgarrar o tensar un tendón (Gómez, 2017).

1.4.1 Esguince de Tobillo

Los esguinces son fuerzas anormales que se aplican sobre los ligamentos y que provocan distintos niveles de daños, los esguinces se clasifican en: esguince de grado uno y esguince de grado dos, los ligamentos afectados son: astragalino anterior, calcáneo y astragalino posterior según la dirección en que se mueva el pie cuando los ligamentos, ya que se someten a una fuerza anormal y el pie se vence hacia un lado como se indica en la *Figura 6* (Cumba, 2013, pág. 84).



Figura 6. Esguince de tobillo

Fuente: (Junquera R. , 2014)

1.4.2 Fracturas

Son aquellas en las que se ven involucrados los maléolos externo e interno. Se originan como consecuencia de fuerzas de pronación y supinación. Como se aprecia en la *Figura 7*, las fracturas de los maléolos interno y externo pueden presentarse combinadas (Cumba, 2013, pág. 85).



Figura 7. Fractura de tobillo

Fuente: (Cumba, 2013, pág. 85)

1.5 Rehabilitación

La rehabilitación consiste en un conjunto o serie de procedimientos con el fin de ayudar al paciente a alcanzar su potencial físico de acuerdo con su deficiencia fisiológica o anatómica (Cuenca & Yajamín, 2015, pág. 15). La *Figura 8* muestra los cuatro niveles existentes de recuperación, dependiendo del nivel de actividad que el paciente requiera, estos niveles son:

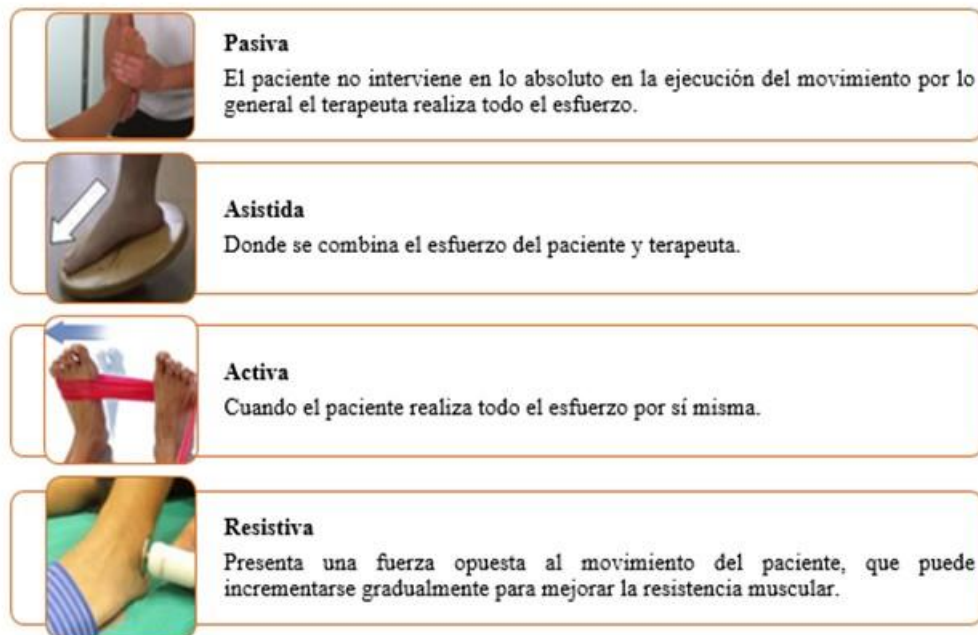


Figura 8. Niveles de rehabilitación

1.5.1 Fases de un protocolo de Rehabilitación

La *Figura 9* indica las fases de un protocolo de rehabilitación que los pacientes deben cumplir, la primera fase corresponde al control de la inflamación en donde se aplica hielo en el área afecta y para el dolor se usa de analgésicos, cabe recalcar que el reposo es esencial para evitar complicaciones, por otra parte, para la recuperación del rango de movimiento se realiza movimientos individuales sin resistencia. Al recuperar la movilidad, empieza la etapa de fortalecimiento (Carlos, 2007).

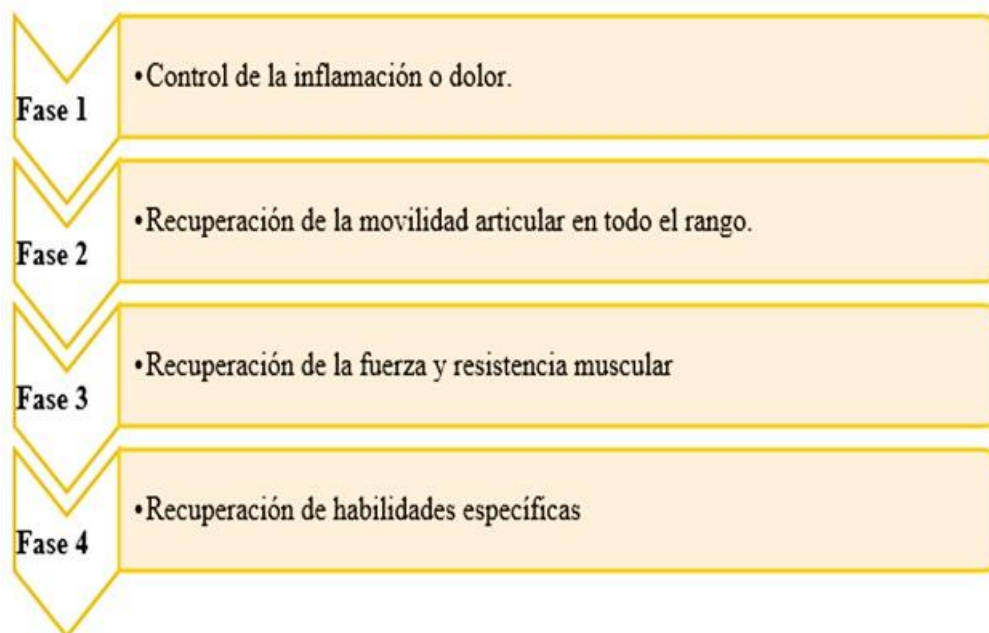


Figura 9. Fases de rehabilitación

1.6 Fortalecimiento Muscular del Tobillo

El fortalecimiento muscular es considerado esencial para restablecer el movimiento articular del tobillo, utilizando movimientos de circunducción combinando cualidades físicas como son: resistencia, velocidad, amplitud articular y agilidad (Gain, Hervé, Hignet, & Deslandes, 2003).

1.6.1 Ejercicios de fortalecimiento

La circunducción horaria y anti horaria del tobillo son ejercicios fundamentales para el fortalecimiento muscular del tobillo, este ejercicio es la combinación de los movimientos de flexo-extensión (flexión y extensión) y lateralización (abducción y aducción, de esta manera logra mejorar el abastecimiento de los ligamentos que componen el tobillo y también mejora la flexibilidad de los músculos, permitiendo de esta manera al paciente incorporarse a la vida cotidiana (León, 2017). La *Figura 10* indica el ejercicio de circunducción.



Figura 10. Rotación Horaria

Fuente: (Valdazo, 2014)

1.6.2 Valoración muscular

Permite valorar la capacidad del paciente para ejecutar un movimiento completo o para mantener una posición determinada y para desplazar un miembro contra la fuerza de gravedad o la incapacidad para mover una región (Temboni, 2008).

Una forma de valorar la recuperación muscular, es por medio de la realización del test donde el paciente eleva el talón del suelo por varias veces, completando la amplitud de flexión plantar como se indica en la *Figura 11*.



Figura 11. Test muscular

Fuente: (Avrilzhoo, 2013)

El fisioterapeuta evalúa el grado de recuperación muscular según el número de repeticiones que el paciente realiza sin cansancio y fatiga, teniendo así:

- Grado 5 (Normal). Si el paciente realiza mínimo 20 elevaciones del talón, sin presentar cansancio y fatiga.
- Grado 4 (Bien). Si el paciente realiza un número de elevaciones de 10-19, sin presentar cansancio y fatiga.
- Grado 3 (Regular). Si el paciente realiza un número de elevaciones de 1-9, sin presentar cansancio y fatiga.
- Grado 2 (Mal). El paciente apenas avanza a elevar el talón (Avrilzhoo, 2013).

1.7 Dispositivos desarrollados para el tratamiento de lesiones

Los avances en la medicina buscan mejorar la pronta recuperación del paciente para brindar una mejor calidad de vida. Por otro lado, los actuales desarrollos tecnológicos en el área de la

rehabilitación, se encuentran en una etapa de crecimiento debido al reciente interés en universidades y centros de investigación

Desde hace 20 años, los rehabilitadores mecánicos han demostrado ser una herramienta beneficiosa en la recuperación y mantenimiento del movimiento de una extremidad, de esta manera cualquier dispositivo o aparato mecánico para rehabilitación, tiene como finalidad ayudar al terapeuta, más no sustituirlo. (Valdivia, 2013, pág. 1).

Existen diferentes tipos de rehabilitadores en sectores como: comercial y educativo o de investigación.

1.7.1 Rehabilitadores de Tobillo Comerciales

Actualmente se tiene de diferentes tipos, los hay manuales, automáticos, de baja y alta complejidad.

- En la *Figura 12* se aprecia un dispositivo que no realiza ningún movimiento por sí solo, el paciente coloca el pie a la altura del especialista para realizar los movimientos de rehabilitación.



Figura 12. Rehabilitador manual

Fuente: (Godoy, 2012, pág. 15)

- El equipo de rehabilitación Medisliper que se indica en la *Figura 13*, es un dispositivo graduado que permite la regulación del rango de circunvalación y la fuerza (Caleidos, 2015)



Figura 13. Rehabilitador Medisliper

Fuente: (Caleidos, 2015)

- El prototipo que se muestra en la *Figura 14*, tiene la finalidad de proporcionar movimientos circulares para el fortalecimiento muscular.



Figura 14. Rehabilitador circular

Fuente: (Godoy, 2012, pág. 16)

1.7.2 Rehabilitadores en el Sector Educativo

Existe el desarrollo de dispositivos para personas con lesiones de tobillo por parte de estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe.

- **Prototipo automático para rehabilitación pasiva por esguince de tobillo**

En la *Figura 15* se indica el prototipo para asistir a personas que comiencen con su periodo de recuperación, cuyos ejercicios que el prototipo realiza son pre programados y a la vez monitoreará

las variables como el tipo de movimiento y el número de repeticiones que el paciente debe realizar; mediante la interfaz gráfica HMI de fácil manejo (Cuenca & Yajamín, 2015).



Figura 15. Rehabilitador pasivo

Fuente: (Cuenca & Yajamín, 2015)

- **Jampira**

La *Figura 16* indica una estación de rehabilitación que se compone del diseño de un soporte estático para el análisis de señales electromiográficas del área tibioperoneoastragalino, que permita el entrenamiento de una red neuronal, a partir de estímulos eléctricos que le permiten la libertad de movimiento (Marín & Vera, 2017).



Figura 16. Jampira

Fuente: (Marín & Vera, 2017)

1.8 La Mecatrónica en la Rehabilitación

En el área de rehabilitación la mecatrónica busca mejorar la recuperación de un paciente después de haber sufrido algún tipo de enfermedad o lesión en alguna parte del cuerpo (Valdivia, 2013). De

esta manera los diversos sistemas producidos usando los principios mecatrónicos. Para diseñar y construir dichos sistemas que satisfagan el amplio rango de necesidades, se hace uso del sistema mecatrónico que consiste de una estructura mecánica, actuadores, sensores, controladores e interfaz, estos sistemas abarcan los principios de los campos de la ingeniería mecánica, electrónica, control y sistemas (Heras, 2015).

1.8.1 Actuadores

Dispositivo que transforma una energía, normalmente eléctrica, neumática o hidráulica, en un movimiento lineal o angular, se clasifican en función de la energía que utilizan para generar el movimiento como son actuadores eléctricos, neumáticos e hidráulicos (Vásquez & Ramos, 2016), uno de los más utilizados es el actuador eléctrico.

- **Actuador eléctrico**

Utiliza la electricidad como fuente de energía, en la *Figura 17* se indica un motor a pasos que es un dispositivo electromecánico capaz de avanzar una serie de grados dependiendo de sus entradas de control. Siendo capaz de asegurar un posicionamiento simple y exacto, son ligeros, fáciles de controlar y son ideales para un movimiento preciso (Cruz, Martínez, & Sotomayor, 2008)



Figura 17. Motor paso a paso

Fuente: (MaxElectrónica, 2018)

1.8.2 Controlador

Es un dispositivo electrónico operado digitalmente, que usa una memoria programable para el almacenamiento interno de instrucciones para controlar varios tipos de máquinas o procesos como por ejemplo microcontroladores, PLC. (Garza, 2012).

- **Microcontrolador Tarjeta Arduino Mega**

La *Figura 18* indica el Arduino Mega que es el microcontrolador más capaz de la familia Arduino, posee 54 pines digitales que funcionan como entrada/salida y 16 entradas análogas, además puede ser programado de una manera muy fácil utilizando el lenguaje propio de Arduino junto con la interfaz Arduino IDE (García, 2013).



Figura 18. Arduino Mega

Fuente: (García, 2013)

1.8.3 Interfaz gráfica

Es un dispositivo que permite comunicar dos sistemas que no manejan el mismo lenguaje, la interfaz gráfica implica la presencia de un monitor o pantalla constituida por una serie de menús e iconos que representan las opciones que el usuario puede tomar dentro del sistema (Ricardo, 2013).

a) Dispositivos móviles y sistema operativo

En años recientes, el mundo adoptó dos dispositivos inteligentes, que se han vuelto incluso indispensables para algunas personas; tales dispositivos son el Smartphone y la Tablet como se

indica en la *Figura 20*. La población utiliza el Smartphone y la Tablet como medios de entretenimiento y comunicación por las redes sociales. El hardware que estos dispositivos ofrecen, abren la posibilidad de interactuar y controlar sistemas mecatrónicos con relativa facilidad (Medina, Mejía, & Santos, 2015).

La *Figura 19* indica el logotipo de Android que es un sistema operativo móvil basado en el kernel de Linux, con una interfaz de programación Java, utilizado en dispositivos móviles como teléfonos inteligentes, tabletas, Google TV y otros, proporcionando todas las interfaces necesarias para desarrollar aplicaciones para dispositivos móviles Android (Tapia, 2013).



Figura 19. Android en Smartphone

Fuente: (Patiño, 2015)

b) Aplicación móvil AppInventor

App Inventor es una herramienta de software libre creada por Google en 2011 para desarrollar aplicaciones en el sistema operativo Android. En App Inventor se empieza diseñando la app a través de un entorno de desarrollo gráfico, después para programar usa un lenguaje de programación basado en un lenguaje visual a partir de bloques, en los encontramos funciones, sentencias y elementos muy comunes en la mayoría de lenguajes de programación. Gracias a esto podemos crear aplicaciones de una manera rápida y sencilla sin tener muchos conocimientos de Java. Una

vez finalizado el diseño y la programación, se descarga y se instala en un dispositivo Android como indica la *Figura 20* (Diymakers, 2014).



Figura 20. Proceso en App Inventor 2

c) Comunicación Bluetooth

Bluetooth es la norma que define un estándar global de comunicación inalámbrica, que posibilita la transmisión entre diferentes equipos mediante un enlace por radiofrecuencia. Principales objetivos que esta norma pretende: facilitar las comunicaciones entre equipos móviles y fijos, eliminar cables como se observa en la *Figura 21* (Sánchez, 2015).



Figura 21. Comunicación inalámbrica

Fuente: (Globedia, 2009)

CAPÍTULO II

DISEÑO CONCEPTUAL Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

2.1 Introducción

El presente capítulo consiste en generar y comparar una serie de alternativas de selección, con el objetivo de identificar los componentes más adecuados y óptimos para el desarrollo del proyecto, partiendo del proceso de diseño basado en el método propuesto por Pugh que “plantea una actividad sistemática permitiendo identificar las necesidades del usuario y del mercado” (Guerrero, 2016), sin dejar a un lado el punto de vista del técnico del ingeniero.

2.2 Desarrollo del concepto

En la fase de desarrollo del concepto se identifican las necesidades del mercado objetivo, se generan y evalúan conceptos alternativos del producto, y uno o más conceptos se seleccionan para desarrollo y pruebas adicionales. Un concepto es una descripción de la forma, función y características de un producto, y por lo general está acompañado por un conjunto de especificaciones (Ulrich & Eppinger, 2013, pág. 15).

2.2.1 Necesidades del cliente

Para identificar las necesidades del usuario se realizó una encuesta a 5 fisioterapeutas y a 10 pacientes del centro de rehabilitación del Patronato de Amparo Social del GAD Municipal Del Cantón Salcedo, la misma que fue tabulada y cuyos resultados determinó los requerimientos para el equipo de rehabilitación (ver Anexo A-1).

En la Tabla 1 se muestra las necesidades del usuario y su respectivo valor de importancia, con rango del 1 al 5, siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.

Tabla 1

Necesidades e importancia

Número	Necesidad	Imp.
1	Fácil operación	5
2	Transportable	3
3	Ejecución de movimientos fijos y combinados	5
4	Ligero	3
5	Económico	5
6	Menor ruido posible	4
7	Seguro	5
8	Control automático	5
9	Ahorro de energía	4
10	Estable	5
11	Rango de movimientos adecuados	5
12	Pequeño	3
13	Poco mantenimiento	4
14	Larga vida útil	5
15	Registro de datos	4
16	Indicadores de movimientos	4
17	Amigable con el paciente	5
18	Cómodo	5
19	Movimientos suaves	5
20	Cumpla con ejercicios de rehabilitación	5
21	Conectores USB	2
22	Repuestos accesibles	4
23	Amigable con el medio ambiente	4
24	Control de rango de movimiento	5
25	Velocidad regulable	5
26	Precisión en los movimientos	5

“Imp.” siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.

2.2.2 Especificaciones Métricas

En la Tabla 2 se muestra las especificaciones métricas que corresponden a las características funcionales que debe poseer el equipo de rehabilitación.

Tabla 2

Métricas e importancia

Número	Necesidad	Unidad	Imp.
1	Dimensiones	cm	4
2	Peso	kg	3
3	Ergonomía	Subjetiva	5
4	Atenuación	db	3
5	Movimiento	lista	5
6	Interfaz	lista	5
7	Actuador	lista	5
8	Costo	dólares	3
9	Confiabilidad	Subjetiva	5
10	Control	lista	5
11	Vida Útil	años	5

“Imp.” Siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.

2.2.3 Casa de la Calidad (QFD)

Es una matriz que relaciona las necesidades con las especificaciones métricas, con el fin de crear productos que se adapten a los gustos y necesidades del usuario. Mediante esta metodología se calcula de forma matemática qué características se debe añadir al diseñar el equipo de rehabilitación, también permite identificar las necesidades no necesarias que aportan un sobre coste al equipo de rehabilitación (Bernal, 2012). En el Anexo B se encuentra el procedimiento con su respectivo cálculo matemático para realizar la matriz QFD.

La Figura 22 indica la relación de cada necesidad del usuario con las métricas de diseño, su calificación es de 9 puntos cuando existe una relación fuerte, 3 puntos para una relación mediana, 1 punto para una relación débil y 0 puntos cuando no existe relación, además indica el peso relativo de las necesidades y de las métricas con su respectivo orden de importancia.

Métricas Necesidades	Métricas											Importancia del usuario (1 a 5)	Ponderación Relativa (%)	Orden de importancia
	Dimensiones (cm)	Peso (kg)	Ergonómico (Subjetiva 1-5)	Atenuación (db)	Movimientos (lista)	Interfaz gráfica (lista)	Actuador (Lista)	Costo (dólares \$)	Confiablez (Subjetiva 1-5)	Control (Lista)	Vida útil (años)			
Fácil operación	9	0	9	1	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	3
Transportable	9	9	9	3	1	0	3	9	1	0	3	3	3,3	24
Ejecución de movimientos fijos y combinados	9	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	2
Ligero	9	9	9	1	1	0	3	3	1	0	3	3	3,3	23
Económico	3	9	3	0	3	9	9	9	0	9	9	5	4,2	16
Menor ruido posible	3	3	0	9	3	9	9	0	3	9	9	4	4,2	15
Seguro	9	3	9	0	3	9	9	9	9	9	3	5	4,2	9
Control Automático	0	0	0	3	9	9	9	9	9	9	3	5	4,2	8
Ahorro de energía	0	0	0	0	9	9	9	9	3	9	3	4	4,2	14
Estable	9	9	9	0	9	0	9	9	9	3	9	5	3,9	19
Cumpla con rangos de movimientos	1	1	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	13
Pequeño	9	9	9	0	0	0	9	3	3	0	0	3	3,1	25
Poco mantenimiento	9	3	9	9	9	0	9	3	3	9	9	4	4,2	12
Duradero	9	9	9	0	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	11
Registro de datos	0	0	9	0	9	9	0	3	9	3	9	4	3,3	22
Indicadores de movimiento	0	0	9	0	9	9	1	3	9	9	3	4	3,3	21
Amigable con el paciente	9	3	9	9	9	9	9	3	9	9	0	5	4,2	18
Cómodo	9	3	9	9	9	9	0	3	9	1	3	5	4,2	7
Movimientos suaves	9	1	9	9	9	9	9	9	9	9	3	5	4,2	10
Cumpla con ejercicios de rehabilitación	0	0	9	3	9	9	9	3	9	9	9	5	4,2	1
Conectores USB	3	1	9	0	0	0	0	3	3	1	1	2	1,1	26
Repuestos accesibles	3	3	9	0	9	1	9	9	0	9	9	4	3,3	20
Amigable con el medio ambiente	9	9	3	9	9	9	3	3	9	3	3	4	4,2	17
Control de rango de movilidad	9	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	4
Velocidad regulable	9	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	5
Precisión en movimientos	9	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	4,2	6
Σ														
Orientación deseada	†	†	†	†	†	†	†	†	†	†	†	†		
Ponderación abs	616,871	368	737	456	733,3	702,394	730,46	651,6	678	701	577			
Ponderación real (%)	8,9	5,3	10,6	6,6	10,5	10,1	10,5	9,4	9,8	10,1	8,3			
Orden de importancia	8	11	1	10	2	5	3	7	6	4	9			

Figura 22. Matriz QFD

Según el orden de importancias de las necesidades obtenidas en la matriz de QFD, la necesidad más irrelevante es la implementación de un conector USB, debido a que no interviene en el proceso de rehabilitación de tobillo. Las métricas más representativas a tomar en cuenta en el desarrollo del equipo rehabilitador son: Ergonomía (10,6%), movimientos (10,5%), actuador (10,5%), control

(10,1%), Interfaz gráfica (10,5%) y Confiabilidad (9,8%), de acuerdo a los resultados obtenidos por la matriz QFD.

Una vez conocidas las métricas con mayor importancia y haciendo referencia a los resultados de la encuesta realizada a los fisioterapeutas y pacientes, el equipo de rehabilitación debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- El rehabilitador debe acomodarse a las medidas antropométricas del cuerpo humano y garantizando la comodidad, logrando así que el paciente logre un posicionamiento adecuado al momento de realizar la terapia.
- Los movimientos que debe cumplir el rehabilitador son: flexo-extensión (flexión y extensión), lateralización (abducción y aducción), eversión-inversión y circunducción horaria y anti horaria, con rango de movimientos comprendidos de 20 a 50°.
- Para efectuar los movimientos se necesita utilizar actuadores con gran precisión y exactitud para lograr la ejecución de movimientos longitudinales y circulares respectivamente.
- El rango de conectividad entre el equipo de rehabilitación y el fisioterapeuta debe abarcar un radio de alcance menor a 12 metros.
- La interfaz gráfica que debe poseer el dispositivo móvil (Smartphone con el sistema operativo Android) debe ser fácil e intuitivo para el fisioterapeuta. La aplicación móvil debe contener un registro de datos de almacenamiento de información del paciente, además de controlar los rangos de movilidad, número de repeticiones y el tipo de movimientos.

- El equipo de rehabilitación debe garantizar la seguridad y brindar confianza tanto al fisioterapeuta como al paciente.

2.2.4 Comparación con la competencia

La comparación con los rehabilitadores comerciales es necesario para analizar y reunir información para apoyar las decisiones del producto a diseñar, se encontraron diversos modelos de rehabilitadores en el mercado, pero solo se seleccionaron a Medisliper (Caleidos, 2015) y el Prototipo de Rehabilitador pasiva para tobillo (Cuenca & Yajamín, 2015), estos tratan de cumplir con los requerimientos expuestos por el usuario. Se realiza una tabla de comparación en donde las columnas de la Tabla 3 corresponden a productos de la competencia y las filas son las métricas establecidas.

Tabla 3

Comparación con la competencia

Número	Métrica	Imp.	Unidades	Medisliper	Rehabilitador Pasivo
1	Ergonomía	5	Subjetiva	5	4
2	Movimientos	5	Lista	Activo	Pasivo
3	Actuador	5	Lista	Ninguno	Actuador lineal
4	Control	5	Lista	Ninguno	Arduino
5	Interfaz Gráfica	5	Lista	Ninguno	Labview
6	Confiabilidad	5	Subjetiva	5	4

“Imp.” Siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.

2.2.5 Especificaciones objetivo

Las especificaciones objetivo representan las esperanzas (valores marginalmente aceptables) y aspiraciones (valores objetivo ideales) que debe tener el equipo de rehabilitación, siendo útiles para la generación de conceptos (Ulrich & Eppinger, 2013). En la Tabla 4 se presenta los valores objetivo ideales.

Tabla 4*Especificaciones Objetivo*

Número	Métrica	Imp.	Unidades	Medisliper	Rehabilitador Pasivo	Valor ideal
1	Ergonomía	5	Subjetiva	5	4	>4
2	Movimientos	5	Lista	Activo	Pasivo	Pasivo
3	Actuador	5	Lista	Ninguno	Actuador lineal	Actuador lineal
4	Control	5	Lista	Ninguno	Arduino	Arduino
5	Interfaz Gráfica	5	Lista	Ninguno	Labview	Labview
6	Confiabilidad	5	Subjetiva	5	4	>5

“Imp.” Siendo 1 el de menor importancia y 5 el de mayor importancia.

2.2.6 Generación de conceptos

Para abordar las necesidades expuestas por el usuario es necesario explorar en su totalidad alternativas de solución para el producto, es por ello que la *Figura 23* indica los sistemas que conforman el equipo de rehabilitación que son: la tecnología móvil con subsistemas como dispositivo móvil, el sistema operativo y el entorno de programación para la aplicación móvil, transmisión de datos y equipo de rehabilitación con subsistemas como la ergonomía, sistema mecánico, tipo de actuador y la tarjeta controladora.

**Figura 23.** *Sistemas del equipo de rehabilitación*

2.2.7 Evaluación de conceptos

Para la selección de los componentes que requiere cada uno de los sistemas, se elabora una matriz de evaluación que permite determinar la alternativa de solución más aceptable para cumplir con los objetivos de funcionamiento (Ulrich & Eppinger, 2013).

a) Alternativas de solución de tecnología móvil



Se escoge como dispositivo móvil al Smartphone con el sistema operativo Android, por la razón de ser un requerimiento del usuario, ya que el 80% de los fisioterapeutas lo utilizan como medio de comunicación.

- **Entorno de programación para aplicaciones Android**

Es un programa informático que permite la ejecución de una tarea, en el caso del rehabilitador se desarrolla una interfaz intuitiva y fácil de manipular desde el Smartphone, permitiendo al fisioterapeuta controlar el tipo de movimiento y el número de repeticiones. La Tabla 5 muestra un cuadro comparativo de dos entornos de programación para la elaboración de aplicaciones móviles más utilizadas para el sistema operativo Android.

Tabla 5

Cuadro comparativo de aplicación móvil

	Android Studio	App Inventor 2
		
Licencia	Gratuita	Gratuita
Instalación en ordenador	Si	No
Facilidad	Baja/Media	Alta
Aplicaciones	Complejas	Sencillas

La Tabla 6 muestra la matriz de evaluación de las alternativas para la selección del entorno de programación para elaboración de aplicación móvil (interfaz), basándose en los porcentajes de importancia de los criterios de selección, se toma como referencia que : Facilidad > Licencia > Aplicaciones > Instalación.

Tabla 6

Evaluación de alternativas de aplicación móvil

Criterios de selección	Porcentaje	Alternativa A Android Studio		Alternativa B App Inventor 2	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Licencia	30%	5	1,5	5	1,5
Instalación	10%	4	0,4	5	0,5
Facilidad	40%	4	1,6	5	2
Aplicaciones	20%	5	1	4	0,8
Total			4,5		4,8
Lugar			2		1
¿Continuar?			NO		SI

Calificación: Mucho peor (1), peor (2), igual (3), mejor (4), mucho mejor (5)

La Tabla 6 indica que la alternativa con mayor ponderación es la utilización de App Inventor con un total de 4,8 puntos, permitiendo tener mayor facilidad de programación, ya que utiliza bloques visuales, aunque no permita el diseño de aplicaciones complejas en el caso del rehabilitador siendo una aplicación sencilla cubre las necesidades del fisioterapeuta.



b) Alternativa de solución para transmisión de datos

La transmisión de datos es el proceso en el cual la información viaja de un punto a otro, en el caso del rehabilitador la transmisión de datos se lo realiza en forma inalámbrica (sin cable).

La Tabla 11 muestra un cuadro comparativo de los módulos inalámbricos, se toma en cuenta el módulo Bluetooth H-06 y XBee.

Tabla 7

Cuadro comparativo de transmisión de datos

	Módulo XBee	Módulo Bluetooth
		
Compatibilidad	Arduino	Arduino
Alcance	40 - 120 metros	5 - 10 metros
Voltaje	3.3 V	5 V
Velocidad	256 kbps	1200-115200 bps

De la Tabla 7 se considera al módulo Bluetooth H-06, por la razón de cumplir con el radio de alcance de conectividad de 5-10 metros que representa el área de trabajo en el cual realiza el fisioterapeuta sus terapias.

c) Alternativa de solución máquina rehabilitadora

El rehabilitador debe cumplir con los requerimientos establecidos desde su ergonomía hasta su funcionamiento, por esta razón se analiza alternativas de solución para los subsistemas.

- **Ergonomía y Sistema Mecánico**

Se toma como base al rehabilitador Medisliper, ya que es el más próximo a cumplir las necesidades del usuario, partiendo de ello se presenta en la Tabla 8, dos alternativas de solución para alcanzar la ergonomía para el paciente y también obtener el mejor mecanismo que permita la realización de los movimientos requeridos.

Tabla 8*Alternativas de solución para Ergonomía*

Alternativa	Ergonomía	Sistema de guiado	Sistema de movimiento
A	Soporte de muslo y base de pie	Rodamientos de transmisión lineal	Cadenas y piñones
B	Asiento y calzado regulable	Rodamiento de bolas tipo husillo.	Husillo de rosca trapezoidal

La Tabla 9 muestra la matriz de evaluación de las alternativas para la ergonomía, basándose en los porcentajes de importancia de los criterios de selección, se toma como referencia que : (Seguridad = Comodidad) > Eficiencia > Manufactura.

Tabla 9*Evaluación de alternativas de Ergonomía*

Criterios de selección	Porcentaje	Alternativa A		Alternativa B	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Seguridad	30%	4	1,2	5	1,5
Comodidad	30%	4	1,2	5	1,5
Manufactura	15%	4	0,6	4	0,6
Eficiencia	25%	4	1	5	1,25
Total			4		4,85
Lugar			2		1
¿Continuar?			NO		SI

Calificación: Mucho peor (1), peor (2), igual (3), mejor (4), mucho (5)

La Tabla 9 indica que la alternativa con mayor calificación es B con un total de 4,85 puntos, de esta manera se escoge dicha alternativa de solución, ya que cumple con los criterios de selección como son: mayor seguridad y comodidad, es más eficiente con mayor facilidad de manufactura. La *Figura 24* muestra las dos alternativas de solución para la ergonomía y sistema mecánico, siendo la alternativa B la ganadora.

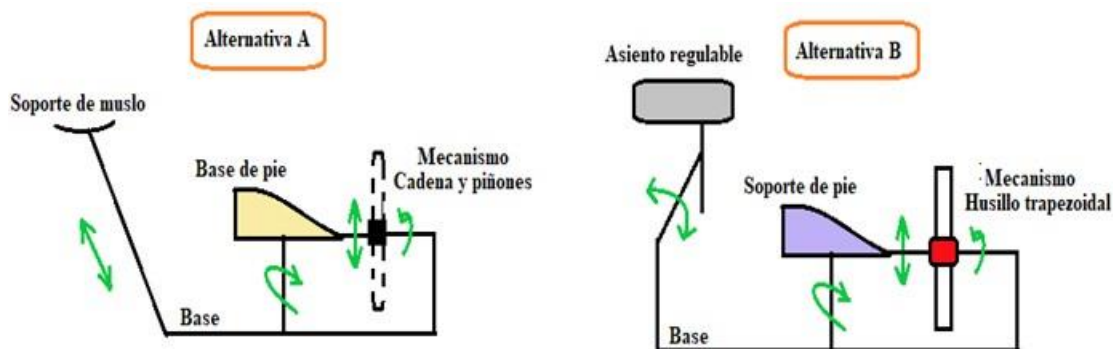




Figura 24. Alternativas de solución

- **Actuador**

Es un dispositivo mecánico capaz de realizar movimientos tales como lineales y rotatorios. Para el rehabilitador se utiliza actuadores para generar los movimientos fijos y combinados del tobillo, para analizar las alternativas en la Tabla 10 se presenta las características de dos tipos de actuadores hidráulicos y eléctricos.

Tabla 10

Cuadro comparativo de actuadores

	Hidráulicos y Neumáticos	Eléctricos
		
Precisión	Alta	Alta
Precio	Alto	Bajo
Mantenimiento	Mayor	Menor
Energía	Mayor consumo	Menor consumo

La Tabla 11 muestra la matriz de evaluación de las alternativas para la selección del tipo de actuador, basándose en los porcentajes de importancias de los criterios de selección, se toma como referencia que: (Precisión > Costo > Mantenimiento > Energía)

Tabla 11***Evaluación de alternativas de tipo actuador***

Criterios de selección	Porcentaje	Alternativa A		Alternativa B	
		Actuador Hidráulico	Actuador Eléctrico	Actuador Hidráulico	Actuador Eléctrico
Precisión	35%	5	0,875	4	1,4
Costo	30%	3	0,9	5	1,5
Energía	15%	3	0,45	5	0,75
Mantenimiento	20%	3	0,6	5	1
Total			2,83		4,65
Lugar			2		1
¿Continuar?			NO		SI

Calificación: Mucho peor (1), peor (2), igual (3), mejor (4), mucho mejor (5)

Los resultados que refleja la tabla 16 da a conocer que el actuador eléctrico es más barato, tiene buena precisión, el consumo de energía es mínimo al igual que el mantenimiento en comparación con el actuador hidráulico y neumático, luego de seleccionar el actuador eléctrico se selecciona que tipo de actuador ente el motor paso a paso y motor DC.



- **Actuador Eléctrico**

Genera movimientos mecánicos al ser inducido corriente eléctrica, para el rehabilitador tiene dos funciones: la primera permitir el movimiento de circunducción horario y anti horario, ejerciendo movimientos rotatorios, y la segunda función ejercer el movimiento del husillo de trapezoidal para los movimientos lineales.

En la Tabla 12 se indica las características de los principales actuadores eléctricos considerando el torque, revoluciones por minuto, el costo de adquisición y la precisión para realizar los movimientos pre programados

Tabla 12

Cuadro comparativo de actuadores eléctricos

	Motor a pasos	Motor DC
		
Torque	Alto	Medio
RPM	Bajo	Alto
Costo	Alto	Bajo
Precisión	Alta	Baja

La Tabla 13 indica la matriz de evaluación de las alternativas para la selección del tipo de actuador eléctrico, basándose en los porcentajes de importancias de los criterios de selección, se toma como referencia que: (Precisión = Torque) > (Costo = RPM)

Tabla 13

Evaluación de alternativas de actuador eléctrico

Criterios de selección	Porcentaje	Alternativa A		Alternativa B	
		Motor a Pasos	Ponderación	Motor DC	Ponderación
Torque	30%	5	1,5	4	1,2
RPM	20%	4	0,8	5	1
Costo	20%	4	0,8	5	1
Precisión	30%	5	1,5	3	0,9
Total			4,6		4,1
Lugar			1		2
¿Continuar?			SI		NO

Calificación: Mucho peor (1), peor (2), igual (3), mejor (4), mucho mejor (5)

Los resultados de la ponderación de la Tabla 13 indica que la alternativa ganadora es la A utilización de motor a pasos, ya que posee una gran precisión logrando de esta manera ser idóneo para controlar los rangos de movimientos de los ejercicios de rehabilitación.

- **Tarjeta de control**

Dispositivo electrónico que tiene la capacidad de controlar motores mediante programación. En el rehabilitador cumple la función de enviar las señales a los motores para ejecutar todos los movimientos pre programados para las rutinas de rehabilitación.

La Tabla 14 indica un cuadro comparativo entre la tarjeta de control Arduino Uno y Arduino Mega cada uno con las características más importantes de cada uno de ellas.

Tabla 14

Cuadro comparativo para tarjeta de control

	Arduino Uno	Arduino Mega
Velocidad de reloj	16 MHz	16 MHz
Pines digitales de E/S	14	54
Entradas analógicas	6	16
Memoria de programa	32 Kb	256 Kb

Se considera el Arduino Mega de Tabla 14 por poseer mayor número de pines digitales de entrada y salida, siendo útiles para la etapa de control de: motores, drivers, módulo bluetooth e indicadores de movimiento (flexo-extensión, lateralización, inversión, eversión, circunducción y movimientos combinados).

La *Figura 25* muestra un resumen de los componentes seleccionados para cada subsistema del equipo de rehabilitación.

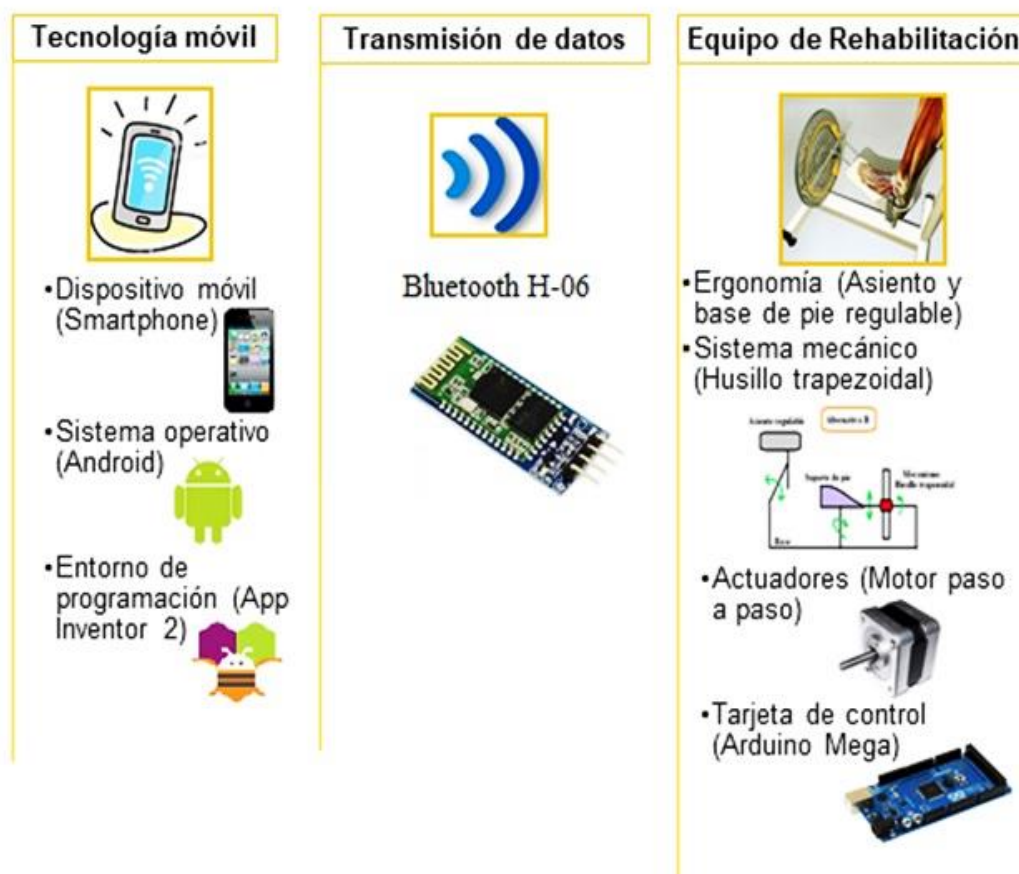


Figura 25. Componentes seleccionados

CAPÍTULO III

DISEÑO DE DETALLE

3.1 Introducción

La parte mecánica del equipo de rehabilitación de tobillo está compuesta por la base que tiene el fin de albergar los distintos componentes tratados en el Capítulo II, como es el caso del asiento regulable, el soporte del pie, el tablero de control y los actuadores, partiendo de esto se procede a determinar el material adecuado para definición geométrica de las partes más críticas que conforman el equipo de rehabilitación, de esta manera se realiza el diseño y modelamiento mecánico, electrónico y de control, con el fin de que cumplan su función, sin ocasionar fallas estructurales ni que provoquen inconformidad del paciente al momento de realizar los ejercicios de rehabilitación.

En cuanto a la parte electrónica para la selección de la fuente se escogió en base al amperaje y voltaje de cada uno de los componentes a utilizar, además para unir la parte electrónica con la de potencia se diseñó y se simuló circuitos que cumplan con este fin.

3.2 Diseño Mecánico

Debido a la escasez de materiales mecánicos en el mercado ecuatoriano, el principal criterio de diseño y el más utilizado es el tercer caso de los cuatro criterios de selección del factor de seguridad expuesto por (Mott) se trata de determinar la forma y dimensiones de los componentes basándose en la carga y el material previamente seleccionado.

Se utiliza el ASTM A36 debido a que es un acero muy fácil de soldar, además es común en el mercado ecuatoriano, cuyas propiedades se indica en la Tabla 15.

Tabla 15

Propiedades del Acero ASTM A-36

Material	Resistencia última (S_u)	Resistencia cedencia (s_y)	% de alargamiento
A-36. Perfiles, placas y barras	400 MPa	248 MPa	21

Fuente: (Mott, 2006)

3.2.1 Diseño del asiento regulable

El asiento tiene como objetivo lograr el posicionamiento correcto de manera que se adapte al tamaño de cada paciente. La altura se regula mediante el accionamiento de un mecanismo de eslabones que desplaza la base del asiento a la ubicación requerida, al mismo tiempo el asiento permite que la pierna del paciente se encuentre en una posición de 90°.

Para su diseño se realizó un análisis de medidas antropométricas, de acuerdo a las dimensiones establecidas por la Norma DIN 33402 de Alemania para hombre sentado (Melo, 2009) como se observa en la *Figura 26*, se eligió dicha norma ya que Ecuador no posee con una norma antropométrica estandarizada.

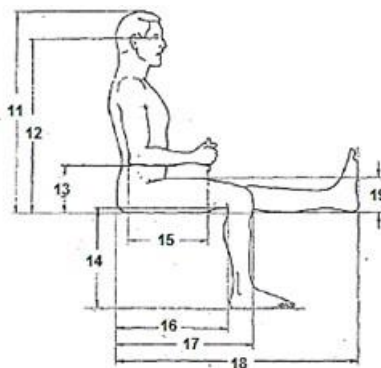


Figura 26. Medidas del hombre sentado

Fuente: (Melo, 2009)

En la Tabla 16, se indica las dimensiones de la *Figura 26*, para el diseño del asiento regulable se considera las medidas ubicadas en el percentil 95 “con la finalidad de que quepan las personas de mayor tamaño” (Valero, 2011), lo que significa que de 100 hombres el 95% poseen las mismas medidas o menos.

Las dimensiones consideradas son: largo de la pierna, profundidad del asiento y longitud nalga rodilla expresados en el ítem 14, 16, 17 respectivamente.

Tabla 16

Medidas del hombre sentado

Dimensiones en cm	Percentil		
	Hombres		
	5%	90%	95%
11. Altura sentado (tronco y cabeza)	84,9	90,7	96,2
12. Altura de los ojos respecto de la silla	73,9	79	84,4
13. Altura del codo a la superficie de la silla	19,3	23	28
14. Largo de la pierna (incluyendo el pie)	39,9	44,2	48
15. Longitud del codo al eje de agarre	32,7	36,2	38,9
16. Profundidad del asiento	45,2	50	55,2
17. Longitud nalga rodilla	55,4	59,9	64,5
18. Longitud nalga pierna	96,4	104	112,5
19. Grosor superior del muslo	11,7	13,6	15,7
20. Ancho entre codos	39,9	45,1	51,2
21. Ancho de la cadera sentado	32,5	36,2	39,1

Fuente: (Melo, 2009)

La *Figura 27* indica el modelado del asiento regulable, que consta de un mecanismo de eslabones, el mismo que permite mediante un eslabón guía la regulación de altura de la base del asiento, de esta manera se logra que el paciente tenga un correcto posicionamiento, ayudando con esto que la rodilla se flexione 90° durante el proceso de rehabilitación. El cojín que es el encargado de soportar toda la carga del paciente se diseña mediante la profundidad del asiento.

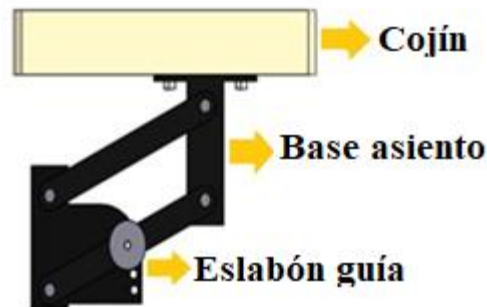


Figura 27. Asiento regulable

Para el diseño del asiento regulable se considera la masa que tiene la persona adulta de un rango de 19 a 59 años de edad del percentil 95% como indica los datos de la Tabla 17, establecidos por la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición en el año 2012.

Tabla 17

Peso promedio de adultos hombres

Edad en años	Peso Adultos hombres (kg)			
	5%	25%	50%	95%
19 a 29	52,5	60,2	67,4	94,6
30 a 39	54,4	64,4	71,9	95,1
40 a 49	55,2	64,8	72,6	95,4
50 a 59	53,5	64,1	71,5	95,5

Fuente: (Freire, Ramirez, & Belmont, 2014)

De la segunda ley de Newton, se obtiene la ecuación 1 que calcula el peso del paciente, mediante la masa y la gravedad, siendo la masa de 95,4 kg definida en la Tabla 17.

$$W = m * g \quad \text{Ec. 1}$$

$$W = 95.5 \text{ [kg]} * 9.81 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$W = 936.86 \text{ N} \approx 937 \text{ N}$$

- **Análisis del eslabón guía del asiento regulable**

El eslabón guía es elemento que soporta el peso del paciente, es por ello que el análisis se realiza cuando el eslabón se encuentra en el punto más crítico, es decir cuando el asiento es colocado en el primer nivel como se observa en la *Figura 28*.

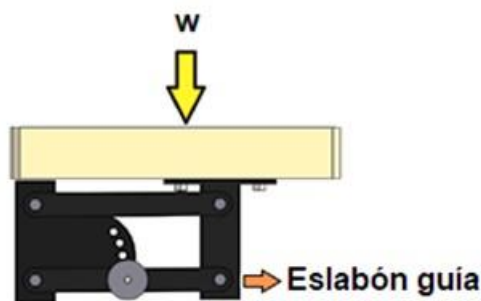


Figura 28. Fuerza ejercida en el asiento

En la ecuación 2 se calcula el peso del pie y ante pierna, tomando en cuenta el valor del segmento indicado en la Tabla 18, adicionalmente se calcula el peso que se ejerce en el asiento como indica la ecuación 3.

Tabla 18

Masa de segmentos del cuerpo humano

Masa y longitud de segmentos del cuerpo humano		Longitud del segmento		Densidad
		Proximal	Distal	kg/l
Pie	0,0145	0,5	0,5	1,1
Ante pierna	0,0465	0,433	0,567	1,09
Pie y ante pierna	0,061	0,606	0,394	1,09
Pierna	0,1	0,433	0,567	1,05

Fuente: (Corchuelo & Abadía, 2011)

Cálculo del peso del pie y ante pierna

$$F_{ap} = W * \text{segmento pie y ante pierna}$$

Ec. 2

$$F_{ap} = 937 \text{ [N]} * 0.061$$

$$F_{ap} = 57.157 \text{ N} \approx 57 \text{ N}$$

Cálculo del peso del asiento

$$F_{asiento} = W - F_{ap} \quad \text{Ec. 3}$$

$$F_{asiento} = 937 \text{ [N]} - 57 \text{ [N]}$$

$$F_{asiento} = 879.84 \text{ [N]} \approx 880 \text{ [N]}$$

Para el dimensionamiento de los eslabones se toma en cuenta que el mecanismo está formado por cuatro eslabones, de esta manera la fuerza se divide, en la *Figura 28* se indica las reacciones que se presenta en los eslabones en un caso extremo.

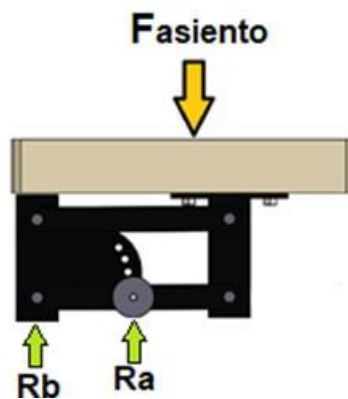


Figura 29. Reacciones en el asiento regulable

$$F_{asiento} = \frac{880 \text{ N}}{4}$$

$$F_{asiento} = \frac{880 \text{ N}}{4}$$

$$F_{asiento} = 220 \text{ N}$$

En la *Figura 30*, se indica el diagrama de cuerpo libre de los eslabones de apoyo, en donde se observa la fuerza aplicada y las reacciones que estas ejercen.

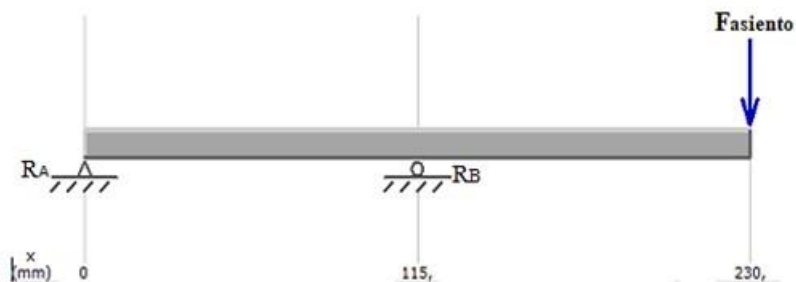


Figura 30. Diagrama de cuerpo libre apoyos inferiores

En la *Figura 31*, se indica el diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores obtenidos.

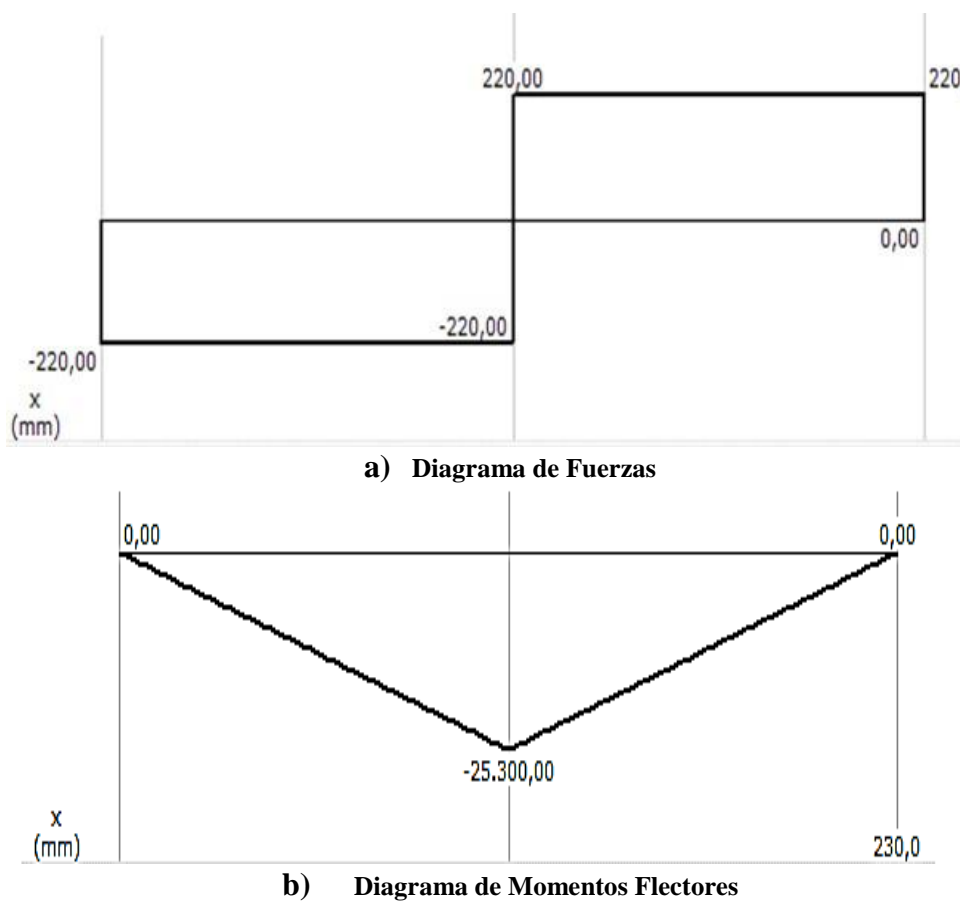


Figura 31. Diagrama de fuerzas y momentos del eslabón guía

Para el desarrollo de cálculos se considera que en el asiento se ejerce una carga estática, además se utiliza un material dúctil como indica la Tabla 19.

Tabla 19

Criterio para esfuerzos de diseño

Forma de la carga	Material dúctil	Material frágil
Estática	$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{S_y}{2}$	$\sigma_d = \frac{S_u}{6}$
Repetida	$\sigma_d = \frac{S_u}{N} = \frac{S_u}{8}$	$\sigma_d = \frac{S_u}{10}$
Impacto	$\sigma_d = \frac{S_u}{N} = \frac{S_u}{12}$	$\sigma_d = \frac{S_u}{15}$

Fuente: (Mott, 2006, pág. 87)

Para calcular el esfuerzo de diseño, se despeja σ_d y se obtiene la ecuación 4, en donde el valor de $S_y = 248$ [MPa] de la Tabla 15.

$$\sigma_d = \frac{S_y}{2} \quad \text{Ec. 4}$$

$$\sigma_d = \frac{248 \text{ [MPa]}}{2}$$

$$\sigma_d = 124 \text{ [MPa]}$$

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores de la *Figura 31* se determina el momento flector máximo $M_{m\acute{a}x} = 25300$ [N * mm], para proceder a remplazarlo en la ecuación 5 para determinar el valor del módulo de la sección.

$$S = \frac{M_{m\acute{a}x}}{\sigma} \quad \text{Ec. 5}$$

$$S = \frac{25300 \text{ [N * mm]}}{124 \text{ [MPa]}}$$

$$S = 204,03 \text{ [mm}^3\text{]}$$

Para el dimensionamiento de la sección transversal de la *Figura 32*, se utiliza la ecuación 6 que representa la fórmula del módulo sección rectangular, de la cual se despeja la base (b), considerando que $h = 2b$.

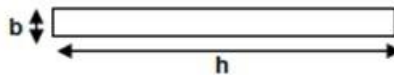


Figura 32. Sección transversal del eslabón guía

$$S = \frac{h * b^2}{6} \quad \text{Ec. 6}$$

$$S = \frac{(2b) * b^2}{6}$$

$$S = \frac{b^3}{3}$$

$$b = \sqrt[3]{3 * S}$$

$$b = \sqrt[3]{3 * 204,03 \text{ mm}^3}$$

$$b = 8,49 \text{ mm}$$

$$h = 2 * b$$

$$h = 2 * 8,49[\text{mm}]$$

$$h = 16,9 \text{ [mm]}$$

Se reemplaza los valores obtenidos en la ecuación 6, para conocer el valor del módulo de sección.

$$S = \frac{h * b^2}{6}$$

$$S = \frac{(16,9 \text{ mm})(8,49 \text{ mm})^2}{6}$$

$$\mathbf{S = 203,02 [mm^3]}$$

Una vez obtenido el valor de la sección transversal, se reemplaza el resultado en la ecuación 7, para obtener el esfuerzo máximo.

$$\sigma = \frac{M_{\max}}{S} \quad \mathbf{Ec. 7}$$

$$\sigma = \frac{25300 \text{ [N * mm]}}{203,02 \text{ [mm}^3\text{]}}$$

$$\mathbf{\sigma = 124,61 [MPa]}$$

Para que el diseño sea seguro debe cumplir con la condición expresada en la ecuación 8, donde se muestra que el esfuerzo calculado es menor al esfuerzo de diseño.

$$\sigma < \sigma_d \quad \mathbf{Ec. 8}$$

$$124,61 \text{ [MPa]} < 124 \text{ [MPa]}$$

El diseño no es seguro, ya que no cumple con la condición, se procede a rediseñar las dimensiones del eslabón hasta cumplir con la condición. Según datos otorgados por el fabricante Dismetel (ver Anexo C-1) sobre las platinas de acero ASTM A36, se considera las dimensiones:

$$e = 6,35 \text{ mm} = b$$

$$b = 31 \text{ mm} = h$$

Una vez establecidas las dimensiones, se recalcula el módulo de sección, la sección transversal y la condición de diseño.

$$S = \frac{b^2 * h}{6}$$

$$S = \frac{(6,35\text{mm})^2 * (31\text{mm})}{6}$$

$$S = 208,33 \text{ [mm}^3\text{]}$$

$$\sigma = \frac{M_{\text{máx}}}{S}$$

$$\sigma = \frac{25300 \text{ [N * mm]}}{208,33 \text{ [mm}^3\text{]}}$$

$$\sigma = 121,44 \text{ [MPa]}$$

$$121,44 \text{ [MPa]} < 124 \text{ [MPa]}$$

En la *Figura 33*, se visualiza el comportamiento del diseño al estar sometido a una fuerza de 220 N, con la utilización de un Software CAD que calcula el esfuerzo de Von Mises máximo existente es igual a 103,237 MPa donde el límite elástico es igual a $S_y = 248 \text{ MPa}$, es decir está en el rango permitido y por ende es un diseño seguro.

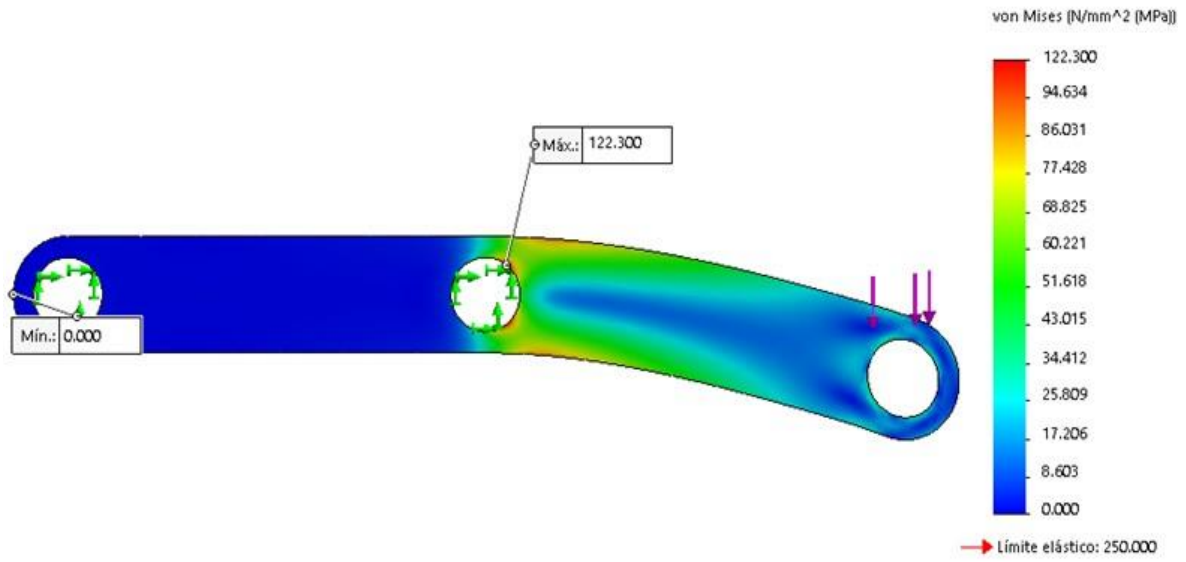


Figura 33. Esfuerzo Von Mises eslabón

En la *Figura 34*, se indica que el diseño cumple con el factor de seguridad igual a 2,4 obteniendo así un diseño seguro.

Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 2.4

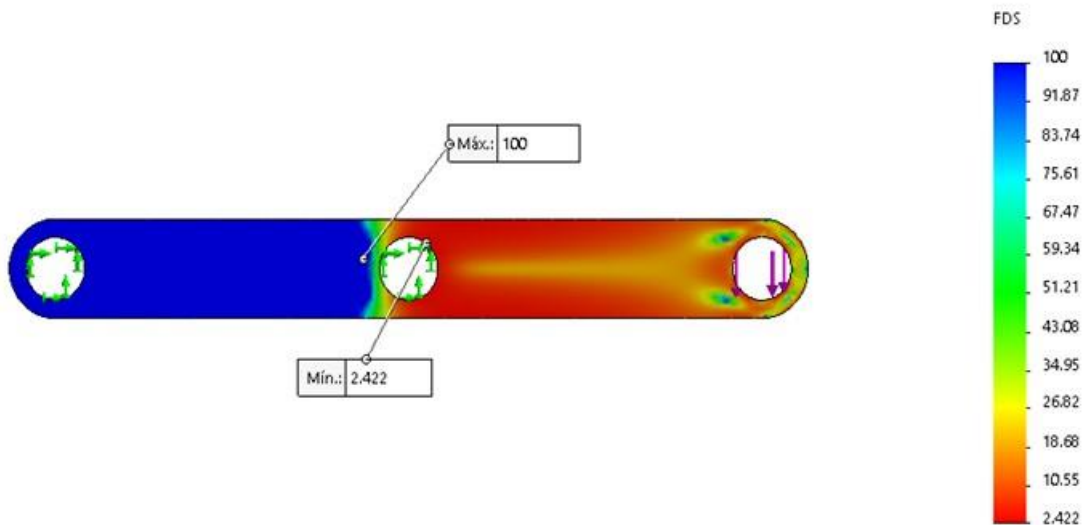


Figura 34. Factor de seguridad

3.2.2 Diseño de la base del pie

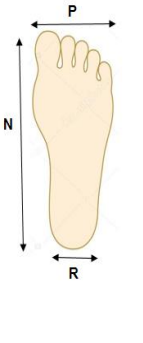
El posicionamiento correcto del pie es importante para realizar los ejercicios de rehabilitación, es por ello que el pie del paciente es colocado en un calzado ajustable, el cual va sujeto a una base giratoria que permite el movimiento del mismo.

Para el diseño de la base del soporte del pie se utiliza las medidas de la Tabla 20, tales como el ancho (P), largo (N) y ancho de talón (R), tomando como referencia el percentil 95% para hombre.

Tabla 20

Medidas del pie

Dimensiones cm	Percentil Hombres	
	5%	95%
N	25,1	29,1
O	18,2	21,4
P	9,0	10,6
Q	22,9	27,0
R	6,1	7,3



Fuente: (Corchuelo & Abadía, 2011)

La *Figura 35* indica la base del pie regulable, el mismo que consta de un soporte que se encuentra adherido a un eje que a su vez posee un rodamiento con el cual permite cumplir el movimiento giratorio correspondiente.

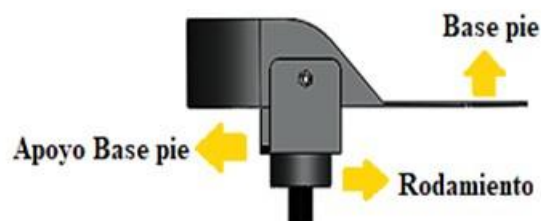


Figura 35. Base y soporte del pie

Para el diseño de la estructura del pie se toma en cuenta el valor de dos fuerzas: la primera la fuerza ejercida por la ante pierna y la segunda la fuerza distribuida ejercida por el pie, como se indica en la *Figura 36*.

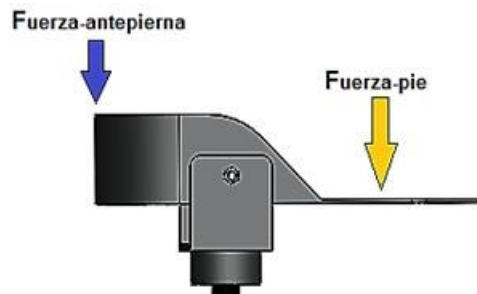


Figura 36. Fuerzas en el soporte de pie

Para el cálculo de dichas fuerzas se utiliza la fórmula de la ecuación 2 y datos del segmento de la Tabla 18 respectivamente.

Fuerza del ante pierna

$$F_{ap} = W * \text{segmento ante pierna}$$

$$F_{ap} = 937 \text{ [N]} * 0,0465$$

$$F_{ap} = 43,57 \approx 44 \text{ [N]}$$

Fuerza distribuida del pie

$$F_{pie} = W * \text{pie}$$

$$F_{pie} = 937 \text{ [N]} * 0.0145$$

$$F_{pie} = 13,58 \text{ [N]} \approx 14 \text{ [N]}$$

Para el cálculo de la carga distribuida se emplea la ecuación 9.

$$q = \frac{F_{\text{pie}}}{d} \quad \text{Ec. 9}$$

q = Carga distribuida a aplicar

F_{pie} = Fuerza aplicada en el pie

d = Distancia en la que actúa la fuerza

$$q = \frac{14 \text{ N}}{360 \text{ mm}}$$

$$q = 0,039 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

En la *Figura 37*, se indica el diagrama de cuerpo libre de la base del pie, en donde se observa las fuerzas aplicadas y las reacciones que estas ejercen.

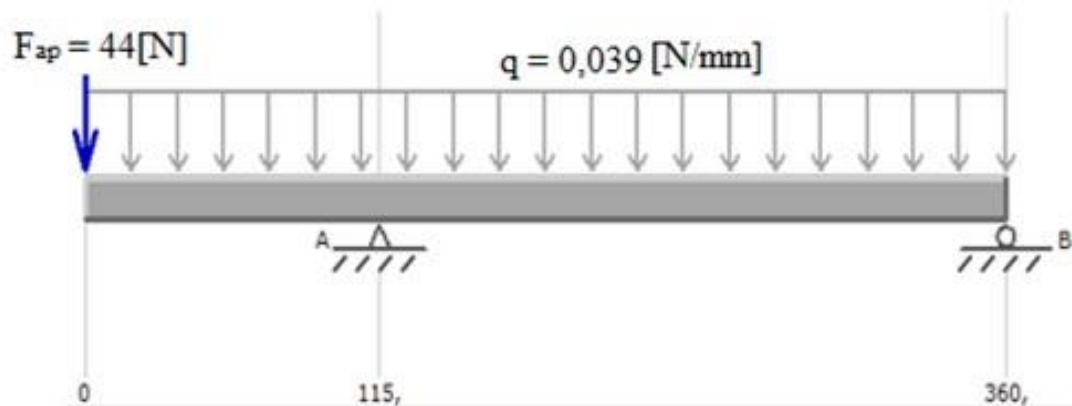
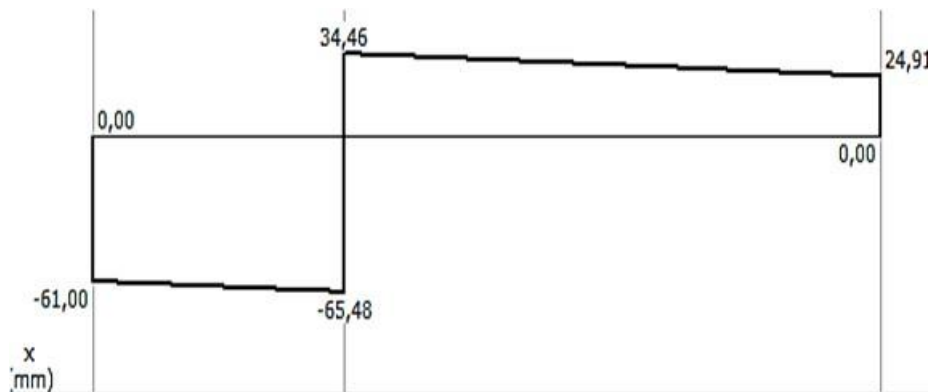
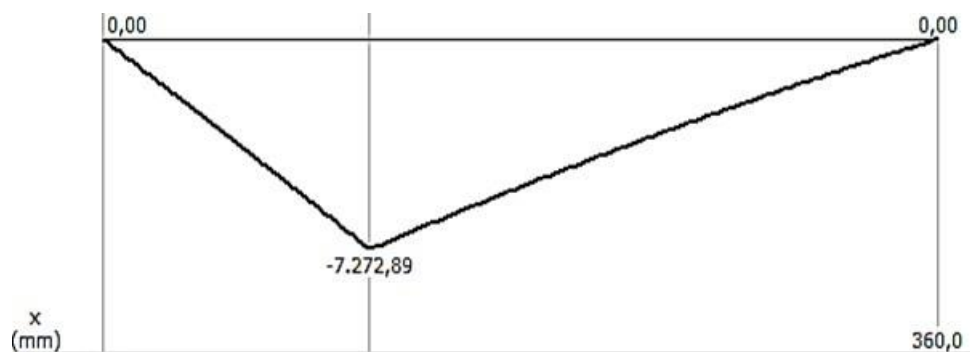


Figura 37. Diagrama de cuerpo libre de la base del pie

En la *Figura 38*, se indica el diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores obtenidos.



a) Diagrama de Fuerzas



b) Diagrama de Momentos Flectores

Figura 38. Diagrama de fuerzas y momentos de base de pie

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores de la *Figura 38* se determina el momento flector máximo, para proceder a remplazarlo en la ecuación 5 para determinar el valor del módulo de la sección. Considerando que se tiene un factor de diseño de $\sigma_d = 124$ [MPa].

$$M_{\text{máx}} = 25300 \text{ [N * mm]}$$

$$S = \frac{M_{\text{máx}}}{\sigma}$$

$$S = \frac{7272,89 \text{ [N * mm]}}{124 \text{ [MPa]}}$$

$$S = 58,65 \text{ [mm}^3\text{]}$$

Para el dimensionamiento de la sección transversal de la *Figura 39*, se utiliza la ecuación 6 del módulo sección rectangular, de la cual despejamos la altura que es representada por b , se considera que la base es el doble de la altura: $h = 2b$.

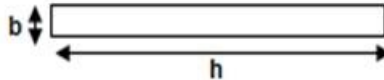


Figura 39. Sección transversal base de pie

$$b = \sqrt[3]{3(58,65 \text{ mm}^3)}$$

$$b = 5,60 \text{ mm}$$

$$h = 2 * 5,60[\text{mm}]$$

$$h = 11,2 [\text{mm}]$$

El valor de h representa el ancho del pie, según la Tabla 20 indica que el valor en el percentil 95% es 10,6 cm, en el caso del diseño se toma en cuenta un valor de 15 cm, ya que la base va a ser acolchonada para comodidad del paciente, por tal razón se observa en el Anexo C-2 las dimensiones de las planchas del acero ASTM A-36 y se escoge:

$$e = 3[\text{mm}] = b$$

$$a = 152,4[\text{mm}] = h$$

Con los valores seleccionados, se calcula el módulo de la sección, el esfuerzo máximo y se verifica que el diseño es seguro

$$S = \frac{(3\text{mm})^2 * (152,4\text{mm})}{6}$$

$$S = 228,6 [\text{mm}^3]$$

$$\sigma = \frac{7272,89 [\text{N} * \text{mm}]}{228,6 [\text{mm}^3]}$$

$$\sigma = 31,81 [\text{MPa}]$$

$$\sigma < \sigma_d$$

$$31,81 [\text{MPa}] < 124 [\text{MPa}]$$

En la *Figura 40*, se visualiza el comportamiento del diseño al estar sometido a una fuerza de 14 N. El Software CAD calcula que el esfuerzo de Von Mises máximo existente es igual a 32,5 MPa donde el límite elástico es igual a $S_y = 248 \text{ MPa}$, es decir está en el rango permitido y es un diseño seguro.

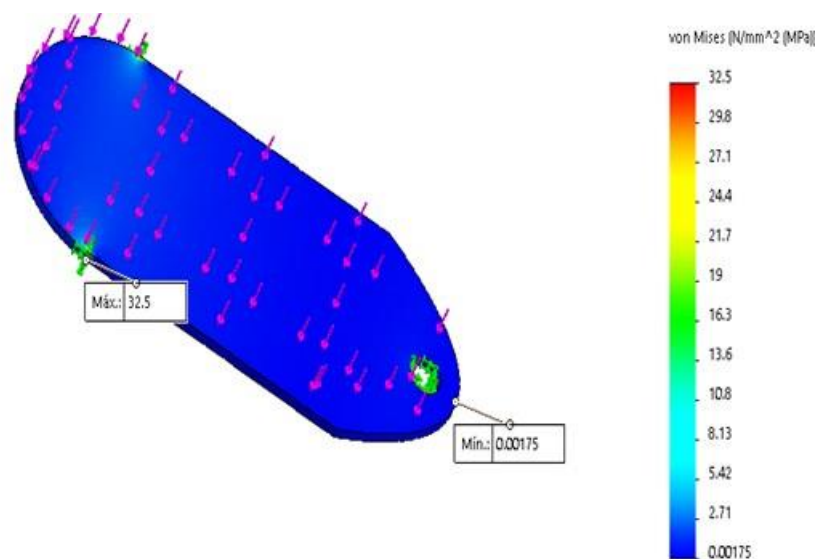


Figura 40. Esfuerzo Von Mises base de pie

En la *Figura 41*, se muestra que el diseño cumple con el factor de seguridad igual a 2, obteniendo así un diseño seguro.

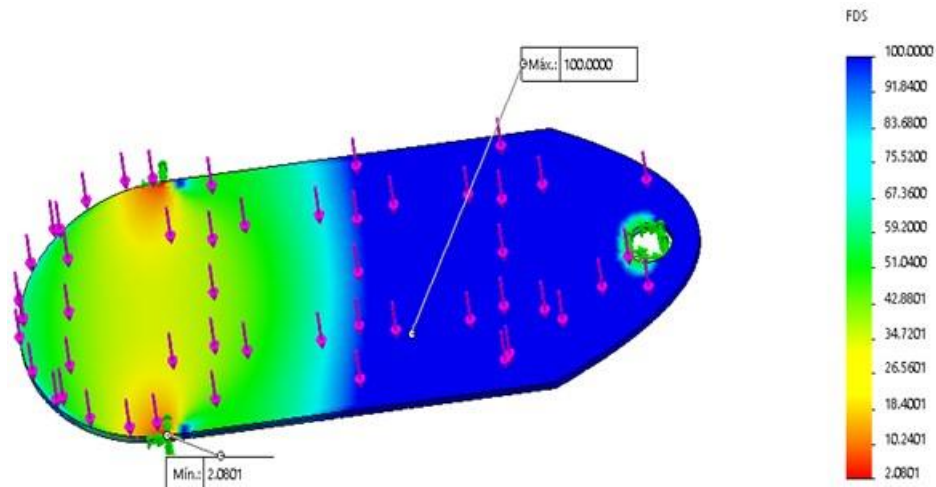


Figura 41. Factor de seguridad base pie

3.2.3 Diseño del mecanismo de husillo trapezoidal

El sistema de movimiento longitudinal, es la parte fundamental para realizar los movimientos de circunducción, ya que permite que el pie se traslade a lo largo del eje en una dirección de ida y vuelta, para ello se utiliza un husillo trapezoidal que es un actuador lineal mecánico que convierte el movimiento de rotación en movimiento lineal.

La *Figura 42*, indica el mecanismo husillo trapezoidal, el cual consta de dos tuercas sujetas al carro móvil, el mismo que se encuentra sujeto a la base del pie para efectuar movimientos longitudinales.

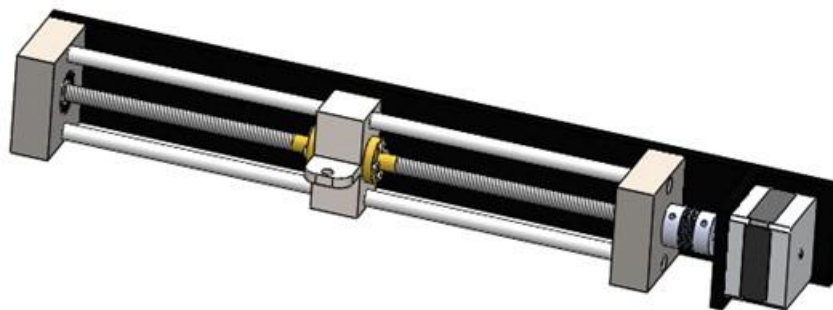


Figura 42. Mecanismo husillo trapezoidal

Para el diseño del carro móvil husillo trapezoidal, se considera el valor de la fuerza ejercida por el pie y ante pierna (57 N) calculada en la ecuación 2, y el peso de la base del pie (30 N), obteniendo una fuerza total de 87(N).

Una vez definida la fuerza total se calcula la deflexión en vigas en voladizo mediante las ecuaciones 10 y 11.

$$y_{\text{máx}} = \frac{-Pa^3}{3EI} \quad \text{Ec. 10}$$

$$I = \frac{b * h^3}{12} \quad \text{Ec. 11}$$

Donde:

$y_{\text{máx}}$: Deflexión máxima

a: distancia a la carga

E: módulo de elasticidad del acero

I: inercia de la sección transversal

Cálculo de inercia

$$b = 6 \text{ mm}$$

$$h = 30 \text{ mm}$$

$$I = \frac{(6\text{mm}) * (30\text{mm})^3}{12}$$

$$I = 13500 \text{ [mm}^4\text{]}$$

Cálculo de deflexión

$$P = 87 \text{ [N]}$$

$$a = 7 \text{ mm}$$

$$E = 207 \text{ GPa}$$

$$y_{\text{máx}} = \frac{-87 \text{ [N]} * (7\text{mm})^3}{3(207\text{GPa})(13500\text{mm}^4)}$$

$$y_{\text{máx}} = 0,072 \text{ mm}$$

En la *Figura 43*, se visualiza el comportamiento del diseño al estar sometido a una fuerza 87 [N] se obtiene una deflexión de 0,05 mm.

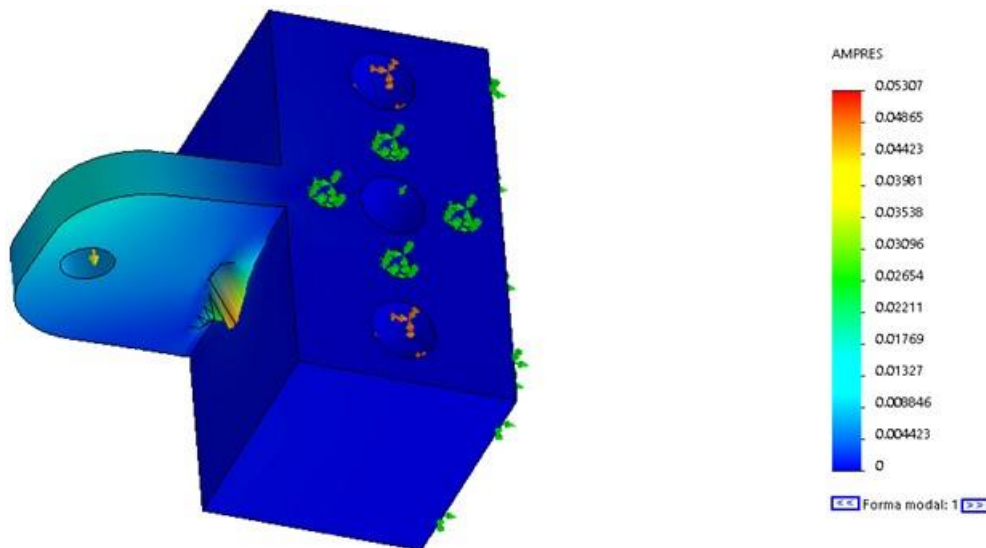


Figura 43. Deflexión en el carro del husillo

El husillo trapezoidal se encuentra sometido a la carga distribuida, que ejerce la fuerza de 87 [N], mediante la ecuación 9.

$$q = \frac{87 \text{ N}}{30 \text{ mm}}$$

$$q = 2,9 \frac{\text{N}}{\text{mm}}$$

En la *Figura 44*, se indica el diagrama de cuerpo libre del eje del husillo de bolas, en donde se observa las fuerzas aplicadas y las reacciones que estas ejercen.

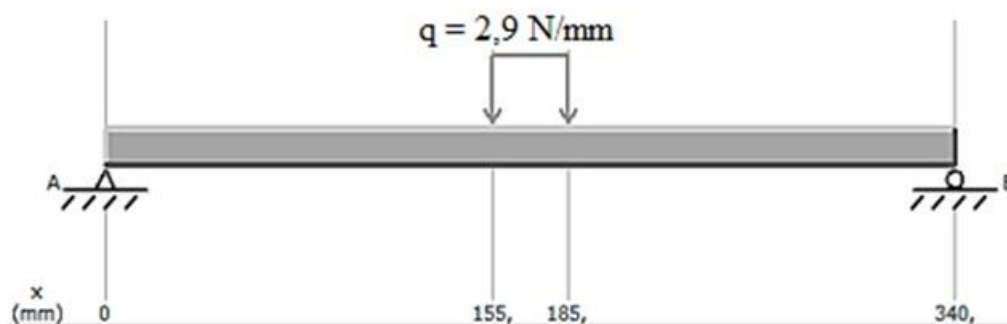
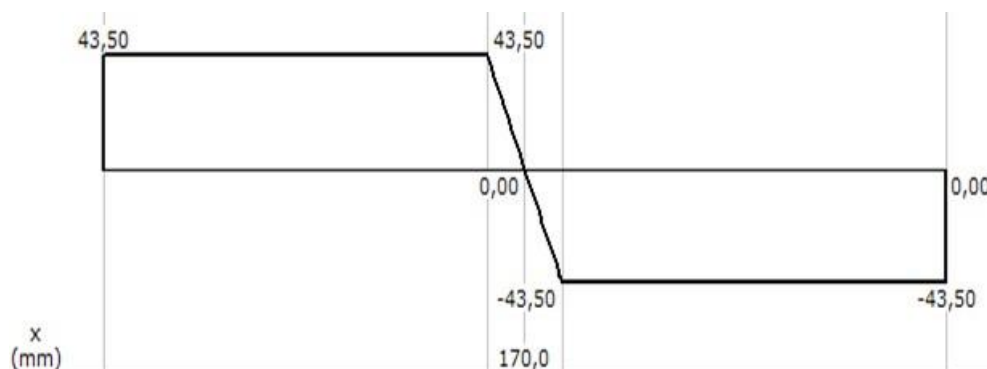


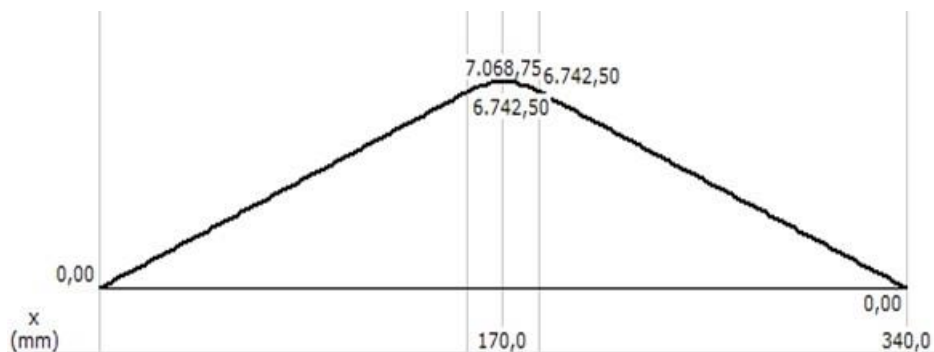
Figura 44. Diagrama de cuerpo libre del husillo de bolas

En la *Figura 45* indica los diagramas de fuerzas cortantes y momentos flectores obtenidos.



a) Diagrama de Fuerzas

CONTINUA 



b) Diagrama de Momentos Flectores

Figura 45. Diagrama de fuerzas y momentos flectores del husillo

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores de la figura 46 se determina el momento flector máximo, para proceder a remplazarlo en la ecuación 5 para determinar el valor del módulo de la sección. La Tabla 21 indica las características del material AISI 304.

Tabla 21

Propiedades de acero AISI 304

Material	Resistencia última (S_u)	Resistencia cedencia (s_y)	% de alargamiento
AISI 304	520 MPa	220 MPa	20

Fuente: (Mott, 2006)

Se procede a calcular el esfuerzo de diseño con la ecuación 4,

$$\sigma_d = \frac{220 \text{ [MPa]}}{2}$$

$$\sigma_d = 110 \text{ [MPa]}$$

$$M_{\text{máx}} = 7068,75 \text{ [N * mm]}$$

$$S = \frac{7068,75 \text{ [N * mm]}}{110 \text{ [MPa]}}$$

$$S = 64,26 \text{ [mm}^3\text{]}$$

El diámetro del husillo de bolas se calcula a partir del módulo de sección circular como indica la ecuación 12.

$$D = \sqrt[3]{\frac{32 * S}{\pi}} \quad \text{Ec. 12}$$

$$D = \sqrt[3]{\frac{32 * 220 \text{ [mm}^3\text{]}}{\pi}}$$

$$\mathbf{D = 8,68 \text{ [mm]}}$$

La ecuación 13 indica el cálculo del módulo de sección circular, considerando el diámetro calculado.

$$S = \frac{\pi D^3}{32} \quad \text{Ec. 13}$$

$$S = \frac{\pi(8,68 \text{ mm})^3}{32}$$

$$S = 64,26 \text{ [mm}^3\text{]}$$

Una vez obtenido el valor del módulo de sección, se calcula el esfuerzo máximo con la ecuación 5, se calcula el esfuerzo y se compara con el esfuerzo de diseño.

$$\sigma = \frac{M_{\text{máx}}}{S}$$

$$\sigma = \frac{7068,75 \text{ [N * mm]}}{64,26 \text{ [mm}^3\text{]}}$$

$$\mathbf{\sigma = 110 \text{ [MPa]}}$$

$$\sigma < \sigma_d$$

$$110[\text{MPa}] < 110[\text{MPa}]$$

Se considera un husillo roscado trapezoidal de acero inoxidable, este husillo tiene un alto par y velocidad, siendo idóneo para realizar el movimiento longitudinal para la ejecución de movimientos. En el Anexo D se detallan los planos correspondientes a cada elemento que conforma el equipo de rehabilitación.

3.2.4 Cálculo para la selección de motores

a) Mecanismo Husillo trapezoidal

Para la selección del motor a pasos se toma en cuenta las ecuaciones mostradas en el (SureStep, 2007, págs. 53-54), para el mecanismo de husillo de bolas, se considera la masa del carro móvil, del pistón y la masa total base-pie.

$$\mathbf{masa}_{\text{total}} = m_{\text{totalbasepie}} + m_{\text{carro-móvil}} + m_{\text{pistón}}$$

$$\mathbf{masa}_{\text{total}} = 8,86 [\text{kg}] + 0,26 [\text{kg}] + 0,08 [\text{kg}]$$

$$\mathbf{masa}_{\text{total}} = 10 [\text{kg}]$$

En la Tabla 22 se muestra los parámetros necesarios para cálculo del torque que requiere el motor a pasos para ejercer movimiento al husillo trapezoidal y de esta manera realizar el movimiento longitudinal del carro móvil, logrando mover la base del pie para ejecutar los movimientos de flexo-extensión, lateralización y movimientos diagonales.

Tabla 22*Parámetros para el movimiento del husillo de trapezoidal*

Parámetro	Valor
Peso de la mesa y del objeto	10 Kg
Ángulo de inclinación	0°
Diámetro del tornillo : θ_{paso}	8mm
Longitud del tornillo : L	350mm
Resolución deseada : L_{θ}	0,04 mm/paso
Movimiento: D_{total}	300 mm
Paso del tornillo	8 mm/rev (pitch=0.125 rev/mm ó 125 rev/m)
Tiempo de movimiento: t_{total}	1,7 segundos
Tiempo de aceleración al 25%: t_{acel}	0,425 segundos
Frecuencia inicial: f_o	40Hz
Eficiencia ACME con tuerca	0,4
Densidad del acero	7700 kg/m ³

Para calcular el número de pasos requeridos para el accionamiento del motor se emplea la ecuación 14, la cual relaciona el desplazamiento con el que se mueve la base del pie por la rotación del eje con la resolución deseada.

$$\theta_{\text{paso}} = \frac{d_{\text{carga}}}{L_{\theta}} \quad \text{Ec. 14}$$

θ_{paso} : Resolución del paso del accionamiento $\left(\frac{\text{pasos}}{\text{rev}}\right)$.

d_{carga} : Desplazamiento que se mueve la carga por rotación del eje.

L_{θ} : Resolución deseada.

$$\theta_{\text{paso}} = \frac{8 \text{ mm}}{0.04 \text{ mm/paso}}$$

$$\theta_{\text{paso}} = 200 [\text{pasos}]$$

En la ecuación 15 se calcula los pulsos totales necesarios para realizar el movimiento, donde se toma en cuenta la distancia total del movimiento, el desplazamiento por la rotación del eje y el número de pasos calculados.

$$P_{total} = \frac{D_{total}}{d_{carga}} * \theta_{paso} \quad \text{Ec. 15}$$

P_{total} : Pulsos totales

D_{total} : Distancia total del movimiento

$$P_{total} = \frac{300 \text{ mm}}{8 \text{ mm}} * 200 \text{ pasos}$$

$$P_{total} = 7500 \text{ [pulsos]}$$

Una vez calculado el número totales de pulsos que requiere el motor, se calcula la frecuencia máxima del tren de pulsos a ser generada para el movimiento trapezoidal, mediante la ecuación 16.

$$f_{trapez} = (P_{total} - (f_0 * t_{acel}) / (t_{total} - t_{acel}) \quad \text{Ec. 16}$$

f_{trapez} : Frecuencia trapezoidal

P_{total} : Pulsos totales

f_0 : Frecuencia inicial

t_{acel} : tiempo de aceleración

t_{total} : tiempo de movimiento

$$f_{trapez} = (200 - (40 * 0,425) / (1,7 - 0,425)$$

$$f_{\text{trapez}} = 186,67 \text{ Hz} \left| \frac{1 \text{ rpm}}{0,01667} \right| = \mathbf{11198 [rpm]}$$

Para calcular el torque requerido por el motor a pasos, se inicia conociendo el valor de la inercia de la carga, mediante la ecuación 17, la cual considera el valor de la carga que debe ser transportada.

$$J_w = \left(\frac{\text{masa total}}{e} \right) * \left(\frac{1}{2\pi P} \right)^2 \quad \mathbf{Ec. 17}$$

J_w : Inercia de la carga

e: eficiencia de la tuerca metálica Acme

P: paso del tornillo

$$J_w = \left(\frac{10}{0,4} \right) * \left(\frac{1}{2\pi(125)} \right)^2$$

$$\mathbf{J_w = 4,05 \times 10^{-5} [kg - m^2]}$$

Una vez calculado la inercia de la carga, se calcula el valor de la inercia del tornillo, mediante la utilización de la ecuación 18, tomando en cuenta la longitud, radio del tornillo y la densidad propia del acero.

$$J_{\text{tornillo}} = (\pi * L * \rho * r^4) \quad \mathbf{Ec. 18}$$

J_{tornillo} : Inercia del tornillo

L: Longitud del tornillo

ρ : densidad del acero

r: radio del tornillo

$$J_{\text{tornillo}} = (\pi * 0,35 * 7700 * (0,004)^4)$$

$$J_{\text{tornillo}} = 2,16 \times 10^{-6} \text{ [kgm}^2\text{]}$$

En la ecuación 19 se calcula la inercia total, que representa la suma total de inercias, es decir la inercia de la carga y del tornillo calculados.

$$J_{\text{total}} = J_w + J_{\text{tornillo}} \quad \text{Ec. 19}$$

J_{total} : Inercia total

J_w : Inercia de la carga

J_{tornillo} : Inercia del tornillo

$$J_{\text{total}} = 4,05 \times 10^{-5} + 2,16 \times 10^{-6} \text{ [kg - m}^2\text{]}$$

$$J_{\text{total}} = 4,26 \times 10^{-5} \text{ [kg - m}^2\text{]}$$

Una vez calculado la inercia total, se calcula el Torque de aceleración en una revolución dada, mediante la ecuación 20.

$$T_{\text{acel}} = J_{\text{total}} \left(\frac{f_{\text{trapez}}}{t_{\text{acel}}} \right) * \frac{2\pi}{60} \quad \text{Ec. 20}$$

T_{acel} : Torque de aceleración

f_{trapez} : Frecuencia trapezoidal

t_{acel} : tiempo de aceleración

$$T_{\text{acel}} = 4,26 \times 10^{-5} \left(\frac{11198}{0.425} \right) * \frac{2\pi}{60}$$

$$\mathbf{T_{acel} = 0,12[N - m]}$$

En la ecuación 21 se calcula la fuerza total ejercida, donde intervienen fuerzas exteriores, fuerzas de fricción y la Fuerza de gravedad.

$$F_{total} = F_{ext} + F_{fricción} + F_{gravedad} \quad \mathbf{Ec. 21}$$

F_{total} : *Fuerza Total*

$F_{fricción}$: *Fuerza de fricción*

$F_{gravedad}$: *Fuerza de gravedad*

$$F_{total} = 0 + 0,05(\cos 0 * 9,81) + 0$$

$$\mathbf{F_{total} = 4,9 [N]}$$

En la ecuación 22 se calcula el torque resistivo, mediante el valor de la fuerza total en relación con el paso del tornillo.

$$T_{resistivo} = \frac{F_{total}}{2\pi P} \quad \mathbf{Ec. 22}$$

$T_{resistivo}$: *Torque resistivo*

P : *paso del tornillo*

$$T_{resistivo} = \frac{4,9}{2\pi(125)}$$

$$\mathbf{T_{resistivo} = 6,23 \times 10^{-3} [N - m]}$$

El torque a ser suministrado por el motor a pasos, se calcula mediante la ecuación 23 que representa la sumatoria de Torques calculados.

$$T_{\text{mov}} = T_{\text{acel}} + T_{\text{resistivo}} \quad \text{Ec. 23}$$

$$T_{\text{mov}} = 0,12 + 6,23 \times 10^{-3} \text{ [N - m]}$$

$$T_{\text{mov}} = 0,1237 \text{ [Nm]} \approx 1,22 \text{ [kg - cm]}$$

Una vez obtenido un torque de 1,22 [kg - cm], se ha seleccionado el Motor a pasos Nema 17 con un torque de 3,7 kg-cm, además para su se opta en utilizar el driver A4988.

b) Mecanismo Plato Giratorio

En la tabla 31 se observa los pesos de cada uno de los elementos que conforman el plato giratorio, para obtener el peso total, el cual interviene para el cálculo del torque

Tabla 23

Pesos de elementos del Plato Giratorio

Elemento	Peso (gr)	Unidad	Total (gr)
Motor Nema 17	285	1	285
Plato Giratorio	162,13	1	1162,13
Husillo	17,5	1	17,5
Ejes	126,72	2	253,44
Carro móvil	260	1	260
Apoyos	348,15	2	696,3
Acople flexible	25	1	25
Rodamiento	5	2	10
Acople motor y tuerca	62,51	1	62,51
Tuerca	1,51	2	3,02
Σ Masa total			11633,39

Con los datos proporcionados de la Tabla 23, mediante la ecuación 24 se realiza el cálculo del torque requerido para mover el plato giratorio para realizar de los ejercicios de rehabilitación.

$$T = F * r \quad \text{Ec. 24}$$

$$T = (11,63\text{kg}) \left(9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right) * (0,02865\text{m})$$

$$T = 3,26 \text{ Nm} = 461,6547 \text{ oz} * \text{in}$$

Se ha seleccionado el Motor a pasos NEMA 23 con caja reductora con un torque de 5664 oz*in y para su control el driver ST-7128 que permite activar los pulsos y la dirección que debe ejercer.

Las hojas técnicas de los motores paso a paso Nema 17 y 23 se encuentran en el Anexo E, donde se detalla cada una de las características que poseen respectivamente.

La *Figura 46* se presenta el equipo de rehabilitación totalmente ensamblado con la parte mecánica (asiento regulable, base de pie y mecanismo de husillo trapezoidal) y electrónica (caja y tablero de control), la misma que se describe en las siguientes secciones.

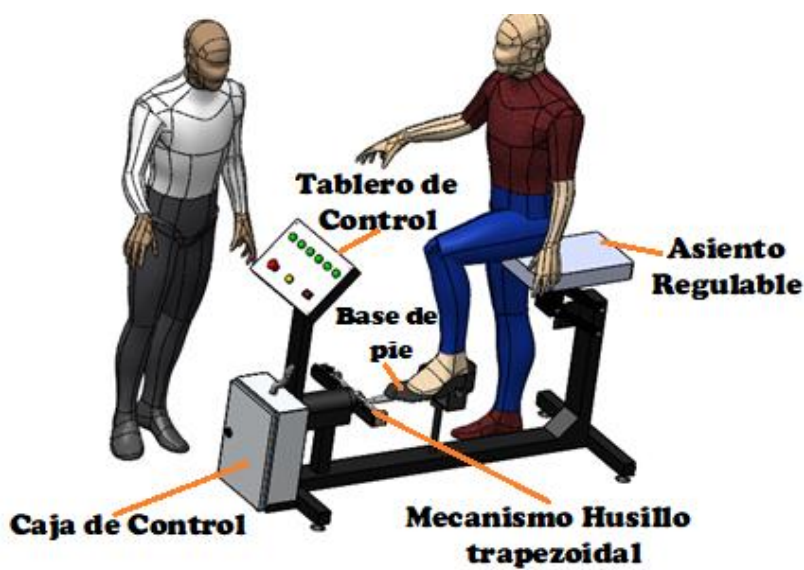


Figura 46. Componentes del equipo de rehabilitación

3.3 Diseño Electrónico y de Control

La *Figura 47* indica el diagrama de bloques del funcionamiento del equipo de rehabilitación, el proceso consta de cinco etapas, la primera es el mando remoto, en esta etapa el terapeuta manipula el dispositivo móvil enviando señales requeridas para la ejecución de los movimientos de circunducción, la segunda etapa es la comunicación inalámbrica que es la encargada de comunicar las órdenes expuestas por el dispositivo móvil con la tarjeta controladora por medio de módulo Bluetooth HC-06, en la tercera etapa la tarjeta controladora lee e interpreta las señales enviadas del dispositivo móvil, y mediante las funciones programadas la tarjeta envía las respectivas señales a los actuadores e indicadores que son la cuarta etapa, la quinta etapa es la ejecución y la movilidad de los mecanismos del rehabilitador de tobillo.

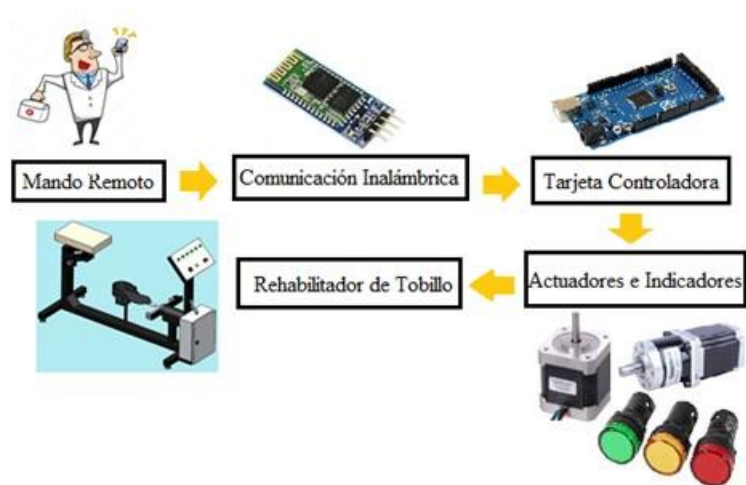


Figura 47. Diagrama de bloques del funcionamiento del rehabilitador

3.3.1 Diseño de la aplicación Móvil

La aplicación móvil es diseñada en App Inventor 2, se considera que debe ser intuitiva y fácil de usar para el fisioterapeuta, para ello se ha dividido la aplicación en diferentes opciones como

indica el diagrama de flujo de la *Figura 48*, cada opción realiza diferente función como se presenta en el Anexo F-1.

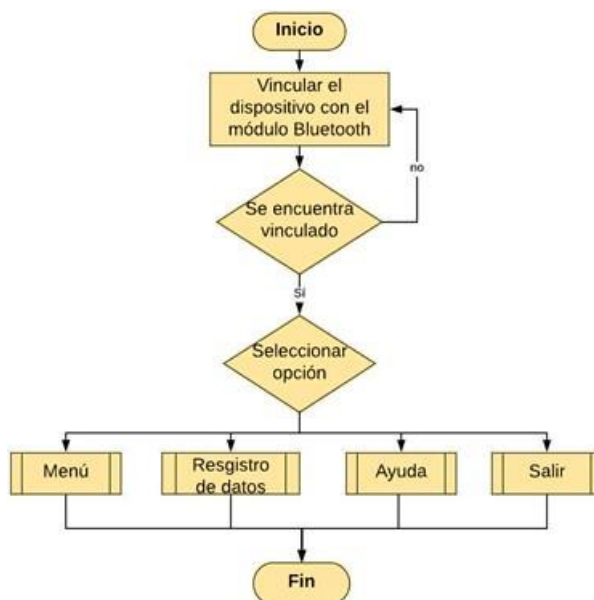


Figura 48. Diagrama de flujo de opciones

a) Entorno de desarrollo gráfico

En el entorno de desarrollo gráfico se añade botones, imágenes, cuadro de diálogos, entre otros, la *Figura 49* muestra el entorno de diseño de la pantalla de inicio en App Inventor 2.

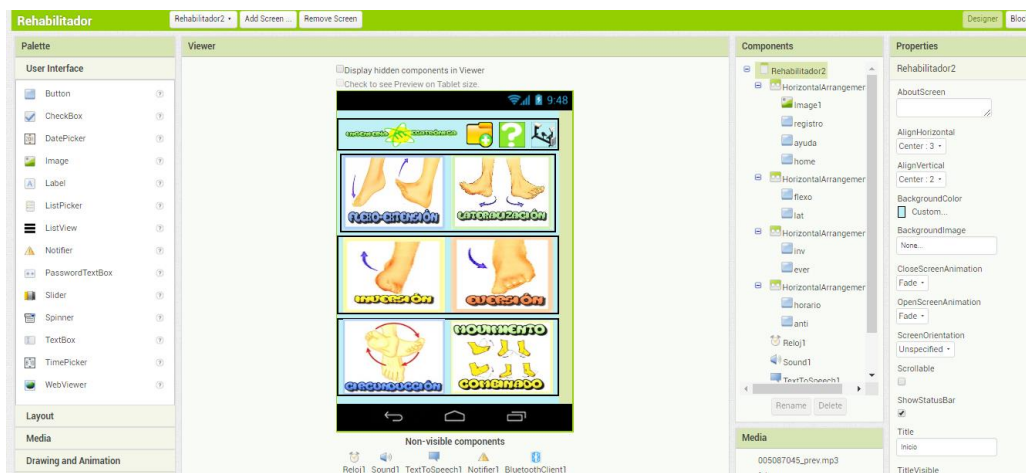


Figura 49. Interfaz gráfica App inventor 2

La *Figura 50* muestra a las pantallas iniciales de la aplicación, la primera corresponde a la de bienvenida, transcurrido un tiempo da paso a la segunda pantalla de instrucciones, la misma que permite conocer las características de cada opción.

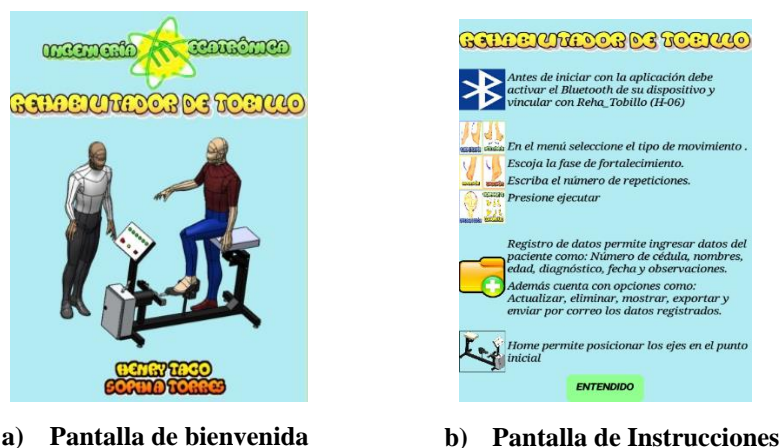


Figura 50. Pantalla de Bienvenida

Una vez presionado el botón entendido se inicia la pantalla principal la misma que tiene las opciones en donde se muestra cada una de las opciones indicadas en la *Figura 51* como: Menú, Home, Botón ayuda y Registro de datos.



Figura 51. Pantalla Principal

a) Menú

En esta opción el fisioterapeuta puede elegir entre los seis tipos de movimientos tales como: flexo-extensión, lateralización, inversión, eversión, circunducción y movimientos combinados. En la *Figura 52* se presenta las opciones que contiene las pantallas de movimientos: (a) Fase de fortalecimiento (lento, moderado, rápido) permite el control de rango de movimiento y velocidad de cada movimiento, (b) Casilla de texto, donde se ingresa el número de repeticiones y (c) botón ejecutar, permite el envío del número de repeticiones.

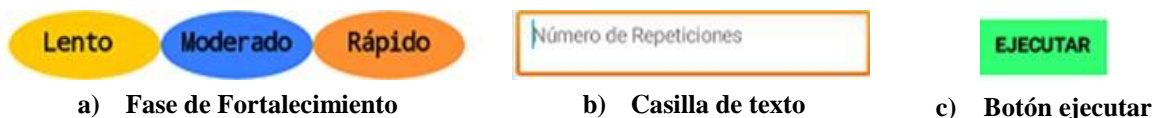


Figura 52. Opciones de pantalla de movimientos

La *Figura 53* representa la pantalla con las opciones indicadas, se toma de ejemplo el movimiento de flexo-extensión.



Figura 53. Movimiento de Flexo-extensión

b) Registro de datos

Esta opción permite al fisioterapeuta ingresar información de cada paciente, en la pantalla de la *Figura 54* se muestra pestañas de opciones que permite realizar diferentes funciones tales como: (1) Nuevo, (2) Actualizar, (3) Eliminar, (4) Mostrar, (5) Exportar, (6) Enviar.

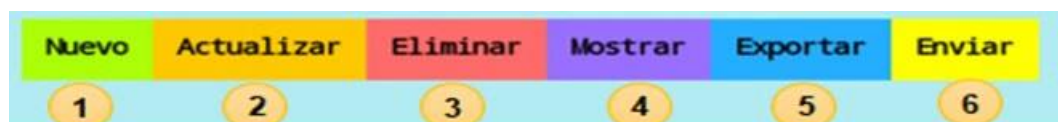


Figura 54. Opciones de base de Datos

- **Nuevo:** En esta pestaña el usuario ingresa los datos del paciente como el número de cédula, nombres del paciente, edad, diagnóstico, fecha y observaciones, las mismas que se guardan en una base de datos.
- **Actualizar y Eliminar:** En esta pestaña el usuario puede actualizar y eliminar la información del paciente, mediante la búsqueda de los datos del paciente por medio del ingreso del número de cédula.
- **Mostrar:** En esta pestaña se despliega una lista que contiene toda la información de los pacientes guardada en la base de datos.
- **Exportar:** Permite al usuario exportar la lista de datos en formato Excel, en donde el usuario debe asignar un nombre al archivo para ser guardado en la memoria interna del teléfono.
- **Enviar:** Esta pestaña permite al usuario enviar la base de datos por medio del correo electrónico, para lo cual el usuario debe ingresar los correos electrónicos del remitente y receptor, posteriormente adjuntar el archivo exportado a formato Excel, de esta manera el

terapeuta tiene la oportunidad de almacenar en su correo personal la información de cada una de las sesiones realizadas.

- **Ayuda:** Esta opción permite que el usuario ingrese nuevamente a la pantalla de instrucciones, la cual contiene información de la aplicación.
- **Home:** Esta opción permite posicionar los ejes en su posición inicial.

b) Programación de lenguaje visual

La programación por lenguaje visual mediante diagrama de bloques permite seleccionar distintos bloques lógicos, los mismos que definen el comportamiento de cada uno de los componentes empleados en el diseño de las pantallas de la aplicación, esto permitirá que cada botón realice las funciones requeridas. La *Figura 55* muestra el entorno de programación por bloques.

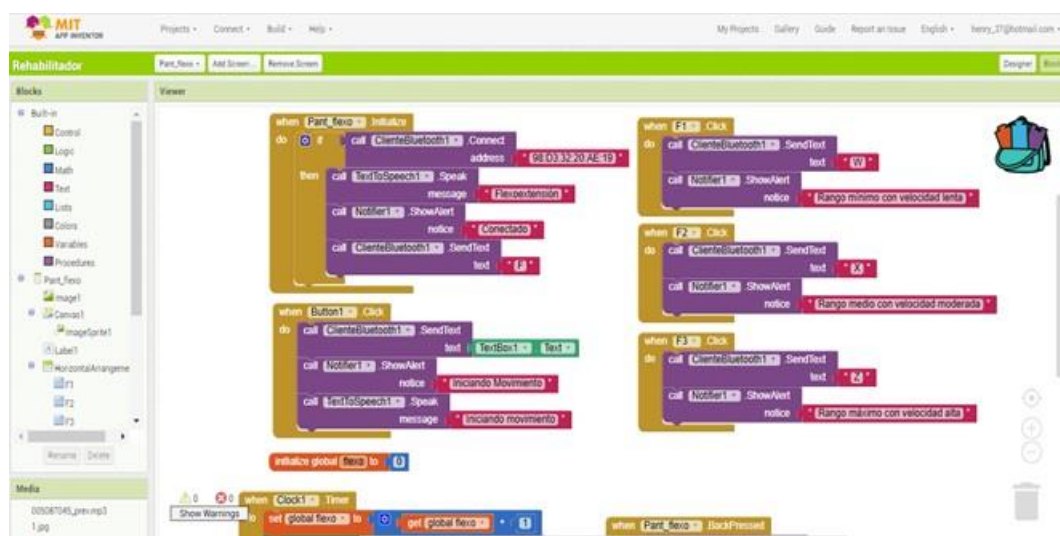


Figura 55. Diagrama de bloques en App inventor 2

Una vez finalizado el diseño y la programación de todas las pantallas de las opciones (Ver Anexo F), se descarga el archivo apk para ser instalado en el dispositivo móvil, el ícono del Rehabilitador de Tobillo se muestra en la *Figura 56*.



Figura 56. Ícono de la aplicación móvil

3.3.2 Diseño del Sistema Electrónico

En esta sección se establecerá la fuente de alimentación que suministrará a los dispositivos eléctricos seleccionados en el Capítulo II y III, conjuntamente se diseñarán placas electrónicas con la ayuda de Proteus 8 un Software de diseño electrónico.

Fuente de alimentación

Dispositivo encargado de transformar la corriente alterna en corriente continua, suministrando los diferentes voltajes requeridos por los componentes electrónicos.

Se conoce que el motor a pasos necesita un voltaje de 24V, siendo el de mayor voltaje en comparación a los demás componentes, por tal razón la fuente de alimentación debe suministrar 24V, además para conocer el amperaje que debe poseer la fuente, se realiza la sumatoria del amperaje de cada uno de los elementos que comprenden el sistema electrónico como se indica en la ecuación 25.

$$I_T = I_{MPG} + I_{MPP} + I_{ARD} + I_{BLUET} + I_{DRIVER-G} I_{DRIVER-P}$$

Ec. 25

Dónde:

I_T : Amperaje total

I_{MPG} : Amperaje del motor a pasos NEMA 23

I_{MPP} : Amperaje del motor a pasos NEMA 17

I_{ARD} : Amperaje del Arduino Mega

I_{BLUET} : Amperaje del módulo bluetooth

$I_{DRIVER-G}$: Amperaje del driver ST – 7128

$I_{DRIVER-P}$: Amperaje del driver A4988

$$I_T = 2,8[A] + 300[mA] + 40[mA] + 40[mA] + 1[A] + 3[A]$$

$$I_T = 7,18[A]$$

En resumen, la fuente selecciona es de 24V de 15A, como se muestra en la *Figura 57*.



Figura 57. Fuente de alimentación
Fuente: (Centronic, 2017)

a) Indicadores de movimiento

El circuito de la *Figura 58* permite activar los indicadores de los diferentes movimientos por medio de la señal del arduino, dicho circuito consta de dos partes la de control y de potencia, para

la parte de control se utiliza un transistor 2N222A, un diodo 1N4001 que cumple la función de proteger al transistor y una resistencia que se determinará con el voltaje y la corriente del Arduino. Para la parte de potencia se coloca un relé de 5V, el mismo que activa el electroimán, que dará paso a cerrar el interruptor que ejecutará el circuito de corriente alterna.

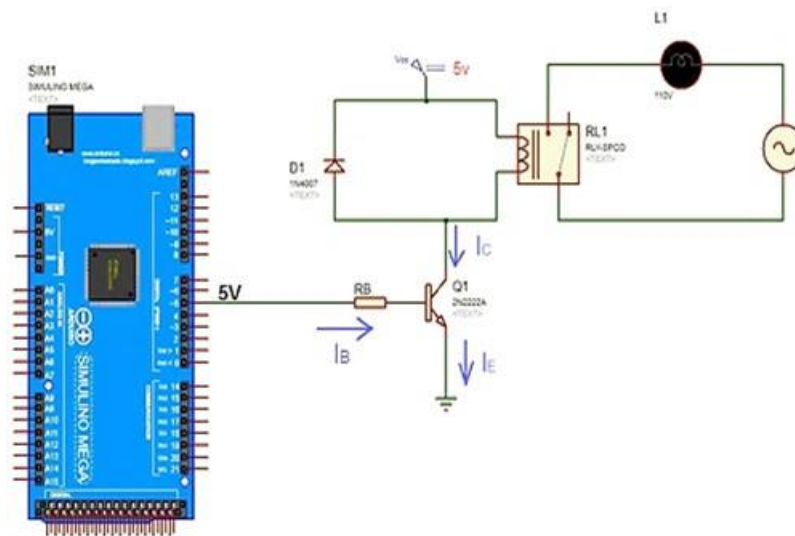


Figura 58. Circuito de potencia

Datos:

$$V_{\text{arduino}} = 5[\text{V}]$$

$$I_{\text{arduino}} = 0,43[\text{mA}] = I_B$$

$$V_{CC} = 5[\text{V}]$$

$$R_{\text{bobina-relé}} = 400[\Omega]$$

$$V_{BE} = 0,7[\text{V}]$$

$$I_C = \text{Corriente en el colector}$$

I_E = Corriente en el emisor

Se calcula el voltaje resistencia-base V_{RB} , la corriente del colector y emisor con las ecuaciones 26, 27, 28 respectivamente.

$$V_{RB} = V_{\text{arduino}} - V_{BE} \quad \text{Ec. 26}$$

$$V_{RB} = 5[V] - 0,7[V]$$

$$V_{RB} = 4,3[V]$$

$$I_C = \frac{V_{CC}}{R_{\text{bobina-relé}}} \quad \text{Ec. 27}$$

$$I_C = \frac{5[V]}{400[\Omega]}$$

$$I_C = 12,5[mA]$$

$$I_E = I_C + I_B \quad \text{Ec. 28}$$

$$I_E = 12,5[mA] + 0,43[mA]$$

$$I_E = 12,93[mA]$$

El valor de la resistencia base R_B se obtiene de la ecuación 29.

$$R_B = \frac{V_{RB}}{I_B} \quad \text{Ec. 29}$$

$$R_B = \frac{4,3[V]}{0,43[mA]}$$

$$R_B = 10[k\Omega]$$

Se utiliza un Módulo Relé de 8 canales como se indica en la *Figura 59* para la activación de los indicadores de movimiento colocados en el tablero de control, el mismo que está constituido con seis luces piloto que indican los seis movimientos (flexo-extensión, lateralización, inversión, eversión, circunducción horaria-anti horaria y movimientos combinados).

En el Anexo G se observa a detalle el diagrama de conexión de cada uno de elementos empleados.

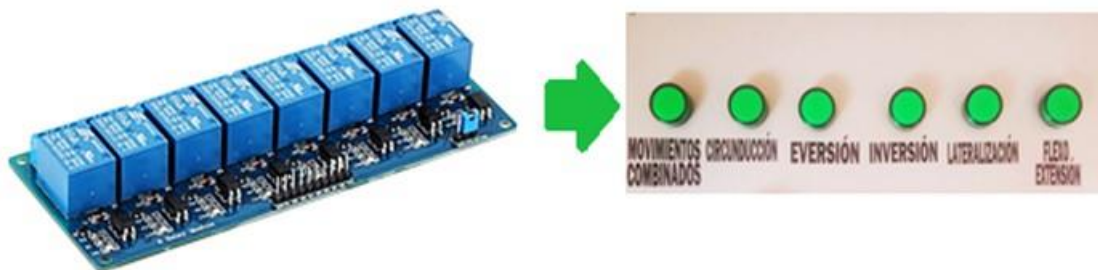


Figura 59. Módulo Relé de 8 canales

3.3.3 Programación de la Tarjeta controladora Arduino Mega

El proceso de programación de la tarjeta controladora se inicia con la declaración de librerías, variables y asignación de pines de entradas y salidas, el proceso continúa con la comunicación entre el módulo bluetooth y arduino, una vez definida la comunicación se procede a realizar y definir las funciones acordes con los tipos de movimientos, dichas funciones serán llamadas y ejecutadas por los datos recibidos del módulo bluetooth.

a) Asignación de pines de entrada y salida

En la *Figura 60* se muestra la declaración de variables y pines, en donde la declaración de variables globales como es el caso de la velocidad de los motores, variables independientes, como

también la distribución de pines y la declaración de constantes. La asignación de pines: como entradas los finales de carrera (SW1, SW2) y pines de salida para el módulo de relé (IN1-IN6), para el driver A4988 del motor a pasos Nema 17 (dirección, step y reset) y del driver ST-7128 para el motor Nema 23 (dirección +, pulsos +).

```

#define VELOCIDADG 1200
#define VELOCIDADP 1700
int steps = 9;
int dirp = 8;
int reset = 10;
int dirg=3;
int pul=4;
int lamp1=52;
int lamp2=50;
int lamp3=48;
int lamp5=46;
int lamp4=44;
int lamp6=42;
int sw1=34;
int sw2=32;
char c;
int x = 0;
int aux;
String readString;
int cont=0;
int aux2=0;
// Velocidad de comunicacion //
Serial.begin(9600);
// Declaracion Pines como Salida ,
pinMode(steps, OUTPUT);
pinMode(dirp, OUTPUT);
pinMode(reset, OUTPUT);
pinMode(dirg, OUTPUT);
pinMode(pul, OUTPUT);
pinMode(lamp1, OUTPUT);
pinMode(lamp2, OUTPUT);
pinMode(lamp3, OUTPUT);
pinMode(lamp4, OUTPUT);
pinMode(lamp5, OUTPUT);
pinMode(lamp6, OUTPUT);
// Declaracion Pines como Entrada
pinMode(sw1, INPUT);
pinMode(sw2, INPUT);

```

a) Variables globales

b) Variables globales

Figura 60. Declaración de variables y pines

b) Comunicación Bluetooth-Arduino

La comunicación Bluetooth-Arduino se realiza a través de los pines RXD y TXD mediante la conexión Arduino Mega y Módulo Bluetooth HC-06, como se muestra en la *Figura 61*.



Figura 61. Conexión Arduino-Bluetooth

La velocidad de la comunicación serial es 9600 baudios. En la *Figura 62* se presenta la estructura de comunicación serial, y la adquisición de los valores recibidos por modulo bluetooth almacenados en las diferentes variables que posteriormente serán comparadas.

```
// Estructura de Comunicacion //
if (Serial.available())
{
  aux = Serial.read();
  Serial.println(aux);
  if ((aux > 47 && aux < 58))
  {
    x = (int)aux - 48;          // x variable que adquiere el valor numerico
  }
  else
  {
    if (aux > 64 && aux < 91)
      c = aux;                // C variable en la que se guarda la letra
  }
  Serial.flush();
}
```

Figura 62. Estructura Comunicación Serial

c) Cálculo de número de pasos de recorrido

Para la creación de las funciones de los diferentes tipos de movimientos es necesarios contar con la precisión del número de pasos que requieren los motores para realizar dichas acciones. Mediante la activación del Motor 1 (Nema 17) se ejecuta el recorrido del carro móvil por el husillo trapezoidal, el cual se efectúa mediante número determinado de pasos, ejecutando así un movimiento lineal, en la *Figura 63* se indica la referencia de recorrido del carro móvil.

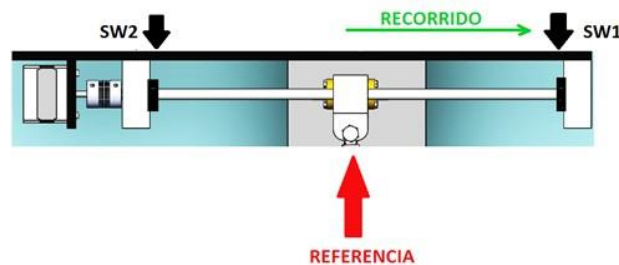


Figura 63. Recorrido del husillo de bolas

Por cada revolución del Motor Nema 17 el carro avanza 8mm, y una revolución del motor necesita 200 pasos. Se calcula experimentalmente el número de pasos, en la Tabla 24 se muestra el número de pasos de los motores, tipo de movimiento, el nivel que representa al rango de movilidad, siendo el nivel 1 rango de movilidad lento, nivel 2 movilidad moderado y el nivel 3 movilidad Rápido dependiendo del tipo de movimiento se establecerá el ángulo de movilidad.

Tabla 24

Número de pasos

Movimientos	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3
Lateralización	M1-1600 pasos →	M1-2500 pasos →	M1-3100 pasos →
	M1-3200 pasos ←	M1-5000 pasos ←	M1-6200 pasos ←
	M1-1600 pasos →	M1-2500 pasos →	M1-3100 pasos →
	Rango →25°, ← 25°	Rango →30°, ←30°	Rango → 35°, ← 35°
Flexo-Extensión	M2-2400 pasos ↻	M2-2400 pasos ↻	M2-2400 pasos ↻
	M1-2000 pasos ↑	M1-2150 pasos ↑	M1-2300 pasos ↑
	M1-3200 pasos ↓	M1-4900pasos ↓	M1-5510 pasos ↓
	M1-1200 pasos ↑	M1-2750 pasos ↑	M1-1200 pasos ↑
	M2-2400 pasos ↻	M2-2400 pasos ↻	M2-3210 pasos ↻
	Rango ↑20°, ↓30°	Rango ↑25° ↓ 40°	Rango ↑ 30°, ↓50°
Inversión	M1-1600 pasos ←	M1-2500 pasos ←	M1-3100 pasos ←
	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻
	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻
	M1-1600 pasos →	M1-2500 pasos →	M1-3100 pasos →
	Rango ↻35°	Rango ↻40°	Rango ↻ 45°
Eversión	M1-1600 pasos →	M1-2500 pasos →	M1-3100 pasos →
	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻
	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻	M2-2308 pasos ↻
	M1-1600 pasos ←	M1-2500 pasos ←	M1-3100 pasos ←
	Rango ↻ 35°	Rango ↻ 35°	Rango ↻ 35°
Circunducción	M1-1600 pasos →	M1-1600 pasos →	M1-1600 pasos →
	M2-9230 pasos ↻	M2-9230 pasos ↻	M2-9230 pasos ↻
	M2-9230 pasos ↻	M2-9230 pasos ↻	M2-9230 pasos ↻
	M1-1600 pasos ←	M1-1600 pasos ←	M1-1600 pasos ←

Nota: Movimiento Horizontal Izquierdo ← Movimiento Horizontal Derecho →
 Movimiento circular Horario ↻ Movimiento circular Anti-Horario ↻
 Movimiento Vertical Arriba ↑ Movimiento Vertical Abajo ↓

d) Creación de funciones

El programa está formado por seis funciones de las cuales cinco corresponden a los ejercicios de rehabilitación y uno a una determinada secuencia que engloba a los ejercicios propuestos, en la *Figura 64* indica una de las funciones de movimiento (Lateralización). Siendo esta función una de las más utilizadas en todos los ejercicios.

```

void lateralizacion ()
{
    while (cont < x)
    {
        if(digitalRead(sw1) == LOW )
        {
            cont++;
        }
        while (digitalRead(sw1) == LOW )
        {
            digitalWrite(reset, HIGH);
            digitalWrite(dirp, HIGH);
            digitalWrite(steps, HIGH);
            digitalWrite(steps, LOW);
            delayMicroseconds(VELOCIDADP);
        }
        while (digitalRead(sw2) == LOW )
        {
            digitalWrite(reset, HIGH);
            digitalWrite(dirp, LOW);
            digitalWrite(steps, HIGH);
            digitalWrite(steps, LOW);
            delayMicroseconds(VELOCIDADP);
        }
    }
}

```

Figura 64. Función de lateralización

En el Anexo H se indica la programación completa para cada tipo de movimiento.

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN

En el presente capítulo se detalla la fase de construcción e implementación del sistema mecánico y electrónico que forman parte del equipo de rehabilitación. A partir de la adquisición del material ASTM A-36, se procede a realizar la construcción de cada una de las partes mecánicas, para lo cual se utiliza una cortadora de acero, taladro y una soldadora MIG, además cada una de las partes son sometidas al proceso de pintura electroestática, finalmente la parte electrónica es implementada en una caja de control en donde se encuentran los componentes seleccionados en los capítulos anteriores.

4.1 Componentes

4.1.1 Asiento regulable

Los tres eslabones fijos y el eslabón móvil se adaptan a la base de la máquina y la base del asiento, mediante cuatro pernos de 5 pulgadas ajustadas por unas tuercas de seguridad, en la *Figura 65* se muestra el asiento ensamblado.

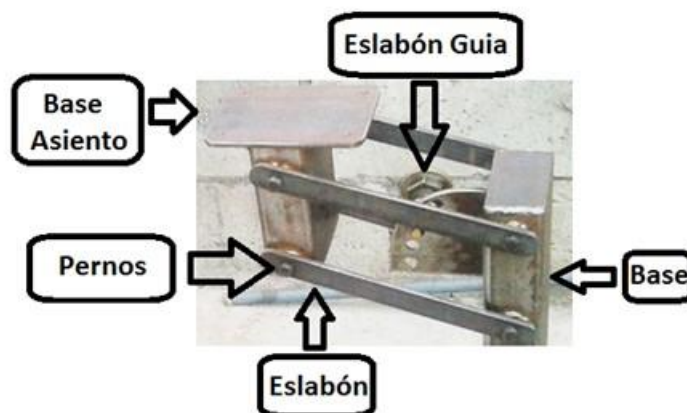


Figura 65. Estructura asiento

Con la estructura del asiento regulable ensamblada y lijada se procede a pintarla mediante la utilización de la pintura electroestática, para posteriormente adaptar y fijar el asiento, el mismo que está constituido por una tabla triple de 12 líneas, agujerados y traspasados 4 pernos para posteriormente ser tapizado con una esponja de 10 cm de alto, el mismo que se empotra y se ajusta a la base del asiento móvil como indica la *Figura 66*.



Figura 66. Asiento regulable

4.1.2 Base de pie

La *figura 68* muestra el proceso de la construcción de la base del pie que empieza con: (a) proceso de doblado en forma de U de la platina de 3 pulgadas, tomando la forma del talón, la misma que se suelda a la base del pie constituida por una platina de $5/8 \times 1/4$ de pulgada, (b) proceso de lijado y de pulido para obtener un buen acabado, (c) proceso de pintado, finalmente (d) proceso de recubrimiento para la protección y comodidad del paciente, como indica la *Figura 67*.





c) Proceso de pintado

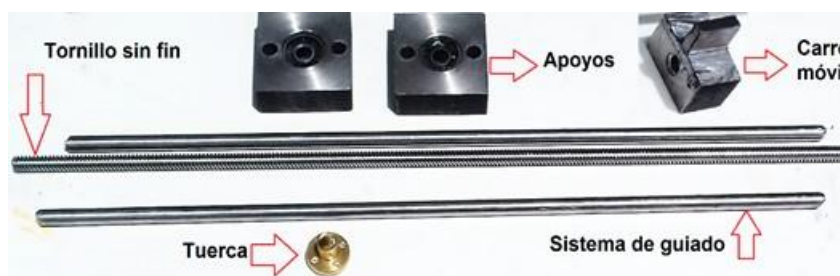


d) Proceso de recubrimiento

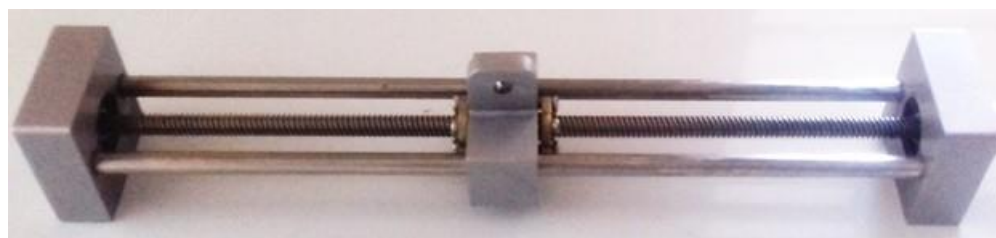
Figura 67. Asiento regulable

4.1.3 Mecanismo Husillo trapezoidal

El mecanismo de husillo trapezoidal está constituido por dos tuercas, dos apoyos, un carro móvil, dos ejes, un tornillo sin fin, como se muestra en la *Figura 68*.

**Figura 68.** Partes mecanismo husillo de bolas

Las dos tuercas son colocadas en el extremo del carro móvil, en el mismo que sobrepasan los ejes y el tornillo sin fin, todo esto empotrados en los apoyos, en los cuales se encuentran dos rodamientos para que actúe el tornillo sin, como se muestra en la *Figura 69*. El ensamble será colocado al plato giratorio, sujetos por seis tornillos M4.

**Figura 69.** Ensamble mecanismo husillo de bolas

4.1.4 Base

Una de las partes principales es la construcción de la base, en la cual van ir incorporados las demás partes mecánicas y electrónicas. En la *Figura 70* se indica la construcción y la etapa final de la base.



a) Cortado de material



b) Soldado



c) Lijado



d) Pintado

Figura 70. Construcción de base

4.2 Parte Electrónica

La parte electrónica que está constituida por todos los elementos ya sean motores a pasos, Drives, tarjeta controladora, fuente de alimentación, módulo de relés, módulo bluetooth, luces

piloto, borneras, paro de emergencia y Switch, se les distribuyó en dos partes como son el tablero de control y caja de control eléctrico.

4.2.1 Tablero de Control

El tablero de control es el encargado de encender, de parar e indicar los diferentes movimientos que se esté ejecutando. Por lo cual está constituido por siete luces piloto de 22mm de diámetro, un paro de emergencia y switch. Todos estos elementos son colocados sobre una lámina de acero de 400mmx250mmx2mm sobrepuesta sobre una caja de acero y ajustada mediante cuatro tornillos M4 tal como se indica en el proceso de la *Figura 71*.



a) Construcción de caja



b) Colocación de lámina de acero



c) Ensamble



d) Sujeción y etiquetado

Figura 71. Tablero de control

4.2.2 Caja de Control Eléctrico

El tablero principal es el encargado de albergar los elementos electrónicos que requiere el equipo de rehabilitación, el proceso de implementación inicia al fijar la tarjeta controladora al tablero principal debido a que alrededor de la misma se coloca los demás dispositivos electrónicos tales como la fuente de alimentación, los drivers de los motores, el módulo de relés y las borneras de conexión. Una vez colocada todos los elementos se prosigue a etiquetar los componentes, para ser colocados en el interior del gabinete, finalmente el mismo es sujetado a la parte inferior de la base de la máquina mediante 4 pernos como se indica en la *Figura 72*.



a) Sujeción de componentes



b) Etiquetado



c) Ensamble

Figura 72. Caja de Control Eléctrico

4.3 Ensamble final

En la *Figura 73* se puede apreciar el equipo de rehabilitación perfectamente ensamblado, con sus respectivas especificaciones técnicas.

REHABILITADOR DE TOBILLO	
DIMENSIONES	
Largo	:150 cm
Ancho	:60 cm
Alto	:102 cm
Peso neto	:71 kg
ESPECIFICACIONES GENERALES	
Voltaje	:120 v
Frecuencia	:60HZ
Corriente	:8A
Potencia Nominal	:840Watts/7Amp
Potencia Max.	:2KWatts/15Amp
Nivel de ruido	:67 db@1m
MOTOR ROTACIONAL	
Tipo de motor	:paso a paso bipolar
Serie	: Nema 23
ngulo de paso	:0.039 grados
Peso	: 2.3kg
Relación de engranaje	:47:1
Voltaje	:24V DC
Torque Max	:60N
MOTOR LONGITUDINAL	
Tipo de motor	: paso a paso bipolar
Serie	: Nema 17
ngulo de paso	:1.8 grados
Peso	: 2.85g
Voltaje:	: 12V DC
Torque Max.	: 3.7 kg-cm
USUARIO	
Peso Máximo	:95.5 kg
Altura Máxima	:1.90 m
Altura Mínima	:1.50 m
Edad mínima	:15 años
Peso Máximo Pie	:10 kg
Longitud Max Pie	:28 cm
Longitud Min Pie	:23 cm
Ancho Max Pie	:13 cm
Ancho Min Pie	:7 cm
CONDICIONES DE OPERACIÓN	
Alcance Max Bluetooth	:10 metros
Sistema Operativo:	: Android



La función es rehabilitar el tobillo mejorando el rango de movilidad con la ejecución de movimientos tales como: flexo-extensión, lateralización, inversión y eversión, además permite el fortalecimiento del mismo, mediante la ejecución de movimientos de circunducción con o sin resistencia, controlando el número de repeticiones a diferentes velocidades.



Figura 73. Caja de Control Eléctrico

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 Introducción

El presente capítulo describe las pruebas realizadas en cada uno de los sistemas que conforman el equipo de rehabilitación de tobillo, pruebas tales como: conectividad de la aplicación y pruebas de funcionamiento sin carga como también con carga del equipo de rehabilitación, con el fin de garantizar su correcta funcionalidad. Finalmente se validará la hipótesis planteada, mediante el método de Chi-cuadrado, el mismo que permite determinar si dos variables están relacionadas o no, permitiendo dar validez a la hipótesis planteada en el proyecto.

5.1 Pruebas de Conectividad










En esta sección se realizará las pruebas correspondientes a la compatibilidad de la aplicación, conectividad y transferencia de datos del dispositivo móvil con el equipo.

5.1.1 Compatibilidad de la aplicación

Como motivo de prueba la aplicación fue instalada en diferentes dispositivos móviles con el sistema operativo Android, tales como: Samsung Galaxi S7 Edge, y Huawei Y5. Como se puede apreciar se ha utilizado para la prueba dos celulares de diferente marca para comprobar que las pantallas de la aplicación se ajustan a las características propias de cada dispositivo. En la Tabla 25 se muestra la evaluación de las pantallas diseñadas con las pantallas obtenidas en los diferentes dispositivos.

Tabla 25

Evaluación de pantallas

Pantalla Esperada	Pantalla Obtenida Galaxi S7 Edge	Pantalla Obtenida Huawei Y5	Evaluación
Bienvenida 			Aprobada
Instrucciones 			Aprobada
Principal 			Aprobada

5.1.2 Transferencia de datos

Mediante el puerto serial de arduino Tx y Rx se enlaza el equipo con el dispositivo móvil mediante vía bluetooth. El dispositivo móvil envía diferentes caracteres y números al equipo de

rehabilitación que mediante la tarjeta controladora ejecutará diferentes funciones correspondientes a cada movimiento. Al ingresar a cualquiera de los ejercicios se conecta automáticamente al bluetooth, cuando el dispositivo se encuentra vinculado con el bluetooth en la aplicación se desplaza un mensaje con la palabra “conectado” como se muestra en la *Figura 74*.



Figura 74. Mensaje de conexión

Al presionar el botón ejecutar se envía un carácter numérico con el número de repeticiones y la letra correspondiente al movimiento de ejecución, en la Tabla 26 se muestran los resultados realizados al ingresar a cada uno de los ejercicios y digitar un número al azar de repeticiones.

Tabla 26

Prueba de transmisión de datos

Datos Enviados (Aplicación)		Datos recibidos (Arduino)		Evaluación
Dato Enviado	Repeticiones	Dato Enviado	Repeticiones	Observaciones
F	2	-	-	Incorrecto (Falla de pulsación)
L	3	L	3	Correcto
I	4	I	4	Correcto
E	10	E	10	Correcto
H	8	H	8	Correcto
N	15	N	15	Correcto

En la Tabla 26 se puede observar que en el movimiento de flexo-extensión correspondiente al carácter “F”, existe una falla de digitación del usuario al momento de pulsar el botón ejecutar, por tal razón los datos no se enviaron, por ende, se procede a aumentar en la aplicación un aviso de ejecución. En la *Figura 75* se muestra el aviso de ejecución con el mensaje (Iniciando movimiento) en la aplicación, y a su vez se comprueba que los datos son recibidos mediante el monitor serie de Arduino.



Figura 75. Mensaje de ejecución

5.1.3 Alcance Bluetooth

Para comprobar el alcance que posee el bluetooth del dispositivo con respecto al equipo de rehabilitación, se procede a vincular estos dispositivos a diferentes distancias, tal como se muestra en la *Figura 76*.



Figura 76. Alcance de Bluetooth

En la *Figura 76* se aprecia que a la distancia de 9 metros a la redonda el equipo de rehabilitación se vincula con dispositivo móvil, a partir de esa distancia el equipo tiende a tener dificultades de conectividad.

5.2 Pruebas de funcionamiento

5.2.1 Prueba sin carga


En esta sección se realiza las pruebas de los movimientos sin carga, es decir sin colocar el pie, para determinar que cumpla con los parámetros que requiere la rehabilitación como es el caso de los ejes de movimiento, los rangos de movilidad, el cumplimiento del número de repeticiones, velocidades y la activación de los indicadores de acuerdo con cada tipo de movimiento.

a) Ejes de movimiento

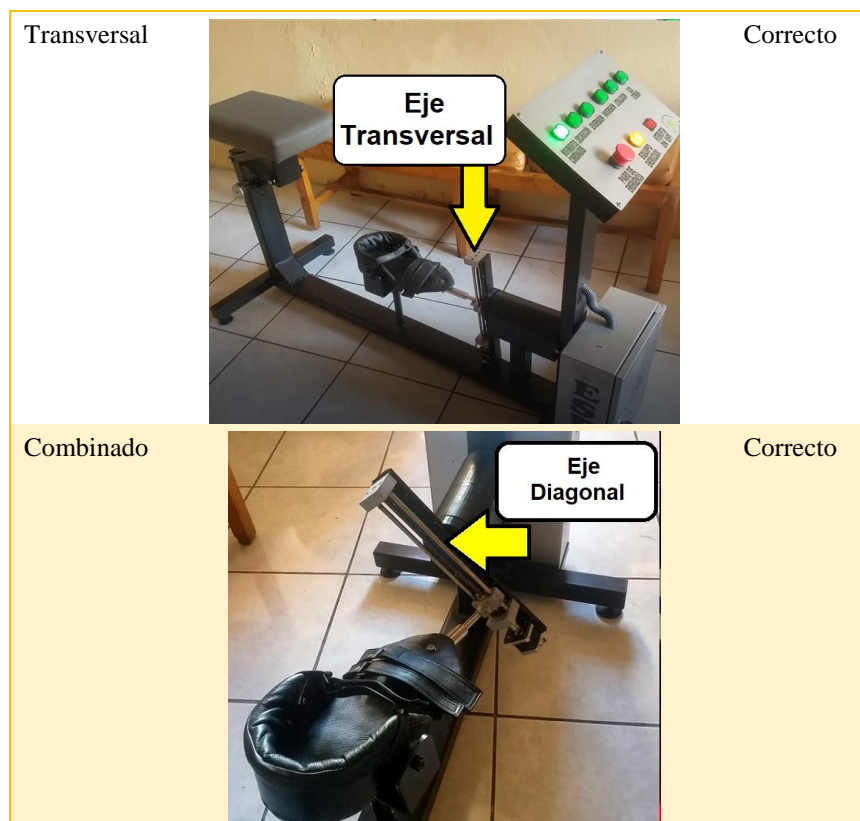
En la *Tabla 27* se observa los diferentes ejes de movimiento en el que se mueve el eje rotacional del equipo de rehabilitación, los mismos que permiten la realización de los movimientos de rehabilitación.

Tabla 27

Prueba de ejes de movimiento

Eje	Posición de ejes	Evaluación
Longitudinal		Correcto

CONTINÚA 






La Tabla 27 indica que los ejes están aptos para la ejecución de los movimientos como en el caso del eje longitudinal se realiza el movimiento de lateralización, en el eje transversal el movimiento de flexo-extensión y en el eje diagonal el movimiento combinado.

- **Rangos de movilidad**

Es determinante y crucial no sobrepasar la amplitud de los movimientos articulares establecidos en la (Sección 1.2.1), mediante el empleo de la aplicación Angle_meter se verifica los ángulos empleados para cada movimiento, en la Tabla 28 se muestra los ángulos medidos en cada ejercicio.

Tabla 28*Prueba de rango de movimiento*

Movimiento	Rango	Ángulo medido	Evaluación
Flexión Extensión	20°-30° 30°-50°		Ángulo de flexión fuera de límite.
Lateralización	35°-45°		Ángulo dentro de límite
Inversión	0-52°		Ángulo dentro de límite

Como se puede observar en la Tabla 28, el movimiento de flexión no cumple con el ángulo correspondiente al rango de movimiento, por tal razón se procede a cambiar en de la programación el número de pasos del motor nema 17, para que recorra 8 cm que equivale a 28° que se encuentra dentro del rango permitido.

c) Fases de fortalecimiento

Se implementó tres tipos de fortalecimiento: lento, moderado y rápido cada uno con una velocidad diferente. La Tabla 29 muestra los resultados de la prueba con repeticiones al azar con

cada una de las velocidades para los diferentes movimientos, además se indica el nivel de ruido que genera en el cambio de velocidades.

Tabla 29

Prueba de fases de fortalecimiento

Movimientos	Fase	Repeticiones	Velocidades	Nivel de ruido
Flexo-extensión	Lenta	5	< velocidad motor Nema 17	52 db
Lateralización	Moderada	10	velocidad media motor Nema 17	45 db
Inversión	Rápida	8	>velocidad motor Nema 23	30 db
Eversión	Lenta	6	< velocidad motor Nema 23	45 db
Circunducción	Moderada	8	velocidad media motor Nema 23	60 db
Combinados	Moderada	2	Velocidad media motor Nema 17 y 23	78db

d) Indicadores

Los diferentes indicadores de movimiento están correlacionados con el ejercicio a realizar, como se muestra en la *Figura 77*.

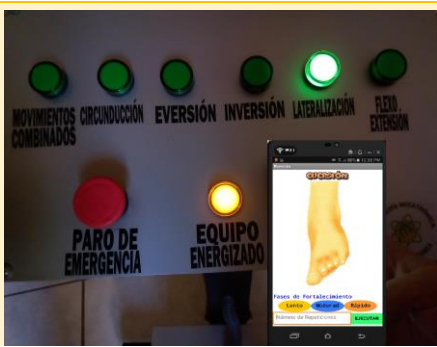



Figura 77. Indicadores de movimiento

Al ejecutar las pruebas en vacío se pudo determinar que dos de los indicadores se encontraban conectados en posiciones diferentes por lo que se realizó el cambio respectivo, tal como se muestra en la Tabla 30.

Tabla 30

Activación de Indicadores

Movimientos	Indicadores	Evaluación
Eversión		Incorrecto
Lateralización		Correcto

Al momento de ejecutar el movimiento de eversión se energiza el indicador de lateralización, por causa de declaración de pines de manera errónea.

5.2.2 Prueba con carga

Para la ejecución de pruebas con carga, interviene tres personas de diferente contextura, quienes serán sometidas a diferentes pruebas tales como el posicionamiento del asiento regulable, la colocación del pie y la ejecución de los movimientos con diferentes números de repeticiones.

Requerimientos de la prueba

- Personas con diferentes contexturas
- Equipo de Rehabilitación
- Dispositivo móvil con sistema operativo Android (Huawei Y5)
- Aplicación móvil Rehabilitador Tobillo

La Tabla 31 indica la información de la contextura de las diferentes personas sometidas a la prueba, como edad, peso, estatura general, y tamaño del pie.

Tabla 31

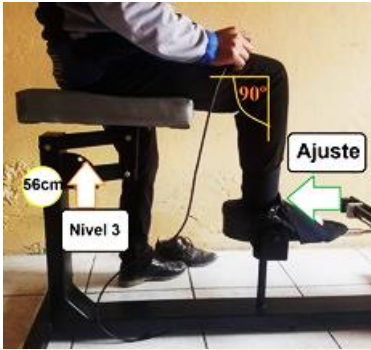
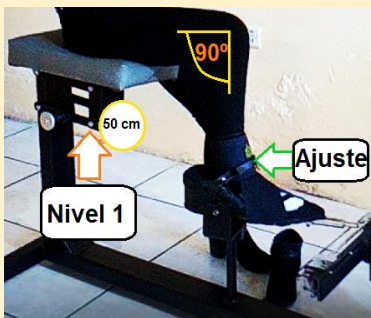

Información de contextura

Parámetros	Persona A	Persona B	Persona C
Edad (años)	27	25	30
Sexo	Masculino	Femenino	Masculino
Peso (kg)	88	54	94
Estatura general (m)	1,78	1,56	1,70
Tamaño del pie (cm)	26	22	25

Para la correcta ejecución de los movimientos es esencial optar una buena posición tanto de la pierna como del pie, es por ello que la prueba empieza con la regulación del asiento correspondiente a la altura de cada persona, además la pierna y ante pierna deben ser colocadas a 90° para que el pie y el tobillo puedan ser sujetados. En la Tabla 32 se observa que la regulación del asiento se realizó en tres niveles diferentes para cada persona, de esta manera se logra la comodidad de cada persona.

Tabla 32

Posicionamiento del paciente


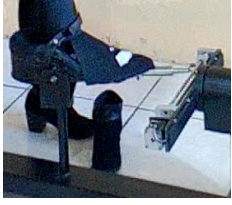

Posicionamiento de la persona	Evaluación		
	Asiento	Pie	Sujeciones
	✓	✓	✓
	✓	✓	✓
	✓	✓	✓

Una vez realizado el posicionamiento de la persona, se enciende el equipo de rehabilitación y se vincula el dispositivo móvil con el Bluetooth H-06 (Reha_Tobillo). Se ejecuta la aplicación y se escoge el movimiento que desea realizar, en dicha pantalla aparece el mensaje “Conectado” lo que

significa que está listo para hacer uso de la aplicación móvil, luego se procesa a digitar el número de repeticiones, escoger la fase de fortalecimiento y presionar el botón ejecutar. Cada una de las personas fueron sometidas diferentes tipos de movimiento, velocidades y número de repeticiones como se indica en la Tabla 33, con los cuales se puede analizar diferentes puntos de vista de acuerdo al funcionamiento del equipo.

Tabla 33

Prueba de funcionamiento

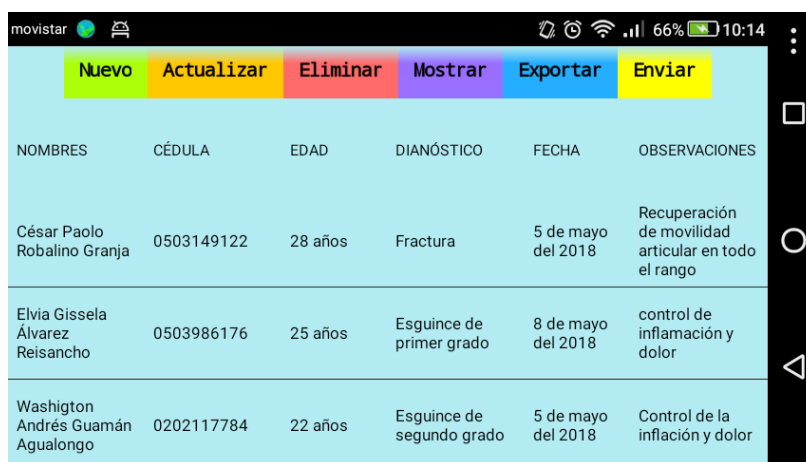
Ilustración	Movimiento	Velocidad	Repeticiones
	Inversión	Lenta	5
	Circunducción	Moderada	8
	Combinado	Rápida	10
	Lateralización	Moderada	8
	Eversión	Rápida	9
	Flexo-extensión	Lenta	12
	Lateralización	Moderada	6
	Inversión	Rápida	15

5.2.3 Pruebas con personas con lesión de tobillo

Una vez que se determinó que el rehabilitador es seguro, cumple con todos los movimientos establecidos, además efectúa los rangos de movimientos correctos y realiza las repeticiones a diferentes velocidades sin ningún problema, se procede a realizar las pruebas en el “Centro de Fisioterapia y Medicina Alternativa Fisiocenter”, ubicado en la Ciudad de Guaranda provincia de

Bolívar, para el desarrollo de las pruebas se escoge a tres personas que tienen una lesión diferente en el tobillo.

La *Figura 78* se indica el registro de los datos de los pacientes ingresados por el fisioterapeuta, en el cual se muestra el nombre, edad, fecha, diagnóstico y observaciones.



NOMBRES	CÉDULA	EDAD	DIANÓSTICO	FECHA	OBSERVACIONES
César Paolo Robalino Granja	0503149122	28 años	Fractura	5 de mayo del 2018	Recuperación de movilidad articular en todo el rango
Elvia Gissela Álvarez Reisancho	0503986176	25 años	Esguince de primer grado	8 de mayo del 2018	control de inflamación y dolor
Washigton Andrés Guamán Agualongo	0202117784	22 años	Esguince de segundo grado	5 de mayo del 2018	Control de la inflamación y dolor

Figura 78. Registro de datos App Rehabilitador Tobillo

El proceso de rehabilitación empieza con la recuperación del rango de movimiento se realiza movimientos individuales sin resistencia. Al recuperar la movilidad, empieza la etapa de fortalecimiento, en el cual se realiza movimientos de circunducción y movimientos combinados con y sin resistencia.

- **Esguince de tobillo grado 1**

La paciente que se muestra en la *Figura 79* sufre de esguince de tobillo de primer grado, dicha lesión fue provocado al dirigirse a su área de trabajo, al tropezar y pisar de manera inadecuada al estar utilizando zapatos de tacos. El tratamiento de rehabilitación inicia después de haber transcurrido 1 semana del proceso de desinflamación y control de dolor con un rango de movilidad mínima.



Figura 79. Persona con esguince grado 1

La Tabla 34 muestra el programa de rehabilitación que comprende el número de semanas, número de sesiones, tipos de movimientos, número de repeticiones, nivel de movilidad y resistencia aplicada de acuerdo a la evolución que presenta el paciente.

Tabla 34

Programa de Rehabilitación (Paciente 1)

Semanas	Movimientos	Resistencia	Nivel	Repeticiones	Recuperación	
Semana 2	Sesión 1	Flexo- extensión, Lateralización, Inversión, Eversión	-	1	5-10	Rango de movilidad
	Sesión 2	Flexo- extensión, Lateralización, Inversión, Eversión	-	2	10-15	Rango de movilidad
	Sesión 3	Combinados Circunducción	-	3	8 15	Fortalecimiento
Semana 3	Sesión 1	Combinados Circunducción	- 1kg	3	8 20	Fortalecimiento
	Sesión 2	Recuperación de la coordinación y el equilibrio				

- **Fractura de tobillo**

El paciente que se muestra en la *Figura 80* sufrió de una fractura de tobillo, dicha lesión fue provocado al practicar deportes extremos “drift trike”. El tratamiento de rehabilitación inicia después de haber transcurrido 2 meses, que se termina el proceso de inmovilización, control de inflamación y dolor.



Figura 80. Paciente con Fractura de tobillo

La recuperación del paciente por fractura de tobillo al ser un caso más delicado requiere más tiempo de rehabilitación, debido al tiempo de inmovilidad que tuvo el tobillo, la Tabla 35 muestra el período de rehabilitación.

Tabla 35

Programa de Rehabilitación (Paciente 2)

Semanas	Sesión	Movimientos	Resistencia	Nivel	Repeticiones	Recuperación
Semana 1	Sesión 1	Flexo-extensión	-	1	3	Rango de movilidad
	Sesión 2	Lateralización,	-	1	3	Rango de movilidad
	Sesión 3	Flexo-extensión, Lateralización,	-	1	5	Rango de movilidad

CONTINÚA

Semana 2	Sesión 1	Inversión, Eversión	-	1	4	Rango de movilidad
	Sesión 2	Flexo-extensión, Lateralización, Inversión, Eversión	-	1	10	Rango de movilidad
	Sesión 3	Flexo-extensión	-	2	8	Rango de movilidad
Semana 3	Sesión 1	Lateralización Flexo-extensión	-	2	8	Rango de movilidad
	Sesión 2	Inversión, Eversión Lateralización	-	2	10	Rango de movilidad
	Sesión 3	Combinados	-	2	12	Rango de movilidad
Semana 4	Sesión 1	Combinados	-	2	12	Fortalecimiento
	Sesión 2	Combinados	-	2	15	Fortalecimiento
	Sesión 3	Combinados Circunducción	- -	3	22	Fortalecimiento
Semana 5	Sesión 1	Combinados Circunducción	- 1kg	3	8 12	Fortalecimiento
	Sesión 2	Combinados Circunducción	- 2kg	3	8 15	Fortalecimiento
	Sesión 3	Combinados Circunducción	- 3kg	3	8 20	Fortalecimiento
Semana 6	Sesión 1	Combinados Circunducción	- 4kg	3	8 12	Fortalecimiento
	Sesión 2	Combinados Circunducción	- 4kg	3	8 20	Fortalecimiento
	Sesión 3	Recuperación de la coordinación y el equilibrio				

- **Esguince de tobillo grado 2**

El paciente que se muestra en la *Figura 81* sufre de esguince de tobillo de segundo grado, dicha lesión fue provocado en un partido de fútbol, mediante una infracción de un jugador del equipo contrario. El tratamiento de rehabilitación inicia después de haber transcurrido 1 semana en el que se termina el proceso de desinflamación y control de dolor con un rango de movilidad mínima.

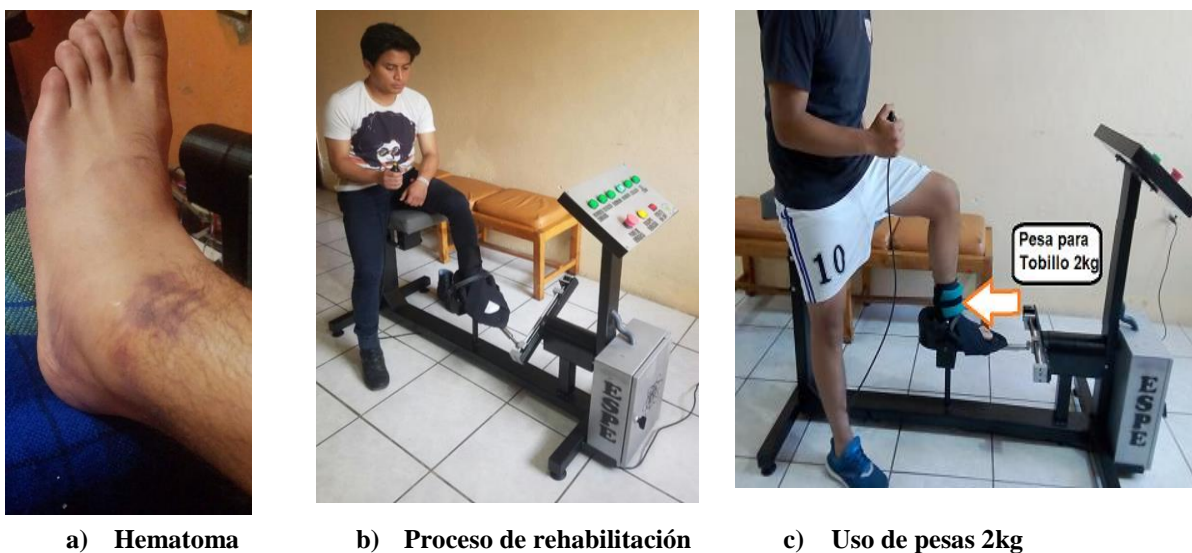


Figura 81. Paciente con esguince grado 2

La Tabla 36 muestra el programa de rehabilitación del paciente de esguince de tobillo grado 2.

Tabla 36

Programa de Rehabilitación (Paciente 3)

Semanas		Movimientos	Resistencia	Nivel	#R	Recuperación
Semana 1	Sesión 1	Flexo-extensión Lateralización,	-	1	3	Rango de movilidad
	Sesión 2	Flexo-extensión, Lateralización,	-	1	8	Rango de movilidad
	Sesión 3	Inversión, Eversión	-	1	5	Rango de movilidad
Semana 2	Sesión 1	Flexo-extensión, Lateralización, Inversión, Eversión	-	2	7	Rango de movilidad
	Sesión 2	Flexo-extensión, Lateralización	-	2	15	Rango de movilidad
	Sesión 3	Lateralización Inversión, Eversión Flexo-extensión	-	2	8	Rango de movilidad
Semana 3	Sesión 1	Combinados Circunducción	- -	3	6 8	Fortalecimiento
	Sesión 2	Combinados Circunducción	- 2kg	3	8 8	Fortalecimiento

CONTINUA

Semana 4	Sesión 3	Combinados	-	3	8	Fortalecimiento
		Circunducción	2kg		12	
	Sesión 1	Combinados	-	3	8	Fortalecimiento
		Circunducción	4kg		15	
	Sesión 2	Combinados	-	3	8	Fortalecimiento
		Circunducción	4 kg		22	
Sesión 3	Recuperación de la coordinación y el equilibrio					

- **Test de Rango de movilidad**

Para valorar el rango de movilidad, se realiza mediante la medición del ángulo formado en el movimiento de flexión dorsal y plantar del tobillo al momento de tener contacto del talón con el suelo durante el ciclo de la marcha (Galván, Zavala-Yoe, & Ramirez, 2015), en la *Figura 82* se muestra al paciente1 realizando el proceso de marcha.



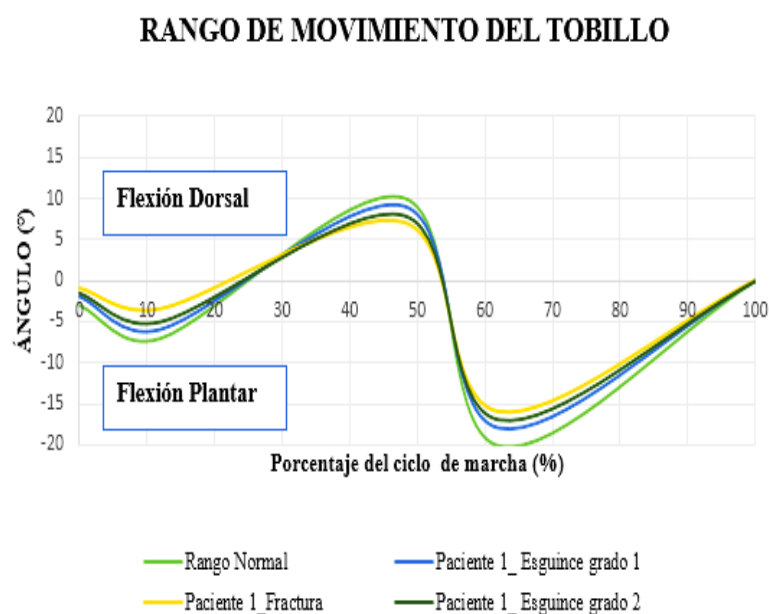
Figura 82. Test rango de movilidad paciente 1

En la Tabla 37 se muestra el porcentaje de la marcha vs el ángulo medido de una persona sin ninguna patología y de los pacientes que realizaron la rehabilitación.

Tabla 37*Test de Rango de movilidad*

Movimiento	Persona sin Patología		Personas con rehabilitación		
	% Marcha	Ángulos	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
Flexión plantar	0	-3	-2	-1	-1,5
Flexión dorsal	12	-7	-6	-3,5	-5
Flexión plantar	48	10	9	7	8
Flexión dorsal	62	-20	-18	-16	-17

La *Figura 83*, describe la gráfica de los ángulos obtenidos de los pacientes que realizaron la rehabilitación, en la que se observa que los ángulos medidos se aproximan a los valores de ángulos formados por la persona sin ninguna patología.

**Figura 83.** Rango de movimiento del tobillo

- **Test de fortalecimiento muscular**

Para valorar el fortalecimiento muscular del tobillo se lo hace mediante observación efectuada por el fisioterapeuta en donde el paciente eleva el talón del suelo repetidamente (forma activa),

completando la amplitud de la flexión plantar (0-45°), esta prueba se lo realiza de acuerdo a la escala presentado en la Tabla 38 (Avrilzhoo, 2013).

Tabla 38

Escala de valoración muscular

Grado	3	4	5
Nivel	Regular (50%)	Bien (75%)	Normal (100%)
Repeticiones	1-9	10-19	>20

Una vez conocido los rangos de valores, el fisioterapeuta procede a realizar el test de fortalecimiento muscular a cada uno de los pacientes, en la *Figura 84* se indica el test realizado por el paciente 3.



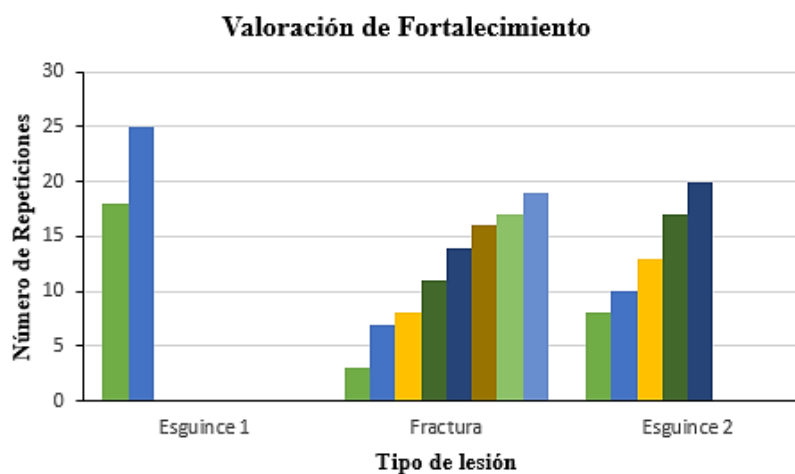
Figura 84. Test valoración muscular paciente 3

En la Tabla 39 se presenta la evolución del fortalecimiento de cada uno de los pacientes en las diferentes sesiones en las cuales se realizó el proceso de rehabilitación, en el Anexo I se adjunta el certificado otorgado por el fisioterapeuta de los resultados obtenidos en el mejoramiento de la fuerza muscular del tobillo.

Tabla 39*Valoración de Fortalecimiento Muscular*

Patología	Sesión	Repeticiones	Valoración
Esguince de grado 1	3	18	Grado 4
	4	25	Grado 5
Fractura	10	3	
	11	7	
	12	8	
	13	14	Grado 3
	14	14	
	15	16	
	16	17	
Esguince de grado 2	17	19	Grado 5
	7	8	Grado 3
	8	10	
	9	13	Grado 4
	10	17	
	11	20	Grado 5

La *Figura 85* muestra el avance en cuanto al fortalecimiento del tobillo de cada paciente rehabilitado.

**Figura 85.** Fortalecimiento muscular del tobillo

Como se observa en la *Figura 85*, los pacientes de esguince grado 1-2 obtuvieron una valoración muscular de Grado 5 (Normal), lo que significa que el fortalecimiento del tobillo se cumplió al

100%, ya que realizaron entre 20- 25 repeticiones de flexión plantar sin fatiga respectivamente, mientras que el paciente de lesión por fractura, obtuvo una valoración muscular de Grado 4 (Bien), es decir que el tobillo se fortaleció un 75%, logrando realizar 18 repeticiones de flexión plantar.

La Tabla 40, muestra una comparación de parámetros obtenidos de una rehabilitación utilizando el equipo, el método clásico (fisioterapeuta realizando movimientos pasivos) y con una persona que no realiza ningún tipo de rehabilitación, con la finalidad de conocer el impacto que causa.

Tabla 40

Cuadro comparativo de Rehabilitación

Parámetros	Equipo Rehabilitación	Rehabilitación Clásica	Sin Rehabilitación
Diagnostico	Esguince de tobillo de segundo grado		
Número de semanas de rehabilitación	4	5	-
Número de Sesiones por semana	3	3	-
Tiempo de Sesión(min)	40-60	20-45	-
Tiempo de Recuperación(días)	35	42	56

La *Figura 86* indica el tiempo de recuperación en cada uno de los tipos de rehabilitaciones, obteniendo que la utilización del equipo de rehabilitación ahorra tiempo de terapias.

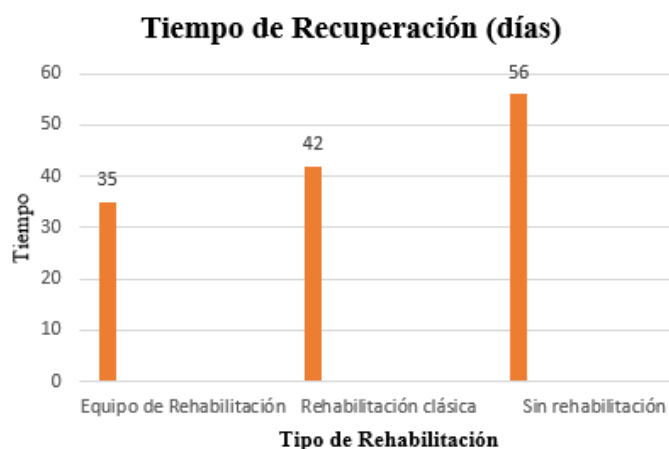


Figura 86. Tiempo de recuperación

Satisfacción del cliente

Con el fin de obtener un enfoque cuantitativo sobre la funcionalidad y operatividad del equipo de rehabilitación, se procede a realizar encuestas a 10 fisioterapeutas de distintos centros de rehabilitaciones como también a 6 pacientes que han sufrido alguna lesión en el tobillo, en el Anexo A-2 se muestra banco de preguntas con su respectiva tabulación. En cuanto al nivel de satisfacción del equipo de rehabilitación, se obtiene que:

- Los fisioterapeutas encuestados se encuentran muy satisfechos con los movimientos fijos y combinados que realiza el equipo, además que cumpla con los rangos y movimientos adecuados para ayudar con la recuperación de los rangos de movilidad y para ejercer fortalecimiento al tobillo.
- Fisioterapeutas y pacientes consideran que, si recomendarían el uso del equipo de rehabilitación a las demás personas, por el motivo que ayuda con las fases del proceso de rehabilitación, además por la comodidad y seguridad que el equipo presenta, y finalmente consideran que gracias al equipo se reduce tiempos de terapias.

5.3 Análisis de resultados

Una vez concluidas las pruebas en vacío, como las pruebas con carga y la rehabilitación con pacientes que han sufrido diferentes tipos de lesiones en el tobillo simultáneamente con la supervisión del fisioterapeuta se han obtenido los siguientes resultados.

- Mediante las pruebas realizadas al instalar y ejecutar la aplicación en diferentes dispositivos móviles de sistema operativo Android, se obtiene que las pantallas de la aplicación se ajustan

a las características propias de cada dispositivo, a lo que se refiere con la transferencia de datos y el almacenamiento, la aplicación responde de forma adecuada y con gran rapidez.

- Al finalizar las pruebas en vacío, se comprueba que cada movimiento pre establecido cumple con los rangos de movilidad expuestos por el fisioterapeuta como también cumplan con el número de repeticiones planteadas.
- En las pruebas con cargas se determina que personas de diferente estatura y peso corporal al utilizar el equipo de rehabilitación ejecutan el correcto posicionamiento de la rodilla flexionada a 90° sin ninguna incomodidad debido al asiento regulable que abarca los parámetros de altura y distancia.
- El movimiento de circunducción horaria y anti horaria, es un ejercicio relevante al momento de fortalecer el tobillo, ya que este ejercicio actúa en todos los ejes de movimiento ayudando a la activación muscular.
- Para el desarrollo de la fuerza del tobillo, se lo hace mediante el incremento de repeticiones, velocidades de las repeticiones o introduciendo pesas, es por ello que se implementó tres niveles de fortalecimiento: lento, moderado y rápido.
- El cambio de resistencia es un parámetro que se toma en cuenta en el proceso de fortalecimiento, este parámetro se lo realiza al colocar pesas de tobillo diferente peso de acuerdo a la evolución muscular, a este cambio de resistencia el equipo de rehabilitación trabaja de manera normal con un aumento irrelevante en la medición de decibeles llegado al valor 72db.

- Para aprovechar de mejor manera los recursos del equipo de rehabilitación el fisioterapeuta sugiere y pone en énfasis la colocación de niveles de velocidad y rango de movimientos en la aplicación móvil con la finalidad de que el equipo de rehabilitación además de cumplir con el fortalecimiento muscular ayude a recuperar el rango de movilidad.
- Basándose en el tiempo de recuperación el equipo de rehabilitación ayuda al paciente a recuperarse una semana de diferencia a comparación con pacientes que efectúa la rehabilitación clásica, y en un mes a pacientes sin rehabilitación.

5.4 Validación de Hipótesis

La hipótesis planteada en el proyecto es:

¿El análisis y diseño del equipo de rehabilitación para el tobillo mediante la aplicación de movimientos de circunducción controlados por un sistema móvil, ayudará al fortalecimiento postraumático del tobillo?

- **Variables Independientes**

Equipo de rehabilitación

- **Variables Dependientes**

Fortalecimiento postraumático del tobillo

Dentro de las pruebas de hipótesis, se encuentra la prueba del Chi cuadrado, la misma que permite determinar si dos variables están relacionadas o no.

- **H1 (Hipótesis alternativa):** El equipo de rehabilitación ayudará al fortalecimiento postraumático del tobillo.

- **H0 (Hipótesis nula):** El equipo de rehabilitación no ayudará al fortalecimiento postraumático del tobillo.

Una vez identificadas las hipótesis, se procede a realizar el cálculo de Chi-cuadrado, para lo cual se hace uso de los datos observados en la Tabla 39, la misma que muestra el número de repeticiones del movimiento de flexión plantar ejecutados por el paciente, la Tabla 41 muestra la frecuencia observada.

Tabla 41

Resultados de Frecuencia observada

Nº	Paciente	Si cumple	No Cumple	Repeticiones
1	Esguince de grado 1	18	7	25
2		25	0	25
3		3	22	25
4	Fractura	7	18	25
5		8	17	25
6		14	11	25
7		14	11	25
8		16	9	25
9		17	8	25
10		19	6	25
11		8	17	25
12		10	15	25
13	Esguince de grado 2	13	12	25
14		17	8	25
15		20	5	25
Suma Total		209	166	375

Una vez obtenido la frecuencia observada, se procede a calcular la frecuencia esperada con la ecuación 30.

$$E_{ij} = \frac{O_i \cdot O_j}{o} \quad \text{Ec. 30}$$

Donde:

$O_i = \text{Frecuencia Observada}$

$E_{ij} = \text{Frecuencia Esperada}$

$O = \text{Total}$

Una vez definida la fórmula se lo aplica para cada fila y columna, en la Tabla 42 se presenta los resultados de la frecuencia esperada.

Tabla 42

Resultados de Frecuencia esperada

Nº	Paciente	Si cumple	No Cumple	Repeticiones
1	Esguince de grado 1	13,93	11,07	25
2		13,93	11,07	25
3		13,93	11,07	25
4		13,93	11,07	25
5		13,93	11,07	25
6	Fractura	13,93	11,07	25
7		13,93	11,07	25
8		13,93	11,07	25
9		13,93	11,07	25
10		13,93	11,07	25
11		13,93	11,07	25
12		13,93	11,07	25
13	Esguince de grado 2	13,93	11,07	25
14		13,93	11,07	25
15		13,93	11,07	25
Suma Total		208,95	166,05	375

Con los resultados de las frecuencias observadas y esperadas, se calcula el valor del Chi-cuadrado mediante la ecuación 31.

$$X_{cal}^2 = \frac{\sum(O_{ij} - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad \text{Ec. 31}$$

$X_{cal}^2 = \text{Chi cuadrado calculado}$

$i = \text{Número de filas}$

$j = \text{Número de columnas}$

Los resultados obtenidos del cálculo del Chi cuadrado de cada columna se observa en la Tabla 43, obteniendo un total de 77,64.

Tabla 43

Resultados Chi-cuadrado

Nº	Paciente	Si cumple	No Cumple
1	Esguince de grado 1	1,19	1,49
2		8,80	11,07
3		8,58	10,79
4		3,45	4,34
5		2,52	3,18
6	Fractura	0,0004	0,0004
7		0,0004	0,0004
8		0,31	0,39
9		0,68	0,85
10		1,85	2,32
11		2,52	3,18
12		1,11	1,40
13	Esguince de grado 2	0,06	0,08
14		0,68	0,85
15		2,65	3,33
Suma Total		34,38	43,26
CHI-CUADRADO		77,64	

Después de calcular el valor de Chi-cuadrado, se calcula el grado de libertad, según la utilización de la ecuación 32.

$$v = (\text{cantidad de filas} - 1)(\text{cantidad de columnas} - 1)$$

Ec. 32

$$v = (15 - 1)(2 - 1) = 14$$

En el Anexo J se encuentra los valores de los puntos porcentuales superiores para la distribución de Chi-cuadrado. Del cual se obtiene que:

$$Xcal^2_{tabulado} = 33,319$$

Para que la hipótesis de la alternativa H_1 sea aceptada y que la hipótesis nula H_0 sea rechazada, se debe cumplir que:

$$Xcal^2 \geq Xcal^2_{tabulado}$$

$$77,64 \geq 33,319$$

Con un 95% de confiabilidad, se obtiene que el equipo de rehabilitación para tobillo tiene un alto grado de ayuda para el fortalecimiento de los músculos que albergan al tobillo, de esta manera se da validez de la hipótesis planteada, mediante la prueba de independencia del Chi cuadrado.

5.5 Análisis Económico

La Tabla 44 se detalla la cantidad y precio invertido en la adquisición de cada elemento, ya sea mecánicos, electrónico y material impreso que componen el equipo de rehabilitación.

Tabla 44

Análisis Económico

Descripción	Cantidad	Precio	
		Unitario	Total
Rodamientos de \varnothing interno = 8mm	2	1	2,00
Rodamientos de \varnothing interno = 1 in	1	3,50	3,50
Tornillo sin fin de $\varnothing = 8mm$, 300mm	1	40,00	40,00
Tuerca ACME	2	4,50	4,50
Acople flexible	1	5,00	5,00
Eje de acero inoxidable de $\varnothing = 8mm$, 300 mm	2	1,50	3,00
Eje inoxidable. 1/2 in	0,10	5,67	0,56
Eje inoxidable. 7/8 in	0,30	4,71	1,41
Eje 760 al carbono cuadrado 50x50	1,75	2,32	4,07
Tornillo inoxidable cabeza, tuercas, arandelas	-	-	5,00
Estructura de acero ASTM A-36	1	100	100,00
Base-Tablero	1	5,00	5,00

CONTINUA 

Asiento	1	15,00	15,00
Motor Nema 23 con caja reductora.	1	150	150,00
Driver ST-7128	1	50	50,00
Motor Nema 17 sin caja reductora	1	18	18,00
Driver A4988	1	5.9	5,90
Fuente DC 24V/15A	1	43,50	43,50
Arduino Mega	1	17,50	17,50
Módulo Bluetooth H-06	1	11,50	11,50
Módulo de Relés-8 canales	1	8,00	8,00
Luces Piloto	7	1,20	8,40
Paro de emergencia	1	2,00	2,00
Interruptor	1	0,50	0,50
Pulsador grande	1	0,50	0,50
Regleta de borneras	1	1,00	1,00
Cables	-	-	8,00
Caja de control eléctrico	1	40,00	40,00
Pintura electroestática	-	-	30,00
Impresiones 3D (carcasas)	-	-	100,00
Otros	-	-	30,00
TOTAL			713,84

El costo de inversión del proyecto es de \$713,84 dólares, siendo un proyecto económico comparado con el proyecto de (Cuenca & Yajamín, 2015) que su costo es de \$6115.93, además dicho proyecto no trabaja en la fase de fortalecimiento, ya que no realiza movimiento de circunducción ni combinados.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- Se ha diseñado e implementado un equipo de rehabilitación para el fortalecimiento postraumático del tobillo mediante la aplicación de movimientos de circunducción controlados por un sistema móvil.
- A partir de la utilización del Software libre App Inventor 2, se diseñó la aplicación móvil para sistema operativo Android, el mismo que contiene un menú de movimientos: flexión con un rango de movilidad de (20-30°), extensión (30-50°), lateralización (25-35°), inversión y eversión (35-45°), circunducción y movimientos combinados, además permite ingresar datos de los pacientes como: nombres, número de cédula, edad, diagnóstico, fecha y observaciones, dicho registro de datos tiene la opción de ser exportados a formato Excel y a su vez ser enviados por correo electrónico.
- El fisioterapeuta puede controlar automáticamente los ejercicios de rehabilitación desde su Smartphone, mediante la ejecución de la aplicación móvil que le permite seleccionar el tipo de movimiento y tipo de fortalecimiento comprendido en tres niveles como lento, moderado y rápido, cuyos rangos de movilidad y velocidades varían dependiendo del tipo de movimiento seleccionado, finalmente permite ingresar el número de repeticiones que desea que se ejecute el movimiento.

- Para la etapa de fortalecimiento se utiliza el movimiento de circunducción que involucra movimientos alrededor de todos los ejes de manera horaria y anti horaria, dependiendo también de la resistencia de diferente peso que se adhiera al tobillo y del número de repeticiones que se realice se logra recuperar la fuerza del tobillo previamente perdida por lesión o fractura, además actúa también en la recuperación del rango de movilidad en todos sus planos y ejes, realizando movimientos como flexo-extensión, lateralización, inversión y eversión.
- Personas de diferente estatura y peso corporal al utilizar el equipo de rehabilitación ejecutan el correcto posicionamiento de la rodilla flexionada a 90° sin ninguna incomodidad debido a que el asiento regulable abarca parámetros de altura y distancia.
- Se implementó un paro de emergencia de mano al equipo de rehabilitación al que el paciente puede acceder fácilmente en caso de presentar cualquier tipo de eventualidad, otorgándole al paciente confianza y seguridad al momento de realizar la rehabilitación.
- El paciente con esguince de grado dos utilizando el equipo de rehabilitación logro un tiempo de recuperación de 35 días, obteniendo así 7 días de diferencia con los pacientes que realizan la rehabilitación con el método clásico, ahorrándose económicamente 4 sesiones de terapia.
- El nivel de satisfacción obtenido en los resultados de las encuestas de los fisioterapeutas es de 95%, mientras que de los pacientes es el 93%, los mismos que consideran que el equipo de rehabilitación es cómodo y seguro, además que cumple con las fases de rehabilitación y fortalecimiento lo que permite el ahorro de tiempo en las horas de terapias.

6.2 Recomendaciones

- Antes de utilizar el rehabilitador de tobillo leer previamente el manual de funcionamiento y mantenimiento.
- Antes de iniciar la rehabilitación nivelar adecuadamente el equipo, para evitar inestabilidad al momento que el paciente efectúe sus ejercicios preestablecidos.
- Para la utilización del equipo de rehabilitación, se considera que los pacientes sean mayores de 15 años, de peso máximo de 95.5 kg y estatura mínima de 1,50 m.
- Para la ejecución del proceso de rehabilitación es necesario realizar un posicionamiento adecuado flexionando la rodilla del paciente a 90°, además de sujetar correctamente el pie para evitar movimientos bruscos.
- Utilizar dispositivos móviles que contengan el sistema operativo Android, debido a que la aplicación fue diseñada solo para este tipo de sistema operativo.
- Es necesario vincular el bluetooth del equipo de rehabilitación con el bluetooth dispositivo móvil al utilizar por primera vez el equipo de rehabilitación posteriormente el dispositivo móvil lo reconocerá normalmente.
- Usar el dispositivo móvil aproximadamente a 10 metros a la redonda del equipo de rehabilitación para no perder la comunicación.
- Procurar que el paciente se mantenga tranquilo antes y durante el proceso de rehabilitación.
- En lo posible en la fase de fortalecimiento realizar los movimientos combinados como calentamiento antes de realizar los movimientos de circunducción.

- Cuando se requiera modificar o eliminar algún dato del registro que lleva el especialista en la aplicación se lo realizada únicamente por medio de la cédula de identidad.
- Tener cuidado al momento de seleccionar el nivel de fortalecimiento, ya que si el paciente no ha recuperado el rango de movilidad adecuadamente puede producir complicaciones en su actual estado.
- Utilizar la opción ayuda en donde se encuentra un video demostrativo paso a paso del funcionamiento de la aplicación móvil.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abián, J. (2008). *Biomecánica del Vendaje Funcional*. Recuperado el 01 de abril de 2017, de Universidad de Castilla-La Mancha: <https://previa.uclm.es/profesorado/xaguado/ASIGNATURAS/tesis/JavierAbiantesis.pdf>
- Angos, I. (Diciembre de 2015). *Variación del rango articular de tobillo mediante goniometría*. Recuperado el 30 de marzo de 2017, de Pontificia Universidad Católica del Ecuador: <https://docplayer.es/23054941-Pontificia-universidad-catolica-del-ecuador-facultad-de-enfermeria-carrera-de-terapia-fisica.html>
- Avrilzhoo. (06 de agosto de 2013). *Tobillo prueba manual muscular*. Recuperado el 05 de mayo de 2018, de Scrib: <https://es.scribd.com/document/158376191/Tobillo-prueba-manual-muscular>
- Bernal, J. (18 de octubre de 2012). *Guía de uso, para qué sirve QFD y como realizarlo*. Recuperado el 25 de agosto de 2017, de PDCA Home: <https://www.pdcahome.com/1932/qfd-despliegue-calidad/>
- Caleidos. (2015). *Medisliper*. Recuperado el 10 de julio de 2017, de medisport: <http://www.medislipper-medisport.com/en/medislipper.php>
- Carlos. (2005 de agosto de 2007). *Isocinética Congreso Bioingeniería*. Recuperado el 10 de septiembre de 2017, de Técnicas isocinéticas en la rehabilitación: <http://cencomed.sld.cu/socbio2007/trabajos/pdf/conferencias/baracoa/jueves/isceltece.pdf>
- Celeste, R. (24 de agosto de 2017). *Rango normal del movimiento articular*. Recuperado el 2 de agosto de 2017, de muy fitness: https://muyfitness.com/rango-normal-del-movimiento-articular_13158255/
- Centronic. (2017). *Fuente Alimentación 24V/15A*. Recuperado el 18 de julio de 2017, de Centronic: <http://www.cetronic.es/sqlcommerce/disenos/plantilla1/seccion/producto/DetalleProducto.jsp?idIdioma=&idTienda=93&codProducto=066051001&cPath=1004>

- Corchuelo, V., & Abadía, L. (25 de octubre de 2011). *Diseño Biomecánico*. Recuperado el 18 de agosto de 2017, de Vcorchuelo: <http://vcorchuelo.blogspot.com/2011/>
- Cruz, D., Martínez, V., & Sotomayor, N. (2008). *Diseño y construcción de un prototipo de sistema de almacenamiento y recuperación automática de productos*. Recuperado el 20 de noviembre de 2017, de Escuela Politécnica Nacional: <http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/1070/1/CD-1903.pdf>
- Cuenca, N. F., & Yajamín, T. &. (2015). *Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo*. Recuperado el 30 de junio de 2017, de Repositorio Universidad de las Fuerzas Armadas: <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/9909/T-ESPE-048651.pdf?sequence=5&isAllowed=y>
- Cumba, A. (abril de 2013). *Estudio de Factibilidad para la creación de un centro de rehabilitación fisioterapéutica especializada en traumatología y medicina del deporte*. Recuperado el 01 de abril de 2017, de Universidad Politécnica Salesiana: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/4710/1/UPS-QT03651.pdf>
- Diymakers. (2014). *Crear App para Arduino Con App Inventor*. Recuperado el 12 de agosto de 2017, de Diymakers: <http://diymakers.es/crear-app-para-arduino-con-app-inventor/>
- Freire, W., Ramirez, M., & Belmont, P. (2014). *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición*. Recuperado el 16 de septiembre de 2017, de ENSANUT-ECU: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/ENSANUT/MSP_ENSANUT-ECU_06-10-2014.pdf
- Gain, H., Hervé, J., Hignet, R., & Deslandes, R. (2003). *Scribd*. Recuperado el 20 de febrero de 2018, de Fortalecimiento muscular la rehabilitación: <https://es.scribd.com/document/357126717/Fortalecimiento-Muscular-En-Rehabilitacion-pdf>
- Galván, C., Zavala-Yoe, R., & Ramirez, R. (Mayo de 2015). *Diseño, modelado y control por simulación numérica de articulación magnetoreológica de rodilla para órtesis de miembro*

inferior. Recuperado el 26 de junio de 2018, de Researchgate: https://www.researchgate.net/publication/288530014_DISENO_MODELADO_Y_CONTROL_POR_SIMULACION_NUMERICA_DE_ARTICULACION_MAGNETOREOLOGICA_DE_RODILLA_PARA_ORTESIS_DE_MIEMBRO_INFERIOR

García, A. (2013). *Arduino Mega*. Recuperado el 11 de agosto de 2017, de panamahitek: <http://panamahitek.com/arduino-mega-caracteristicas-capacidades-y-donde-conseguirlo-en-panama/>

Garza, E. (27 de noviembre de 2012). *Controladores programables*. Recuperado el 23 de junio de 2018, de blogspot: <http://1518204.blogspot.com/2012/11/unidad-3-controladores-programables.htm>

Globedia. (2009). Obtenido de <http://ec.globedia.com/bluetooth-hackers-aire-cercano>

Godoy, J. (2012). *Robot Paralelo para la Rehabilitación de Tobillo*. Recuperado el 20 de abril de 2017, de Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico (CIINDET).

Gómez, e. (2017). *Lesiones de tobillo: Causas y tratamiento*. Obtenido de ella el abanico: <https://ellayelabanico.com/lesiones-de-tobillo-causas-y-tratamiento/>

Guerrero, M. (febrero de 2016). *El diseño conceptual en torno a la representación formal del producto*. Recuperado el 05 de noviembre de 2017, de riunet: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/62693/GUERRERO%20-%20Prop%20C3%B3sitos%20y%20Argumentos%20en%20el%20Proceso%20de%20Dise%C3%B1o%20El%20dise%C3%B1o%20conceptual%20en%20torno%20a%20la%20re...pdf?sequence=1>

Heras, J. (Octubre de 2015). *Repositorio Universidad Internacional del Ecuador*. Recuperado el 10 de junio de 2018, de Diseño y construcción de un robot Scara de tres grados de libertad: <http://repositorio.uide.edu.ec/bitstream/37000/793/1/T-UIDE-710.pdf>

Junquera, I. (23 de junio de 2012). *Esguince o rotura de ligamentos. Proceso y fases de curación*. Recuperado el 12 de julio de 2017, de fisioonline: <https://www.fisioterapia-online.com/videos/esguince-o-rotura-de-ligamentos-proceso-y-fases-de-curacion>

- Junquera, R. (2014). *Tratamiento y recuperación de un esguince de tobillo*. Recuperado el 10 de julio de 2017, de fisioterapia-online: <https://www.fisioterapia-online.com/videos/tratamiento-y-recuperacion-de-un-esguince-de-tobillo>
- Kapandji, A. (2012). *Fisiología Articular*. Recuperado el 15 de julio de 2017
- León, M. (09 de enero de 2017). *Rotaciones de tobillo: un ejercicio que evita las tensiones*. Recuperado el 28 de enero de 2018, de La revista: <https://larevista.in/deportes/rotaciones-de-tobillo-un-ejercicio-que-evita-las-tensiones/>
- Mahiques, A. (2015). *Pinzamiento Posterior Del Tobillo*. Recuperado el 15 de julio de 2017, de CTO-AM: <http://www.cto-am.com/sppt.htm>
- Maldonado, P. (2014). *Efectividad de la planificación terapéutica en lesiones capsulo ligamentosas de tobillo en los/ las jugadores/ as seleccionados/as de fútbol de ecuador en el 2013*. Recuperado el 25 de julio de 2017, de Repositorio Pontificia Universidad Católica del Ecuador: <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/7616/8.34.001798.pdf;sequence=4>
- Marín, L., & Vera, E. (2017). *Análisis de las señales electromiográficas para implementar un prototipo de rehabilitación de la articulación tibioperoneoastragalina a través de un clasificador de redes neuronales artificiales*. Recuperado el 10 de Junio de 2017, de Repositorio Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga.
- MaxElectrónica. (2018). *Motor Nema17*. Recuperado el 14 de agosto de 2017, de MaxElectrónica: <http://www.maxelectronica.cl/robotica/383-motor-paso-a-paso-bipolar-stepper-nema17-modelo-17hs8401.html>
- Medina, J., Mejía, E., & Santos, J. (2015). *Aplicaciones Android para el control de sistemas mecatrónicos*. Recuperado el agosto de 12 de 2017, de ResearchGate: https://www.researchgate.net/publication/308411555_Aplicaciones_Android_para_el_control_de_sistemas_mecatronicos
- Mejor con salud. (2018). *Articulación del tobillo*. Recuperado el 12 de julio de 2017, de Mejor con salud: <https://mejorconsalud.com/articulacion-del-tobillo/>

- Melo, J. L. (2009). *Ergonomía Práctica*. Buenos Aires. Recuperado el 13 de noviembre de 2017
- Merkett, D. (enero de 2012). *Esguince de tobillo*. Recuperado el 30 de julio de 2017, de Bupa Salud: <https://www.bupasalud.com/contenido/salud-bienestar/vida-bupa/esguince-de-tobillo#info>
- Mott, R. (2006). *Resistencia de materiales aplicada*. Recuperado el 25 de agosto de 2017
- Patiño, A. (01 de octubre de 2015). *Stagefright vuelve a atacar celulares Android*. Recuperado el agosto de 20 de 2017, de Parentesis: https://www.parentesis.com/autos/noticias/Stagefright_vuelve_a_atacar_celulares_Android
- Ricardo. (14 de mayo de 2013). *Aplicaciones de Interfaces y Redes Industriales en Mecatrónica*. Recuperado el 06 de noviembre de 2017, de <http://tamarindomecatronicainterfaces.blogspot.com/>
- Sánchez, V. (2015). *Comunicaciones vía bluetooth*. Recuperado el 18 de agosto de 2017, de OMRON: <http://www.etitudela.com/entrenadorcomunicaciones/downloads/bluetoothguiarapida.pdf>
- SureStep. (2007). *Manual de Sistema de motores paso a paso*. Recuperado el 12 de enero de 2018, de automationdirect: <https://cdn.automationdirect.com/static/manuals/surestepmanualsp/surestepmanualsp.pdf>
- Tapia, M. (noviembre de 2013). *Estudio y Desarrollo de Aplicaciones para Dispositivos Móviles Android*. Recuperado el 14 de agosto de 2017, de Carrera de Ingeniería en Ciencias Aplicada.
- Temboni, P. (2008). *Valoración muscular*. Recuperado el 01 de junio de 2018, de Material de Apoyo a la Asignatura Kinesiterapia.
- Ulrich, K., & Eppinger, S. D. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. México: Miembro de la Cámara Nacional de la Industria. Recuperado el 11 de octubre de 2017

- Valdazo, M. (2014). *Traumatología y cirugía ortopédica*. Recuperado el 10 de junio de 2018, de Rehabilitación y medicina física: <http://doctoravaldazo.com/rehabilitacion-de-tobillo/>
- Valdivia, C. G. (2013). *Entendiendo la Mecatrónica en la Rehabilitación*. Recuperado el 18 de abril de 2017, de Congreso Internacional Sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico CIINDET: https://www.researchgate.net/profile/A_Blanco-Ortega/publication/258992320_Entendiendo_la_Mecatronica_en_la_Rehabilitacion/links/0deec5298b63d9dc4b000000.pdf
- Valero, E. (2011). *Antropometría*. Recuperado el 25 de julio de 2017, de Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo: <http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno%20del%20puesto/DTEAntropometriaDP.pdf>
- Vásquez, A., & Ramos, F. (2016). *Actuadores*. Obtenido de slideplayer: <https://slideplayer.es/slide/7784390/>
- Vásquez, T. (11 de abril de 2014). *Conoces tus pies*. Recuperado el 22 de julio de 2017, de Blog del Runner: <https://blogdelrunner.com/runner-conoces-tus-pies/>

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores: **TACO BONILLA, HENRY SALVADOR** y **TORRES BARRIGA, KARLA SOPHIA**

En la ciudad de Latacunga, a los **6 días del mes de agosto del 2018.**

Aprobado por:

