

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELEMENTO DE APOYO EN LA  
RECUPERACION DE LOS MÚSCULOS DE CUELLO DE PIE, EN PACIENTES  
CON ESGUINCE DE TOBILLO, QUE REGISTRE LA MEDICIÓN DE LOS  
ÁNGULOS DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR EN LOS  
MOVIMIENTOS DE DORSIFLEXIÓN, PLANTIFLEXIÓN, EVERSIÓN E  
INVERSIÓN.**

**CLAUDIA PATRICIA IBAÑEZ CURUBO  
FABIAN ERNESTO BECERRA MONTOYA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECAÑICAS  
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL  
BUCARAMANGA**

**2013**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELEMENTO DE APOYO EN LA  
RECUPERACION DE LOS MÚSCULOS DE CUELLO DE PIE, EN PACIENTES  
CON ESGUINCE DE TOBILLO, QUE REGISTRE LA MEDICIÓN DE LOS  
ÁNGULOS DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR EN LOS  
MOVIMIENTOS DE DORSIFLEXIÓN, PLANTIFLEXIÓN, EVERSIÓN E  
INVERSIÓN.**

**CLAUDIA PATRICIA IBAÑEZ CURUBO  
FABIAN ERNESTO BECERRA MONTOYA**

**Tesis de Grado como requisito para optar al título de  
DISEÑADORES INDUSTRIALES**

**Director**

**D.I. JUAN CARLOS MORENO MUÑOZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICOMECAÑICAS  
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL  
BUCARAMANGA**

**2013**

## **Dedicatoria**

A Dios

por darme la fortaleza de dar cada paso sin titubear.

A mi familia,

que han sido mi bastón y mi polo a tierra.

A mis padrinos, Alirio Cala y Myriam Celis

porque no me alcanzara la vida para retribuirles su apoyo incondicional todos estos años.

A todos los angelitos

que la vida puso en mi camino y me llenaron de ánimo en cada paso.

**Claudia Patricia Ibañez Curubo**

## **Dedicatoria**

**A mi madre, la señora Rita  
que siempre creyó en mi y fue mi apoyo incondicional en todos estos años**

**A mis hermanos,  
que han sido mis cómplices y el ejemplo a seguir**

**Fabian Ernesto Becerra Montoya**

## TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>21</b>
<b>1. TÍTULO .....</b>	<b>22</b>
<b>2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO .....</b>	<b>23</b>
2.1. DEFINICIÓN DEL PROYECTO .....	23
2.2. ALCANCES DEL PROYECTO .....	24
2.3. OBJETIVOS .....	25
2.3.1. OBJETIVO GENERAL.....	25
2.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	25
2.4. JUSTIFICACIÓN.....	26
<b>3. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>28</b>
3.1. Anatomía del pie humano .....	28
Huesos del pie.....	28
Músculos del pie.....	34
LIGAMENTOS DEL PIE .....	42
FISIOLOGÍA DEL PIE .....	43
3.2. Biomecánica .....	44
3.3. ESGUINCE DE CUELLO DE PIE patología .....	46
3.3.1. Tratamiento primario .....	49
3.1.1.2. Tratamiento fisioterápico .....	50
3.4. Escala de fuerza muscular Daniels.....	53
<b>4. USUARIOS .....</b>	<b>54</b>
4.1. USUARIOS PRIMARIOS.....	54
4.2. USUARIOS SECUNDARIOS.....	56
<b>5. FASE ESCUCHAR (HEAR).....</b>	<b>57</b>
5.1. DESARROLLO PROYECTUAL.....	57
5.1.2. ESTADO DEL ARTE .....	57
5.1.2.1. ARTROMOT-SP3 .....	58

5.1.2.2. Prototipo de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) para terapia del tobillo .....	59
5.1.2.3. CPM de Tobillo OptiFlex.....	60
5.1.3.1. Medición de desplazamiento y la fuerza .....	64
5.1.4. IDENTIFICAR A LAS PERSONAS CON LAS QUE SE VA A HABLAR....	71
5.1.4.2. PACIENTES .....	71
5.1.5. ESCOGER MÉTODOS DE INVESTIGACIÓN.....	72
5.1.5.1. Aproximación contextual .....	72
5.1.5.2. Aproximación por grupos.....	73
5.1.5.3. Secuencia de escenarios .....	74
5.1.4. Desarrollar la aproximación de la entrevista.....	74
<b>5.2. FASE DOS (CREAR) .....</b>	<b>75</b>
5.2.3. REQUERIMIENTOS .....	76
5.2.3.1. REQUERIMIENTOS DE FUNCIÓN.....	76
5.2.5. REQUERIMIENTOS DE USO .....	76
5.2.3.2. REQUERIMIENTOS ESTRUCTURALES.....	77
5.2.3.3. REQUERIMIENTOS FORMALES .....	77
5.2.3.4. RESTRICCIONES.....	78
<b>6. ERGONOMIA .....</b>	<b>79</b>
6.1. POSTURA PARA REALIZAR LOS MOVIMIENTOS.....	80
6.1.2. POSTURA DORSIFLEXIÓN Y FLEXIÓN.....	80
6.1.3. POSTURA INVERSIÓN Y EVERSION.....	81
6.3. CONDICIONES DE SEGURIDAD DEL ESPACIO DE TRABAJO .....	84
6.4. CRITERIOS DE CONFORT VISUAL.....	85
6.5. FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICO.....	85
6.6. EVALUACIÓN DE LA CARGA FÍSICA EN EL TRABAJO MUSCULAR REPETITIVO .....	86
6.7. CARGA FÍSICA DE TRABAJO .....	86
<b>7. BRAINSTORMING O LLUVIA DE IDEAS.....</b>	<b>88</b>
7.1. FECHA DE REALIZACIÓN.....	88

7.2. OBJETIVO .....	88
7.3. PARTICIPANTES .....	88
7.4. DESARROLLO DEL EVENTO.....	89
7.5. CONCLUSIONES DEL BRAINSTORMING .....	90
<b>8. ALTERNATIVAS .....</b>	<b>91</b>
8.1. ALTERNATIVA 1 .....	91
8.2. ALTERNATIVA 2 .....	92
8.3. ALTERNATIVA 3 .....	93
8.4. ALTERNATIVA 4 .....	94
8.5. EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS.....	95
8.6. PROTOTIPADO DE ALTERNATIVAS SELECCIONADAS .....	96
8.6.1. Prototipado de Alternativa1. ....	96
8.6.2. Prototipado de Alternativa 4. ....	97
8.7. EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS CON LOS USUARIOS .....	97
8.7.1 Secuencia de escenarios. ....	98
8.7.2 Desarrollo de las secuencias de escenarios. ....	99
8.8. CONCLUSIONES .....	102
<b>9. EVOLUCIÓN Y DESARROLLO DE ALTERNATIVA SELECCIONADA ...</b>	<b>103</b>
9.1. FUNCIONAMIENTO DE ALTERNATIVA.....	103
9.2. DESCRIPCIÓN.....	104
<b>10. COMPROBACIONES.....</b>	<b>106</b>
10.1. COMPROBACIÓN 1.....	106
10.1.1. CONCLUSIONES.....	109
10.2. COMPROBACIÓN 2.....	110
10.2.1. EVOLUCION DEL MODELO MECANICO.....	112
10.2.2. RESULTADOS .....	114
10.2.3. FUERZA RESISTIVA .....	114
10.3. COMPROBACIÓN 3.....	117
10.3.1. RESULTADOS .....	123
10.3.2. CONCLUSIONES.....	123

10.4. COMPROBACIÓN 4.....	124
<b>11. PROPUESTA FINAL .....</b>	<b>132</b>
11.1. SIMULACIONES CON ELEMENTOS FINITOS.....	134
<b>12. DESARROLLO DE LA IMAGEN .....</b>	<b>137</b>
<b>13. USABILIDAD .....</b>	<b>138</b>
13.1 PASO A PASO .....	139
<b>14. MATERIALES.....</b>	<b>146</b>
14.1 ACRILONITRILO BUTADIENO ESTIRENO (ABS).....	146
14.2. POLIMETILMETACRILATO .....	149
14.2.1. PROPIEDADES.....	151
<b>15. CONCLUSIONES .....</b>	<b>152</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>153</b>
<b>ANEXOS</b>	

## TABLA DE ILUSTRACIONES

	<b>Pág.</b>
Ilustración 1. Huesos del pie .....	29
Ilustración 2. Astragálo .....	31
Ilustración 3. Calcáneo .....	31
Ilustración 4. Metatarsianos .....	32
Ilustración 5. Falanges .....	33
Ilustración 6. Músculos del pie .....	34
Ilustración 7. Músculos planta del pie .....	37
Ilustración 8. Articulaciones del pie derecho .....	40
Ilustración 9. Dorsiflexión y Plantiflexión .....	44
Ilustración 10. Aducción y Abducción del pie .....	45
Ilustración 11. Supinación y Pronación del pie. ....	45
Ilustración 12. Inversión y Eversión del pie .....	46
Ilustración 13. Esguince de cuello de pie .....	47
Ilustración 14. Esguince de cuello de pie, grado 1.....	47
Ilustración 15. Esguince de cuello de pie, grado 2.....	48
Ilustración 16. Esguince de cuello de pie, grado 3.....	49
Ilustración 17. Tratamiento para el Esguince de cuello de pie.....	50
Ilustración 18. Ejercicios para recuperación el Esguince de cuello de pie. ....	51
Ilustración 19. ARTROMOT-SP3 .....	58
Ilustración 20. Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) .....	60
Ilustración 21. CPM de Tobillo OptiFlex.....	61
Ilustración 22. Potenciómetro.....	64
Ilustración 23. Encoder .....	69
Ilustración 24. Posición final para la medición de la dorsiflexión del tobillo en la posición sentada alternativa .....	81
Ilustración 25. Posición final para la medición de la inversión en los tres planos en la posición sentada .....	82

Ilustración 26. Postura y movimientos puros del pie .....	83
Ilustración 28. Boceto alternativa 1 .....	91
Ilustración 29. Boceto alternativa 2 .....	92
Ilustración 30. Boceto alternativa 3 .....	93
Ilustración 31. Boceto alternativa 1 .....	94
Ilustración 32. Modelo rápido alternativa 1 .....	96
Ilustración 33. Modelo rápido alternativa 3 .....	97
Ilustración 34. Formato de recolección de información .....	99
Ilustración 35. Secuencia de escenarios alternativa1 .....	100
Ilustración 36. Secuencia de escenarios alternativa 2 .....	100
Ilustración 37. Fotografía de la ejecución de secuencia de escenarios. ....	101
Ilustración 38. Concepto de Diseño base .....	103
Ilustración 39. Despiece.....	104
Ilustración 40. Posturas con el dispositivo .....	105
Ilustración 41. Primera comprobación técnica (potenciómetro) .....	108
Ilustración 42. Primera comprobación técnica (encoder) .....	109
Ilustración 43. Primera comprobación mecánica .....	111
Ilustración 44. Evolución del modelo mecánico .....	112
Ilustración 45. Evolución modelo de mecánico 2 .....	113
Ilustración 46. Formato de la segunda comprobación técnica .....	113
Ilustración 47. Prueba con Thera-tubing .....	116
Ilustración 48. Fisioterapia Deportiva Centro de Traumatología Deportiva .....	118
Ilustración 49. Modelos base de la sujeción del pie. ....	119
Ilustración 50. Modelo integrador (mecánica+ sujeción del pie) .....	121
Ilustración 51. Prueba de sujeción .....	122
Ilustración 52. Movimientos con dispositivo .....	122
Ilustración 53. Unión de componente electrónico (Encoder).....	125
Ilustración 54. Piezas Prototipadas (Eje) .....	126
Ilustración 55. Secuencia de uso del eje (acople potenciómetro). ....	127
Ilustración 56. Prueba modelo funcional sin usuario.....	128

Ilustración 57. Prueba modelo funcional con usuario.....	129
Ilustración 58. Diseño final .....	132
Ilustración 59. Despiece del sistema.....	133
Ilustración 60. Base/ Desplazamiento estático.....	135
Ilustración 61. Base/Tensión.....	136
Ilustración 62. Base/ Deformación .....	136
Ilustración 63. Sustracción geométrica del tobillo .....	137
Ilustración 64. Desarrollo de la tipografía.....	137
Ilustración 65. Logo Appie .....	138
Ilustración 66. Formula estructural del Polimetilmetacrilato .....	149

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Percentiles para Usuario Arquetípico .....	55
Tabla 2. Comparación del estado del arte.....	63
Tabla 3: Principios esenciales de confort visual.....	85
Tabla 4. Evaluación de alternativas.....	95
Tabla 5. Información recolectada por el método de Secuencia de escenarios.	101
Tabla 6. Primera Prueba Técnica.....	106
Tabla 7. Segunda Prueba Técnica.....	110
Tabla 8. Resultados de la segunda comprobación técnica.....	114
Tabla 9. Tabla técnica Thera-Band/Tubing .....	115
Tabla 10. Primera prueba ergonómica.....	117
Tabla 11. Resultados prueba Ergonómica.....	123
Tabla 12. Prueba Final.....	124
Tabla 13. Resultados Prueba Integradora.....	130
Tabla 14. Lista de piezas del sistema general.....	134
Tabla 15. Propiedades mecánicas y térmicas del ABS.....	148

## RESUMEN

**Título:** Diseño y construcción de un elemento de apoyo en la recuperación de los músculos de cuello de pie, en pacientes con esguince de tobillo, que registre la medición de los ángulos de movilidad articular y fuerza muscular en los movimientos de dorsiflexión, plantiflexión, eversión e inversión.

**Autores:** Claudia Patricia Ibañez Curubo, Fabian Ernesto Becerra Montoya\*\*

**Palabras claves:** diseño, esguince, tobillo, medición, ángulo, fuerza.

## DESCRIPCIÓN

Los esguinces de tobillo, representan el 20% de todas las lesiones del deporte, y alrededor del 7-15 % de las consultas en las salas de emergencia en el mundo. La intervención por parte del especialista en el tema en diferentes procesos realizados durante la terapia es de manera manual, lo que representa una necesidad latente de recursos que permitan hacer el proceso de medición de una manera más objetiva. El proyecto está enfocado en el uso del diseño industrial como herramienta para mejorar un proceso subjetivo de la Fisioterapia, como es la medición de la fuerza del pie y la amplitud articular, en un proceso objetivo por medio del desarrollo de una herramienta de apoyo que le permita obtener datos objetivos y así facilite el diagnóstico, hacerlo más claro, y de esta manera generar un aporte a esta disciplina en la intervención de esta patología.

Se diseña y construye un elemento de apoyo para el fisioterapeuta, en pacientes que han sufrido esguince de tobillo que registre la medición de los ángulos de movilidad articular y fuerza muscular en los movimientos puros del pie. Durante el desarrollo del proyecto fue vital determinar la postura y fuerza resistiva adecuada para el correcto funcionamiento del elemento durante la intervención, de igual manera comprobar que el elemento diseñado permite hacer la medición de los ángulos y fuerzas articulares, al hacer los movimientos puros del pie; y al final del proceso de diseño y diferentes comprobaciones, comprobar la ventaja del procedimiento propuesto respecto de los procedimientos actuales.

Para el desarrollo de conceptos de este tipo es primordial el apoyo de otras disciplinas, es este caso desde la parte médica, como la electrónica.

---

\* Proyecto de grado

\*\*Facultad de Ingenierías Físico mecánicas - Escuela de Diseño Industrial.  
Director Juan Carlos Moreno

## ABSTRACT

**Title:** Design and construction of an element in recovery support of neck muscles foot in patients with ankle sprain, to record the measurement of angles of mobility joint and muscle strength in movements dorsiflexion, plantiflexion, eversion and investment.

**Authors:** Claudia Patricia Ibañez Curubo, Fabian Ernesto Becerra Montoya\*\*

**Keywords:** design, sprain, ankle, measurement, angle, strength.

## DESCRIPTION

Ankle sprains represent 20% of all sports injuries, and about 7-15% of consultations in emergency rooms in the world. The intervention by the specialist in the subject in different processes during therapy is performed manually, which is a latent need of resources to make the measurement process more objectively. The project focuses on the use of industrial design as a tool to improve a subjective process of physiotherapy, such as measuring the foot strength and range of motion, in an objective process through the development of a support tool that allows to obtain objective data and thus facilitate the diagnosis, make it clearer, and so generate a contribution to the discipline in the operation of this pathology.

It designs and builds a support for the physiotherapist, in patients who have had sprained ankle that records the measurement of the angles of joint mobility and muscle strength in pure foot movements. During the development of the project was vital to determine the resistive force posture and appropriate for the proper functioning of the element during the intervention, just as sure that the designed element allows the measurement of angles and joint forces, to make pure movements foot, and at the end of the design process and different checks, check the advantage of the proposed method over existing procedures.

For the development of such concepts is vital support from other disciplines, in this case from the medical, such as electronics.

---

\*Grade Project

\*\*Faculty of Physical-Mechanical- School of Industrial Design.  
Director Juan Carlos Moreno

## GLOSARIO

### PLANOS DE PIE:

Plano Sagital: Divide el cuerpo en mitad derecha e izquierda.

Plano Frontal: Divide el cuerpo en mitad anterior y posterior.

Plano Transverso: Divide el cuerpo en mitad superior e inferior.

**PLANTIFLEXIÓN O FLEXIÓN PLANTAR<sup>1</sup>:** Es el movimiento que incrementa el ángulo aproximado de 90° entre la parte frontal del pie y la tibia, como cuando se sube una escalera. El rango de movimiento normal se suele establecer entre 30°y 40° pero puede llegar a ser de 50°.

**DORSIFLEXIÓN O FLEXIÓN DORSAL<sup>2</sup>:** Movimiento en la que la parte dorsal (o superior) del pie se acerca hacia la tibia, reduciendo el ángulo entre ambos por debajo de los 90 grados.

**EVERSIÓN<sup>3</sup>:** Rotación externa del pie con elevación del borde externo del pie

**INVERSIÓN<sup>4</sup>:** Rotación interna del pie con elevación del borde interno del pie

**CONTRACCIONES ISOTÓNICAS<sup>5</sup>:** Se define desde el punto de vista fisiológico, a aquellas contracciones en las que las fibras musculares además de contraerse, modifican su longitud.

**CONTRACCIONES ISOMÉTRICAS<sup>6</sup>:** En esta contracción el músculo permanece estático, sin acortarse ni alargarse, pero aunque permanece estático genera tensión.

---

<sup>1</sup>NIGEL, Palastanga. Derek, Field. Roger, Soames. Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento.

<sup>2</sup>Op. Cit. p.228

<sup>3</sup>Ibid.,p.229

<sup>4</sup>Ibid.,.

<sup>5</sup>Ibid.,p.231

**ARCO DE MOVIMIENTO<sup>7</sup>**: La amplitud de movimiento (grado de recorrido) o desplazamiento angular/axial total permitido por cualquier par de segmentos corporales adyacentes.

**PROPIOCEPCIÓN<sup>8</sup>**: La propiocepción es el sentido que informa al organismo de la posición de los músculos, es la capacidad de sentir la posición relativa de partes corporales contiguas. Otras funciones en las que actúa con más autonomía son el control del equilibrio, la coordinación de ambos lados del cuerpo, el mantenimiento del nivel de alerta del sistema nervioso central y la influencia en el desarrollo emocional y del comportamiento.

---

<sup>6</sup>Ibíd.

<sup>7</sup>Ibíd., p.233

<sup>8</sup>Ibíd., p.235

## **INTRODUCCIÓN**

La formación del Diseñador Industrial de la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander, está enfocada en el desarrollo de productos, apoyándose, en diversas áreas del conocimiento, formando así grupos interdisciplinarios de trabajo cuya suma de esfuerzos ofrece siempre excelentes resultados.

Este proyecto está enfocado en la utilización del diseño industrial como herramienta para mejorar un proceso subjetivo de la Fisioterapia permitiendo obtener datos objetivos y facilitando un diagnóstico más claro y con esto hacer un aporte a esta disciplina al tratar una patología que afecta un gran porcentaje de la comunidad.

## **1. TÍTULO**

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELEMENTO DE APOYO EN LA RECUPERACION DE LOS MÚSCULOS DE CUELLO DE PIE, EN PACIENTES CON ESGUINCE DE TOBILLO, QUE REGISTRE LA MEDICIÓN DE LOS ÁNGULOS DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR EN LOS MOVIMIENTOS DE DORSIFLEXIÓN, PLANTIFLEXIÓN, EVERSIÓN E INVERSIÓN.

## 2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

### 2.1. DEFINICIÓN DEL PROYECTO

El presente proyecto está orientado al diseño y construcción de un Instrumento utilizado para el reforzamiento de los músculos de cuello de pie, en pacientes con esguince de tobillo grado uno y dos, con nota de fuerza muscular 3 a 4 en la escala de Daniels<sup>9</sup>, que registre la medición de los ángulos de movilidad articular y fuerza muscular; propuesta que obedece a la necesidad de mejorar la intervención manual por parte del fisioterapeuta para los ejercicios de contracción isométrica e isotónica en los movimientos de la articulación del tobillo tales como inversión y eversión, plantiflexión y dorsiflexión, mediante una medición objetiva de los ángulos de amplitud de cada movimiento al igual que la magnitud de la fuerza ejercida por el pie, para pacientes en estado de recuperación.

Su aplicación permite hacer una medición objetiva del rango de movilidad articular y de la fuerza que el paciente hace con su pie, esto para generar un diagnóstico y aplicar el procedimiento fisioterapéutico adecuado, ya que en el mercado actual existen escasas herramientas en función de ésta terapia lo que lleva al especialista a hacer los procesos manualmente.

El proyecto se logrará desarrollar por medio de visitas e indagación en el campo especializado, consultas con expertos en el tema, basado en un análisis demográfico de la patología y trabajo con un equipo multidisciplinar para así llegar a un nuevo producto que haga un aporte a esta rama del conocimiento como lo es la terapia física.

---

<sup>9</sup>Daniels, L. Pruebas funcionales musculares. Técnicas manuales de exploración, 2ª ed., México: Interamericana, 1957.

## **2.2. ALCANCES DEL PROYECTO**

Para el desarrollo del presente proyecto, se abarcarán los aspectos técnicos, ergonómicos y formales para el instrumento que complementa el reforzamiento de los músculos de cuello de pie, cubriendo así las expectativas de innovación, y aplicación al campo de la terapia física.

Dentro de los alcances el más significativo es llegar a un modelo funcional que represente con fidelidad el primer prototipo de la posible línea de producción del instrumento.

En cuanto a los alcances ergonómicos, se establecerá la postura o posturas adecuadas para el uso del instrumento, basándose en la recolección de datos, las aplicaciones y protocolos éticos que se utilizan a nivel de pruebas con pacientes, además del tipo de paciente al que se dirige el producto.

Otro aspecto relevante de manejo ergonómico es la sujeción del pie del paciente, donde se pretende lograr que el instrumento pueda ser utilizado para una población con una talla de pie desde 34 (20.5 cm) hasta 40 (26 cm).

Dentro de los alcances tecnológicos que se plantean para la ejecución del proyecto se encuentran el registro de datos de la medición del ángulo de movilidad articular, para así lograr una comparación objetiva de la evolución del paciente respecto a un pie sano, para los ángulos de amplitud articular presentes en los movimientos de inversión, eversión, dorsiflexión y plantiflexión, y así mismo se obtendrá el registro de la medición de la fuerza muscular que se ejerce en cada uno de los movimientos mencionados.

Por otro lado tenemos el uso, en cuanto a este, se propondrá un medio de visualización y selección de los datos registrados por el instrumento para las

mediciones del ángulo de amplitud articular y fuerza muscular, todo esto validado bajo principios de eficiencia, eficacia, satisfacción, teniendo en cuenta la curva de aprendizaje y su funcionalidad.

Los alcances formales del proyecto van enfocados hacia un desarrollo de gran limpieza visual, con un lenguaje de uso claro que indicara la orientación y la forma de sujetar el pie, y donde se va a utilizar la conexión más idónea tanto para energizarlo como para visualizar los datos.

## **2.3. OBJETIVOS**

### **2.3.1. OBJETIVO GENERAL**

Diseñar un dispositivo que registre la medición del ángulo de movilidad articular y la fuerza muscular de los movimientos puros, como apoyo al fisioterapeuta en la terapia de esguince de cuello de pie.

### **2.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- ✓ Determinar la postura y fuerza resistiva adecuada para el correcto funcionamiento del elemento a diseñar durante la terapia de esguince de cuello de pie.
- ✓ Comprobar que el elemento a diseñar permite hacer la medición de los ángulos y fuerzas articulares, al hacer los movimientos puros del pie.
- ✓ Comprobar la ventaja del procedimiento propuesto respecto de los procedimientos actuales.

## 2.4. JUSTIFICACIÓN

Demográficamente el esguince de tobillo es el responsable aproximadamente del 12% de las visitas de los pacientes a las salas de emergencia, es uno de los traumatismos más comunes<sup>10</sup>. Como consecuencia de esta afección se ve disminuido el movimiento y normal desempeño de la marcha, ya que se genera una distensión en los ligamentos dependiendo del grado de la lesión. En nuestro caso específico, esguince grado 1<sup>11</sup> y grado 2<sup>12</sup>, además afecta la propiocepción<sup>13</sup>, la articulación y todos los músculos de cuello de pie.

Debido a la gran incidencia de las lesiones de tobillo, se hace necesaria una apropiada recuperación ya que el porcentaje de secuelas debido al trauma es alto.

La fisioterapia es la rama del conocimiento encargada de manejar estas lesiones, pues gracias a sus tratamientos hay una recuperación adecuada y satisfactoria. Una de las técnicas más utilizadas en cada sesión por el profesional para la recuperación de pacientes en fase de restauración del rango de movimiento y reforzamiento muscular, se lleva a cabo de forma manual y busca ejercer resistencia a cada uno de los movimientos específicos del pie valiéndose de la contracción muscular.

El aporte del proyecto se centra en la creación de un instrumento que permita un diagnóstico objetivo y el control de la evolución de cada paciente según su estado, mediante la medición digital de los ángulos de amplitud de cada movimiento, al igual que la magnitud de la fuerza ejercida por el pie, para pacientes en estado de recuperación con nota de fuerza muscular de 3 a 4 en la escala de Daniels y que además apoye la intervención manual por parte del fisioterapeuta para los

---

<sup>10</sup>Pérez Navarro Castillo (citado por Ramos Parrací, López Laiseca, Monje Mahecha, & Figueroa Calderon, 2009)

<sup>11</sup> Son el resultado de la distensión de los ligamentos que unen los huesos del tobillo. La hinchazón es mínima y el paciente puede comenzar la actividad en dos o tres semanas.11. Fundamentos de anatomía con orientación clínica, 2º edición, Editorial Médica Panamericana, 2007, ISBN 950-06-1578-9.

<sup>12</sup> Los ligamentos se rompen parcialmente, con hinchazón inmediata. Op. cit.p.370

<sup>13</sup>Ibíd.,p. 371

ejercicios de contracción isométrica e isotónica en los movimientos de la articulación del tobillo tales como inversión<sup>14</sup> y eversión<sup>15</sup>, plantiflexión<sup>16</sup> y dorsiflexión<sup>17</sup>.

---

<sup>14</sup>Ibid.

<sup>15</sup>Ibid.

<sup>16</sup>Ibid.

<sup>17</sup>Ibid.

## 3. MARCO TEÓRICO

### 3.1. Anatomía del pie humano

El pie humano y el tobillo son una fuerte y compleja estructura mecánica que contiene más de 26 huesos, 33 articulaciones, y más de 100 músculos, ligamentos y tendones.

El pie se puede subdividir en tres partes generalmente: retropié, parte media y antepié.

- ✓ El **retropié** está compuesto por el astrágalo y el calcáneo o talón. Los dos huesos largos que componen la pierna, la tibia y el peroné, se conectan con la parte superior del astrágalo para formar el tobillo. Tiene función estabilizadora.
- ✓ La **parte media** del pie está formada por cinco huesos irregulares: cuboides, escafoides, y tres huesos cuneiformes, los cuales constituyen los arcos del pie, que sirve como un amortiguador. La parte media del pie está conectada con el antepié y el retropié mediante músculos y la fascia plantar. Función rítmica ya que los huesos que la forman actúan de forma sincrónica.
- ✓ El **antepié** se compone de los cinco metatarsianos que forman el metatarso y las falanges del pie. Al igual que los dedos de la mano, el dedo gordo tiene dos falanges (proximal y distal), mientras que el resto de los dedos tienen tres falanges. Las articulaciones entre las falanges se llaman interfalángicas y las que existen entre el metatarso y las falanges se denominan metatarsofalángicas. Su función es dinámica.

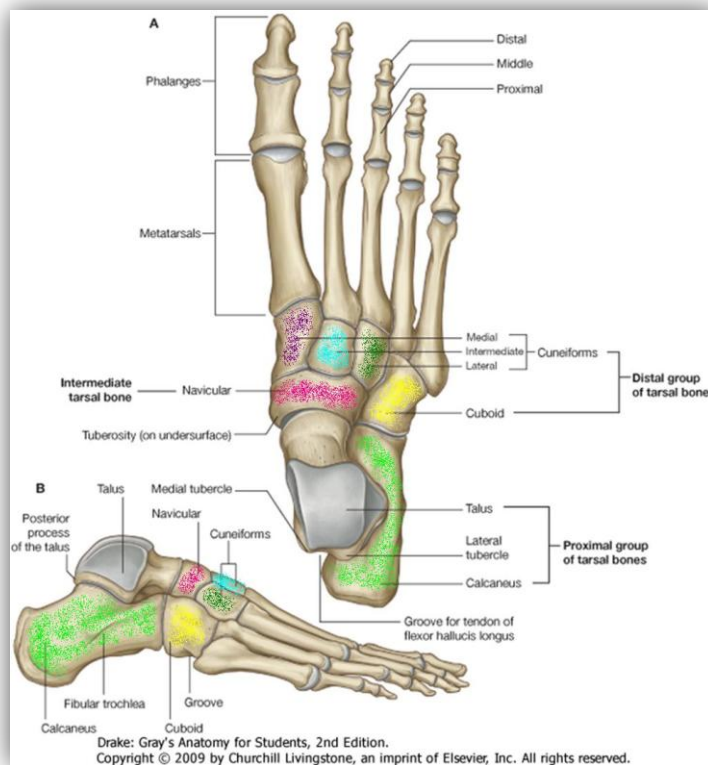
### Huesos del pie

La porción ósea de pie puede dividirse en tres partes:

- ✓ Tarso, con siete huesos siendo, de atrás a delante, el astrágalo, el escafoides y tres cuñas (primera o medial, segunda o intermedia y tercera o lateral)

- ✓ Metatarso, con cinco huesos largos, que se disponen de dentro afuera con los nombres de primero, segundo, tercero, cuarto y quinto.
- ✓ Falanges, con catorce huesos. Se conocen con los nombres de primera o proximal, segunda o media y tercera o distal o ungueal.

**Ilustración 1. Huesos del pie**



**Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition**

La parte superior o dorsal del pie se llama *empeine* y la inferior *planta*. El pie se mueve en relación a la pierna con el auxilio de músculos extensores y flexores. Los primeros, que constituyen la pantorrilla, se insertan en la extremidad posterior del calcáneo por medio del tendón de Aquiles. Los segundos están situados delante de la pierna. Existen, además, músculos elevadores que hacen girar el pie hacia fuera o hacia dentro.

El pie humano está formado por 3 arcos que constituyen una bóveda, dos arcos longitudinales y un arco transversal que están mantenidos por las formas entrelazadas de los huesos del pie, los ligamentos y los músculos. La ligera movilidad de los arcos cuando el peso se aplica y se retira del pie hace que el caminar y el correr sean más económicos en términos de energía.

El arco interno es el más largo y alto mientras que el arco externo tiene una longitud y altura menor a las del arco interno. Por último, el arco anterior cuyos puntos de apoyo son la cabeza del primer y quinto metatarsiano. La excesiva tensión en los tendones y ligamentos de los pies puede dar lugar a arcos caídos o pies planos. El arco externo se compone de posterior a anterior por: calcáneo, cuboides, quinto metatarsiano y la falange del quinto dedo. El interno lo forman astrágalo, escafoides, primera cuña, primer metatarsiano y falange del primer dedo.<sup>18,19</sup>

Los huesos que constituyen el pie se disponen en tres grupos principales:

**Grupo proximal:** Formado por los huesos del tarso.

*Astrágalo:* Es el único hueso del tarso que se articula con la pierna, quedando sujeto por la mortaja tibioperonea y articulándose caudalmente con el calcáneo y ventralmente con el escafoides. Consta de una cabeza o porción anterior que se articulará con el escafoides, un cuello o segmento intermedio y un cuerpo o porción posterior. El cuerpo es la parte más voluminosa, su cara superior es articular formando la porción media o principal de la tróclea o polea astragalina.

*Calcáneo:* Tiene una forma irregularmente paralelepípeda representando su mitad posterior el talón. En su cara superior distinguimos dos carillas articulares para el astrágalo. Entre ambas carillas existe un surco profundo denominado sulcus calcanei, que junto con sulcus tali forma un conducto o cueva ósea: el seno del tarso (sinustarsi). La cara inferior es rugosa y presenta dos eminencias: las

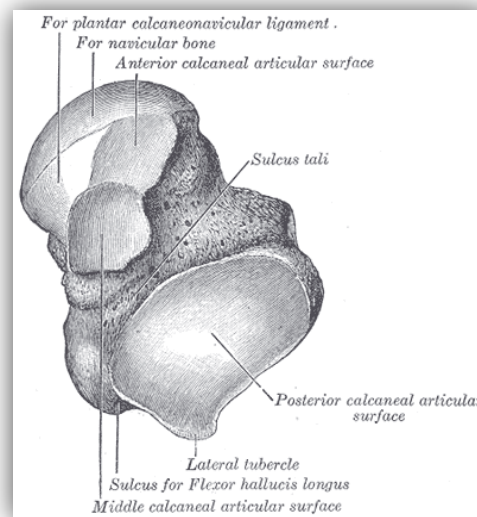
---

<sup>18</sup> Fisiología articular tomo II. A.I. Kapandji

<sup>19</sup> Pecho Vega, Agustín: *Semiología de la pierna, tobillo y pierna*. Cirugía ortopédica y traumatología.

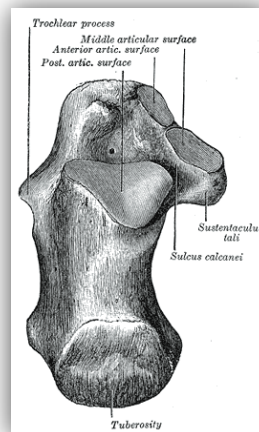
tuberosidades interna y externa del calcáneo. La cara externa presenta un pequeño tubérculo denominado tubérculo peroneo. En la cara interna podemos observar el canal calcáneo interno debajo del sustentaculum tali. La cara anterior es lisa y se articula con el cuboides. La cara posterior forma la parte prominente del talón.

**Ilustración 2. Astragálo**



**Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition**

**Ilustración 3. Calcáneo**



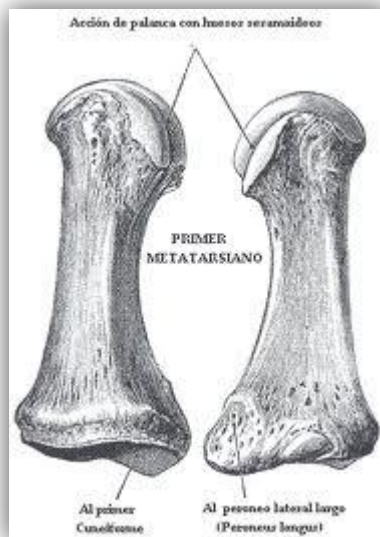
**Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition**

*Escafoides:* Presenta una forma navicular. Su cara posterior o proximal ofrece una excavación articular para el astrágalo. Su cara anterior o distal presenta tres facetas triangulares para articularse con las cuñas. En la parte interna del hueso se aprecia un saliente denominado tubérculo del escafoides y en la parte externa una carilla plana para el cuboides.

*Cuboides:* Tiene forma irregularmente cuboidea. Su cara proximal es lisa y se articula con el calcáneo. Su cara distal presenta dos facetas articulares para el cuarto y quinto metatarsiano. En la cara medial presenta dos carillas, una anterior para la tercera cuña y otra posterior para el escafoides. El resto de sus caras (dorsal, plantar y lateral) son rugosas y no articulares. En la cara plantar destaca una cresta, la cresta del cuboides, que divide en dos partes su cara plantar constituyendo la parte anterior un canal denominado surco del peroneo lateral largo.

A. **Grupo intermedio.** Formado por los metatarsianos.

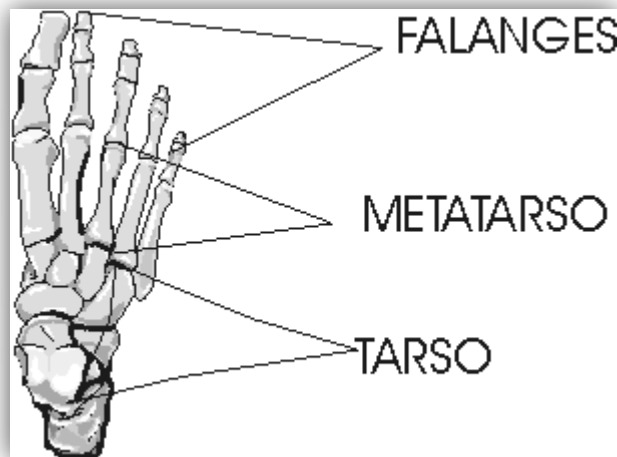
**Ilustración 4. Metatarsianos**



Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

*Metatarsianos.* Son pequeños huesos largos, que se disponen de dentro afuera con los nombres de primero, segundo, tercero, cuarto y quinto. No se encuentran en el mismo plano sino que forman un arco transversal, más elevado por dentro que por fuera. Cada uno de ellos consta de una base o extremo proximal, un cuerpo o diáfisis y una cabeza o extremidad distal. El quinto suele presentar un saliente postero externo a nivel de su base: La apófisis estiloides del quinto metatarsiano. La diáfisis es prismática triangular con base dorsal y arista plantar. El primer metatarsiano (el más grueso) se articula con la primera cuña, el segundo encaja entre las tres cuñas, el tercero sólo se articula con la tercera, el cuarto con la tercera y el cuboides y el quinto sólo con el cuboides. Además todos se articulan entre sí.

**Ilustración 5. Falanges**



**Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition**

*Falanges:* Se conocen con los nombres de primera o proximal, segunda o medial y tercera o distal o ungueal. El dedo gordo o hallux sólo tiene dos falanges: la proximal y la distal o ungueal. Son muy rudimentarias, presentando una base o extremidad proximal, una diáfisis muy corta y una cabeza o extremidad distal. Las superficies articulares de sus extremidades son trocleas rudimentarias.

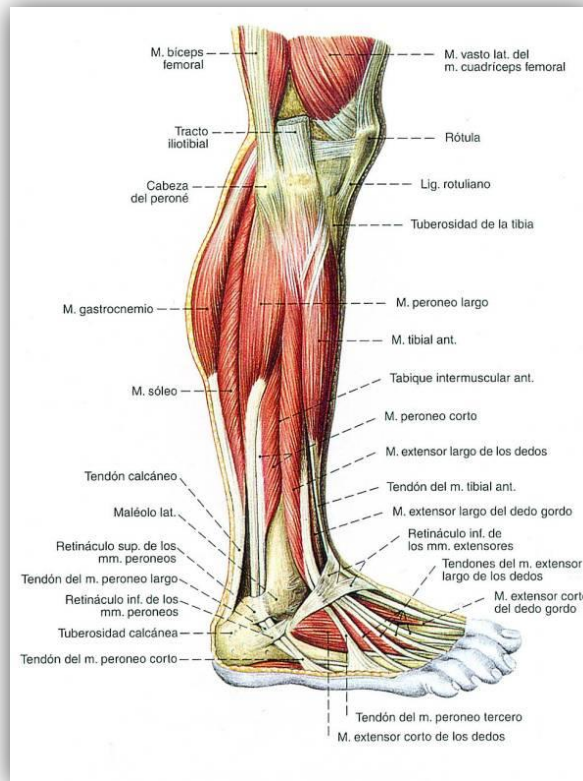
## Músculos del pie

Los músculos que actúan sobre el pie se clasifican como músculos extrínsecos, los que se originan en la cara anterior, posterior o lateral de la pierna, y los músculos intrínsecos, que se originan en la cara dorsal o plantar del pie.<sup>20</sup>

### A. Extrínsecos

Son todos aquellos músculos que se originan en la pierna y se unen a los huesos del pie. La tibia y el peroné y la membrana interósea separan estos músculos en grupos anteriores y posteriores, a su vez, se subdividen en subgrupos y capas.

Ilustración 6. Músculos del pie



Fuente: HealthIllustratedEncyclopedia

<sup>20</sup> NIGEL, Palastanga, Derek Field, Roger Soames. Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento.

## B. Músculos anteriores

A todos estos músculos los inerva el nervio peroneo profundo, que viene desde las ramas L4 a S1.

Músculo tibial anterior. Se origina en la mitad proximal de la tibia y la membrana interósea y se inserta cerca de la articulación tarsometatarsiana del primer dígito. El tibial anterior flexiona el pie dorsalmente y levanta su borde medial (supinación).<sup>21</sup>

Músculo extensor largo de los dedos. Se origina en el cóndilo lateral de la tibia y el peroné, para insertarse en los dígitos segundo a quinto y proximal en el quinto metatarsiano. El extensor largo de los dedos funciona de manera similar al tibial anterior, excepto que también dorsiflexiona los dedos.<sup>5</sup>

Músculo extensor largo del dedo gordo. Se origina medialmente en el peroné y se inserta en el primer dígito. Como su nombre indica dorsiflexiona el dedo gordo del pie.

✓ Músculo peroneo anterior

Músculos peroneos laterales. Son el Músculo peroneo lateral largo que se origina en la parte proximal del peroné, y el Músculo peroneo lateral corto que se origina por debajo del anterior en el mismo hueso. Juntos, sus tendones pasan por detrás del maleolo lateral. Distalmente, el peroneo lateral largo atraviesa la parte plantar del pie para llegar a su inserción en la primera articulación tarsometatarsiana; mientras que peroneo lateral corto llega a la parte proximal del quinto metatarsiano. Estos dos músculos son los más fuertes pronadores y ayudan en la flexión plantar. El largo también actúa como una cuerda que apoya el arco transversal del pie.<sup>5</sup>

---

<sup>21</sup>JarmoAhonen. Síntesis de anatomía humana para Fisioterapia y Kinesiología. p.113

✓ Músculos posteriores : están inervados por el nervio tibial (ramas S1 y S2)

Músculo tríceps sural está formado por el músculo sóleo y los gemelos. Los gemelos surgen en el fémur, proximal a los cóndilos, y el sóleo surge de las zonas proximales dorsales de la tibia y el peroné. Los tendones de estos músculos se fusionan para insertarse en el calcáneo como el tendón de Aquiles. El tríceps sural es el principal flexor plantar y su fuerza se hace más evidente en el ballet. Durante la marcha no sólo levanta el talón, sino que también flexiona la rodilla, asistido por el plantar. Como curiosidad, morfológicamente el tríceps sural es un cuadriceps, ya que se puede componer de los 2 gemelos, el sóleo y el plantar delgado.<sup>5</sup>

Músculo tibial posterior. Surge proximalmente en la parte posterior de la membrana interósea y los huesos adyacentes y se divide en dos partes en la planta del pie para insertarse en el tarso.

Músculo flexor largo del dedo gordo. Se presenta en la parte posterior de la tibia (es decir, en la parte lateral), y su vientre muscular, relativamente grueso, se extiende distalmente hasta el retináculo flexor en el que pasa hacia el lado medial a extenderse a través de la suela de la falange distal del primer dígito. El músculo poplíteo es también parte de este grupo, pero, con su dirección oblicua a través de la parte posterior de la rodilla, no actúa en el pie.<sup>5</sup>

### **C. Músculos intrínsecos del pie**

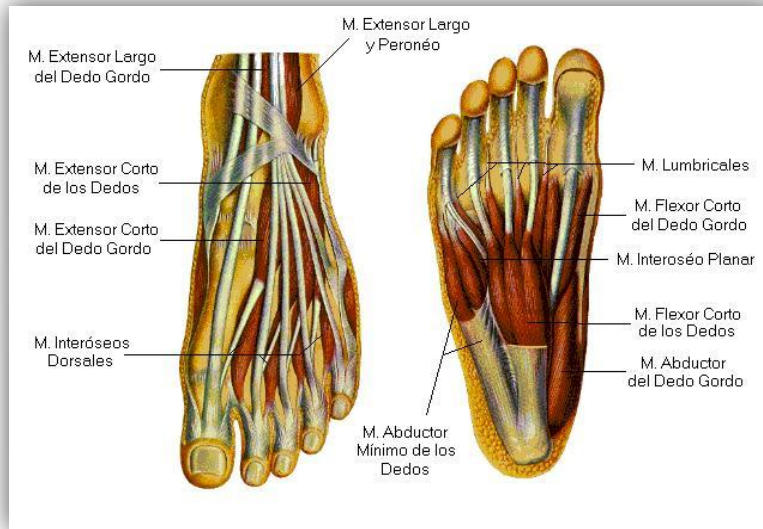
Pueden dividirse en dos grupos: músculos de la planta del pie y músculos del dorso del pie.

#### **✓ Músculos de la planta del pie**

*Plano profundo:* Este plano muscular está inervado por el nervio plantar lateral rama del nervio tibial.

- Interóseos dorsales y plantares, participan en la flexión y extensión del pie, y abducción y aducción de los dedos, teniendo de referencia el eje del pie (segundo dedo).
- Músculo oponente del dedo meñique del pie que tracciona en dirección plantar y medial.

**Ilustración 7. Músculos planta del pie**



**Fuente: HealthIllustratedEncyclopedia**

- Músculo flexor corto del quinto dedo. Flexiona la articulación metatarsofalángica.
- Músculo aductor del dedo gordo del pie. Su función es la flexión de la articulación metatarsofalángica, aduce y sustenta el arco transverso y longitudinal.

- Músculo flexor corto del dedo gordo. Se encarga de la flexión de la articulación metacarpofalángica y sustenta el arco longitudinal. Pasa entre los 2 huesos sesamoideos y se inserta en la segunda falange y la flexiona.

*Plano medio:* Este plano lo inerva el nervio plantar lateral y el plantar medial, que también es rama del nervio tibial (S2, S3)

- Músculo lumbrical del pie. Son 4 músculos que flexionan las articulaciones metatarsofalángeas del 2º al 5º dedo, provocan la extensión de la articulación interfalángica del 2º al 5º dedo y aduce del 2º al 5º dedo hacia el dedo gordo.
- Músculo cuadrado plantar. Aumenta la tracción del flexor largo de los dedos.

*Plano superficial:* Inervado por los nervios plantar medial y plantar lateral (S1, S2, S3)

- Músculo abductor del dedo gordo. Flexiona y abduce el primer dedo y sustenta el arco longitudinal. Está inervado por el nervio plantar medial procedente del nervio tibial.
- Músculo flexor corto de los dedos. Su acción es la flexión de la articulación metacarpofalángica e interfalángicas proximales del 2.º al 5.º dedo, también sustenta el arco longitudinal. Lo inerva el nervio plantar medial.
- Músculo abductor del 5º dedo. Flexiona, abduce y sustenta el arco longitudinal. Lo inerva el nervio plantar lateral, rama del nervio tibial.

### ✓ **Músculos del dorso del pie**

Los músculos intrínsecos del dorso del pie son únicamente dos:<sup>22</sup>

1. *Músculo extensor corto del dedo gordo*. Su contracción provoca la extensión del dedo gordo, actúa de forma coordinada con el músculo extensor largo del dedo gordo.
2. *Músculo extensor corto de los dedos*. Su contracción provoca la extensión de los dedos 2, 3 y 4. Actúa coordinadamente con el músculo extensor largo de los dedos.

### **Articulaciones del pie humano**

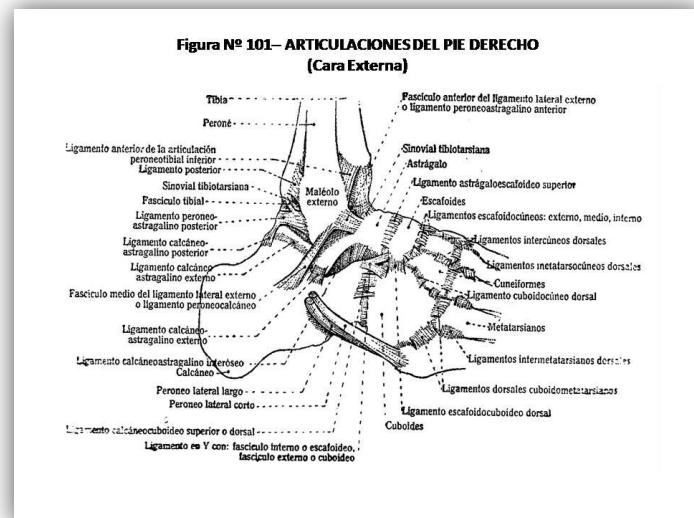
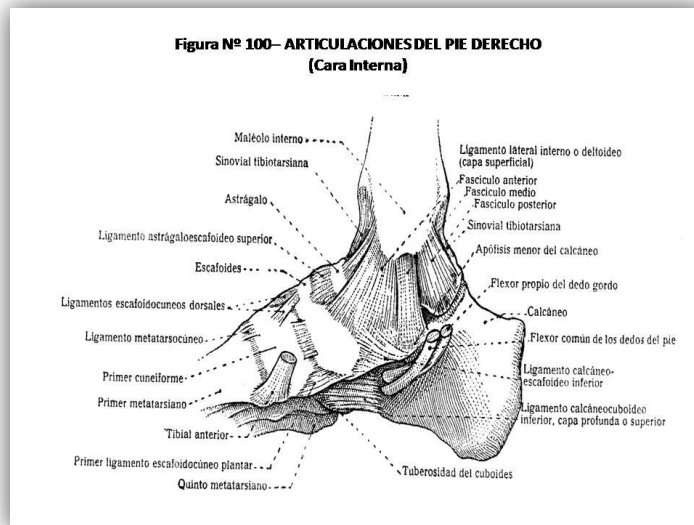
#### ✓ **Articulación del tobillo o supra-astragalina.**

Se trata de una trocleartrosis formada por la cara distal de la extremidad inferior de la tibia y por las carillas articulares de los maléolos, junto con el astrágalo que ofrece su polea para permitir los movimientos de flexo-extensión.

---

<sup>22</sup>M. Llusa, A. Merí, D. Ruano: Manual y atlas fotográfico de anatomía del aparato locomotor. Editorial Médica Panamericana, 2003, ISBN: 84-7903-784-9.

## Ilustración 8. Articulaciones del pie derecho



Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

### ✓ **Articulación astragalotarsiana.**

Son las diversas articulaciones que experimenta el astrágalo con sus dos huesos tarsianos vecinos (calcáneo y escafoides). Esta articulación queda constituida por dos cámaras articulares independientes separadas por el seno del tarso:

- Articulación subastragalina. Presenta como superficies articulares las carillas articulares posteriores del astrágalo (cóncava) y calcáneo (convexa) ambas son extensas e irregularmente ovaladas. ser considerada como un trochus.
- Articulación astragalocalcaneoescafoidea. Es morfológicamente una enartrosis.

✓ **Articulación calcaneocuboidea.**

Se establece entre la carilla articular distal del calcáneo y la carilla articular proximal del cuboides. Ambas son irregularmente triangulares. Es una articulación artrodial, provista de una cápsula y una sinovial propias y dotada de cierta autonomía funcional.

✓ **Articulaciones del tarso:**

- Articulación cuneonavicular: la parte trasera del escafoides se articula con la primera, segunda y tercera cuña.
- Articulación intercuneiformes: se articulan entre si las tres cuñas.
- Articulación cubo-cuneana: la parte trasera del cuboides se articula con la base del cuarto y quinto dedo y la parte más externa de la tercera cuña.

✓ **Articulaciones tarsometatarsianas.**

La hilera más distal de los huesos del tarso (cuboides y tres cuñas) se articula con las extremidades proximales de los cinco metatarsianos. Son articulaciones artrodiales. La interlínea articular (conocida por los cirujanos como interlínea de Lisfranc) es muy quebrada y en la profundidad está interrumpida por dos principales ligamentos interóseos: (interno y externo).

✓ **Articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas.**

Las primeras son bicondíleas mientras que las segundas son trocleartrosis rudimentarias. A su nivel se realizan fundamentalmente movimientos de flexo-

extensión de los dedos, que tratan agarrarse a terreno para hacer más sólida la sujeción de la bóveda plantar. Por otra parte, es en estas articulaciones donde el pie estático o de apoyo adquiere el último impulso para despegarse del suelo y transformarse en dinámico durante la marcha.

## **LIGAMENTOS DEL PIE**

### **✓ Ligamentos de la articulación supraastragalina**

*Ligamento lateral interno o ligamento deltoideo.* Toma como inserción proximal el maleolo tibial, abriéndose en abanico en dirección al tarso, distinguiéndose cuatro haces o fascículos según sus inserciones:

- Haz tibioastragalino posterior: tubérculo interno de la apófisis posterior del astrágalo.
- Haz tibioalcáneo: sustentaculum tali
- Haz tibioastragalino anterior: cara interna del cuello del astrágalo
- Haz tibioescafoideo: tuberosidad del escafoides.

*Ligamentos de la articulación astragalotarsiana.* Además de los ligamentos calcaneoescáfoideo plantar y haz escáfoideo del ligamento en Y de Chopart, en la articulación astragalotarsiana se describen otros cuatro ligamentos.

- Ligamento calcaneoastragalino interóseo: es el más importante y poderoso. Rellena el seno del tarso, uniendo fuertemente los surcos correspondientes al astrágalo y calcáneo.
- Ligamento calcaneoastragalino posterior: une los tubérculos de la apófisis posterior del astrágalo con la parte vecina de la cara superior del calcáneo. Transforma en orificio el canal existente entre ambos tubérculos (para el tendón del flexor largo del dedo gordo).

- Ligamento calcaneoastagalino externo: desde la apófisis externa del astrágalo hasta la cara externa del calcáneo, situándose inmediatamente por delante del ligamento peroneoclacáneo.
- Ligamento calcaneoastagalino interno: muy débil y cubierto por el ligamento deltoideo, une la cara interna del astrágalo con la parte vecina del sustentaculum tali.

## **FISIOLOGÍA DEL PIE**

### **Función**

El pie gestiona los contactos estáticos y dinámicos del cuerpo con el suelo. Por ello, distinguimos entre estos aspectos.

#### *Función estática*

- Plasticidad. La necesidad de adaptación del pie al relieve del suelo para que pueda amoldarse a una superficie desigual o no horizontal.
- Firmeza. Es la calidad que debe conferir al pie su estabilización, una vez se pone el pie en el suelo y de forma suficiente, para mantener el apoyo anteriormente establecido.

#### *Función dinámica*

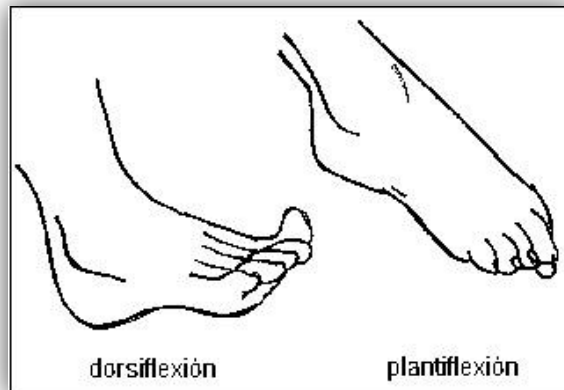
- Recepción. Es la capacidad del pie para responder a la amortiguación del suelo cuando llega a apoyarse, más o menos rápido.
- Propulsión. Es la restitución de la energía acumulada en el momento de la recepción o de una determinada aceleración en un impulso.

### 3.2. Biomecánica

Posición de referencia: aquella en la que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna. A partir de esta posición podemos describir los distintos movimientos del pie.<sup>23</sup>

- ✓ Amplitud de movimiento de 0 a 20°.
  
- ✓ Amplitud de movimiento de 0 a 45°.

Ilustración 9. Dorsiflexión y Plantiflexión



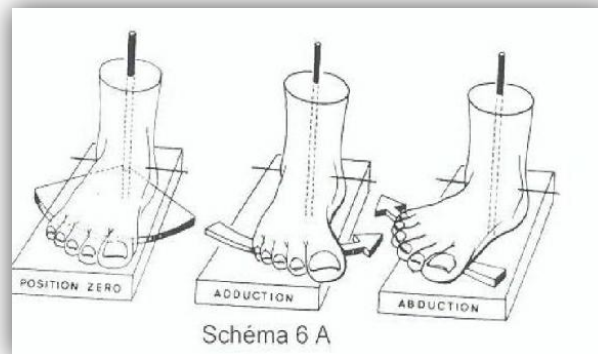
Fuente: Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

- ✓ Aducción: movimiento en el que se lleva la punta del pie hacia dentro, con respecto al plano de simetría del cuerpo. Se realiza en un eje vertical y en un plano horizontal.
- ✓
- ✓ Abducción: movimiento en el que se lleva hacia afuera el extremo distal del pie, realizándose en el plano horizontal.

---

<sup>23</sup>Corrales Márquez, Rosario: *Epidemiología del pie cavo en la población escolar de Málaga*, 1999, Universidad de Málaga, tesis doctoral, España.

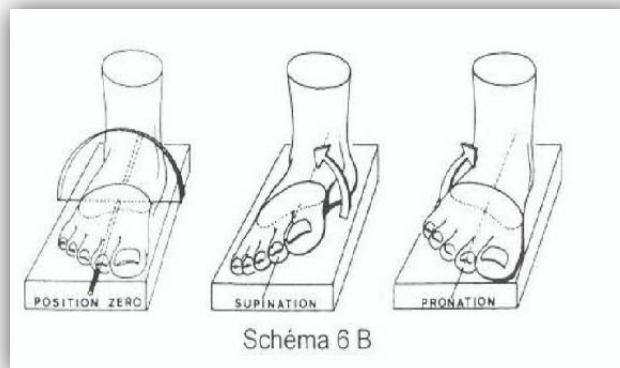
**Ilustración 10. Aducción y Abducción del pie**



**Fuente:** Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

- ✓ **Supinación:** en él dirigimos la planta del pie hacia adentro. Desarrollado en un plano frontal y alrededor del eje longitudinal. Participa la articulación subastragalina y en último lugar las articulaciones del tarso. La supinación es la combinación de: flexión plantar, aducción e inversión.
- ✓ **Pronación:** opuesto al anterior, por lo que la planta del pie “mira” hacia afuera. Movimiento frontal y con predominio de la articulación subastragalina. La pronación es la combinación de: flexión dorsal, abducción y eversión.

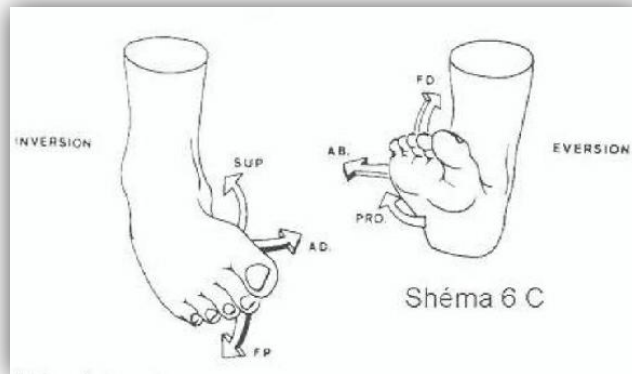
**Ilustración 11. Supinación y Pronación del pie.**



**Fuente:** Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

- ✓ Inversión: Amplitud de movimiento de 0 a 35°.
- ✓ Eversión: Amplitud de movimiento de 0 a 25°.

**Ilustración 12. Inversión y Eversión del pie**



**Fuente:** Grays Anatomy for Students, 2nd Edition

### **3.3. ESGUINCE DE CUELLO DE PIE patología**

El esguince es un daño estructural parcial de un ligamento que no llega a romperse. Las causas de ese daño suelen ser varias, pero la más frecuente es sobrepasar el límite de movimiento articular, lo que hace tensar en exceso ese ligamento, desgarrándolo o distendiéndolo más de lo normal.

Según la gravedad de la lesión del ligamento hay varios tipos de esguinces, que conllevarán una disminución funcional mayor o menos de la articulación afectada.

**Ilustración 13. Esguince de cuello de pie**



**Fuente:** HealthIllustratedEncyclopedia

- ✓ Esguince de Grado I: se producen por el sobre estiramiento del ligamento, lo que provoca una ligera hinchazón. No hay laxitud articular asociada. El ligamento sólo sufre una distensión y si se llegara a producir desgarro no afecta a más del 5% del ligamento. El tiempo de recuperación es corto, dependiendo de la actividad de la persona afectada, pero suele oscilar entre 10-20 días.<sup>24</sup>

**Ilustración 14. Esguince de cuello de pie, grado 1.**

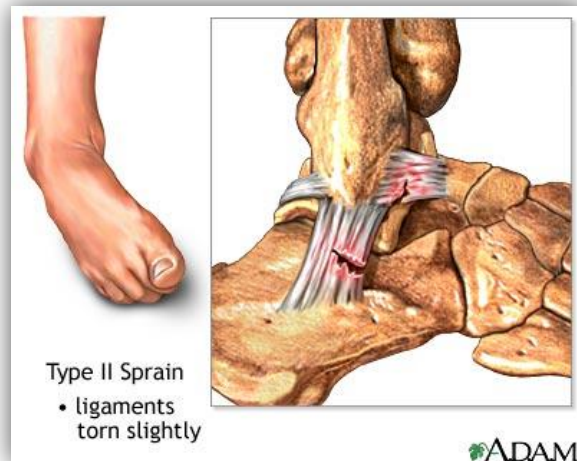


**Fuente:** HealthIllustratedEncyclopedia

<sup>24</sup> Linda J. Vorvick, MD, Medical Director, MEDEX Northwest Division of Physician Assistant Studies, University of Washington, School of Medicine. Also reviewed by David Zieve, MD, MHA, Medical Director, A.D.A.M., Inc

- ✓ Esguince de Grado II: en este grado el ligamento ya sufre desgarro o ruptura parcial. La hinchazón en la zona es instantánea y dolorosa al tacto, y pueden afectarse también estructuras anejas como la cápsula articular, lo que desemboca en derrame y amoratado de la zona. La inestabilidad articular es leve, pero se ve afectada. El tiempo de recuperación es lógicamente mayor y suele oscilar de 20 a 40 días, ya que la cantidad de tejido afectado es mayor.

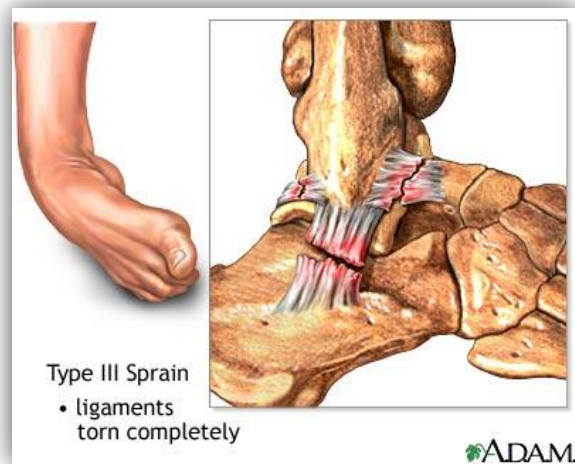
**Ilustración 15. Esguince de cuello de pie, grado 2.**



**Fuente:** HealthIllustratedEncyclopedia

- ✓ Esguince de grado III: aquí se encuadran las lesiones más graves de los ligamentos, las roturas. Si en este grado se considera diagnóstico de esguince va a ser por el no tratamiento quirúrgico. El dolor es muy intenso y la laxitud articular manifiesta. Debido al tiempo de cicatrización del ligamento el tiempo para recuperarse de este tipo de esguinces es de unas 8 semanas (50-60 días).

**Ilustración 16. Esguince de cuello de pie, grado 3.**



**Fuente:** HealthIllustratedEncyclopedia

### **3.3.1. Tratamiento primario**

Encaminado a proteger la articulación y reducir la inflamación. Es el famoso RICE: Reposo, Ice (hielo), Compresión y Elevación. Son acciones simples y efectivas que se suelen aplicar en todo tipo de esguince, excepto en los graves o en los que se quiere una rápida recuperación.

- ✓ Reposo: es imprescindible para la recuperación, sobre todo en las primeras 24-48 horas. Con el reposo evitaremos empeorar la lesión. En los casos leves o en los días posteriores se suele optar por reposo relativo con una carga parcial (apoyar pie levemente utilizando muletas).
- Hielo: el hielo ejerce una acción antiinflamatoria que reduce la hinchazón. Se debe aplicar durante los primeros dos días, cada 2 horas durante unos 15 minutos. Cuidad con la aplicación directa de hielo, puede ocasionar quemaduras por frío, es conveniente poner un tejido entre medias.
- ✓ Compresión: el vendaje compresivo protegerá el ligamento al limitar el movimiento de la articulación y reducirá la inflamación. Suele utilizarse un

vendaje elástico evitando compresión excesiva. No es recomendable seguir con el vendaje después de los primeros dos días.

- ✓ Elevación: por encima del nivel del corazón y mientras se aplica hielo. Es conveniente realizar la elevación en las primeras horas después de la lesión. Esto reducirá la inflamación.

### 3.1.1.2. Tratamiento fisioterápico

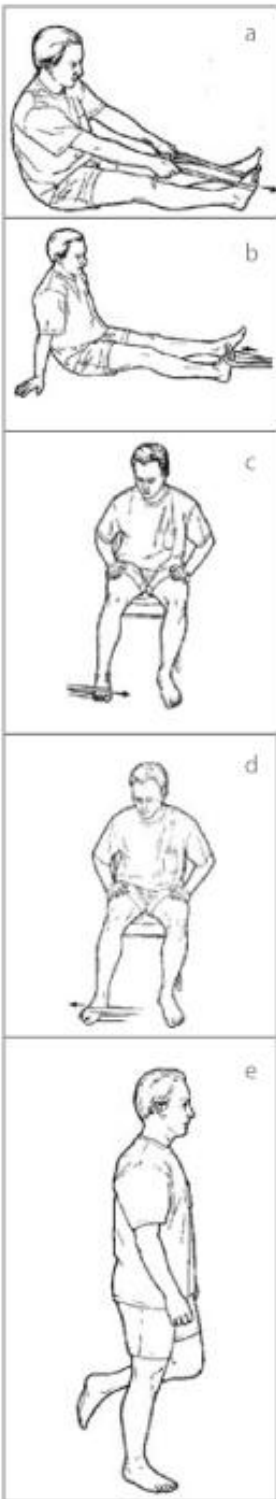
- ✓ Movilización temprana: se aumenta de manera paulatina el rango de movimiento sin llegar al umbral del dolor.
- ✓ Baños de contraste: ayuda a disminuir la inflamación junto con la aplicación de hielo.
- ✓ Masajes: bien realizados por un profesional son útiles para reducir la inflamación. Este masaje para drenar la articulación suele utilizarse junto con otras técnicas como son los ultrasonidos.
- ✓ Fortalecimiento muscular: tras el reposo los músculos quedan debilitados. El objetivo es fortalecer los músculos implicados en la articulación lesionada para aumentar la resistencia a futuros movimientos lesivos.

**Ilustración 17. Tratamiento para el Esguince de cuello de pie.**



**Fuente:** HealthIllustratedEncyclopedia

**Ilustración 18.** Ejercicios para recuperación el Esguince de cuello de pie.



En una fase posterior cuando digamos ya se han “curado” los ligamentos se procede a la estabilización del tobillo y reeducación. En esta fase se incluyen movimiento y ejercicios técnicos que preparan para un retorno progresivo a la actividad normal.

También el programa de ejercicios posteriores van encaminados a evitar recaídas y fortalecer la articulación, esto ya nos ocupará otro post.

### **REANUDACIÓN DEL DEPORTE**

Para volver a practicar deportes, generalmente se recomienda que la inflamación o el dolor no existan o sean mínimos y que puedan realizarse saltos hacia delante o hacia los lados sobre el tobillo lesionado sin sentir dolor ni inestabilidad. En los esguinces más graves es una buena idea proteger el tobillo con una tobillera o una ortesis para disminuir la probabilidad de nuevos episodios de esguince. Su médico y entrenador deben guiarle en su retorno a la práctica deportiva.

### **EJERCICIOS**

*Ejercicio de rango de movimiento: "Escribir con el pie"*

Aplicar una bolsa de hielo al tobillo durante 20 minutos. Después trazar las letras del alfabeto en el aire con el dedo gordo. Realizar este ejercicio tres veces al día y hacerlo hasta que se consiga el movimiento completo del tobillo.

### **Resistencia**

Debe iniciar los ejercicios de resistencia una vez recuperada la movilidad completa. Utilizar una banda elástica de un metro o una cámara de rueda de bicicleta. Hacer 30 repeticiones de cada uno de los siguientes ejercicios tres veces al día.

a) Flexión plantar: Sujetar ambos extremos de la banda elástica con las manos y pasarla por debajo del pie. Al mismo tiempo que se tracciona de la banda empujar con el pie lejos del cuerpo. Contar hasta tres y repetir el ejercicio.

b) Dorsiflexión: Atar la banda alrededor de la pata de una mesa y pasar el otro extremo alrededor del dorso del pie. Tirar del pie en dirección al tronco. Contar hasta tres y repetir el ejercicio.

c) Inversión: Con la goma fija a un objeto estático, siéntese en una silla. Apoyando el talón en el suelo llevar el pie hacia dentro contando hasta tres en cada ejercicio.

d) Eversión: Comenzando en la misma posición que en el ejercicio de inversión pero con la banda elástica en dirección inversa, realizar movimientos del pie hacia fuera contando hasta tres.

Fortalecimiento: Cuando pueda realizar los ejercicios de resistencia descritos fácilmente y sin molestias, doble la banda elástica (haciendo dos lazos) y haga 10 repeticiones de los mismos ejercicios tres veces al día. Alternativamente, haga los ejercicios con una bota pesada o colocando un peso en la suela de una zapatilla deportiva. Añada ejercicios en posición "de puntillas": Póngase de puntillas y cuente hasta tres, primero con el pie apuntando hacia delante y después hacia dentro y hacia fuera. Días después, repetir este ejercicio apoyándose en un sólo pie.

Equilibrio: Posición de "cigüeña": Elevar la extremidad no lesionada manteniéndose sobre la lesionada durante un minuto. Repetir hasta un total de 5 minutos, tres veces al día. Progresar hasta mantenerse sobre una pierna con los ojos cerrados.

### 3.4. Escala de fuerza muscular Daniels

Escala numérica de 0 a 5 que evalúa la fuerza muscular la cual es la expresión de la tensión muscular transmitida al hueso a través del tendón. Se puede hacer de manera manual o instrumental por el profesional.<sup>25</sup>

**Grado 0:** Ausencia de contracción muscular.

**Grado 1:** Esbozo de contracción muscular.

**Grado 2:** Movimiento activo que no puede vencer la fuerza de gravedad.

**Grado 3:** La fuerza muscular está reducida tanto que el movimiento articular solo puede realizarse contra la gravedad, sin la resistencia del examinador.

**Grado 4:** La fuerza muscular está reducida pero la contracción muscular puede realizar un movimiento articular contra resistencia.

**Grado 5:** Fuerza muscular normal contra resistencia completa.

---

<sup>25</sup>Daniels, L. Pruebas funcionales musculares. Técnicas manuales de exploración, 2ª ed., México: Interamericana, 1957.

## 4. USUARIOS

### 4.1. USUARIOS PRIMARIOS

Como bien se ha nombrado ya, la metodología utilizada para desarrollar este producto es el Diseño Centrado en el Humano, tomando siempre como punto de partida y de llegada al usuario.

El instrumento va a asistir al fisioterapeuta en la realización de la terapia; Sin embargo el paciente es quien va a recibir el beneficio generado por el producto, por lo general el paciente no es conocedor de los procedimientos a los cuales es expuestos, sencillamente los recibe, a pesar de esto es la base de la investigación y gran porcentaje del diseño de este producto va centrado en el así que se establecerá como usuario primario, pues va a tener más interacción con el producto.

#### A. Usuario arquetípico

Los pacientes para quienes va dirigido a personas que padezcan de esguince de tobillo grado 1 y 2, con nota de fuerza muscular 3 a 4 en la escala de Daniels<sup>26</sup>.

Debido a que los pacientes que presentan la patología están en un rango muy variable de medidas antropométricas, se tomó la decisión de abarcar la población con medidas antropométricas más comunes en Colombia, según el estudio **Parámetros antropométricos de la población laboral Colombiana 1995**<sup>27</sup>, obteniendo como resultado un usuario arquetípico el que cual será eje del estudio.

---

<sup>26</sup> Fundamentos De Las Técnicas De Evaluación Musculo esquelética, Segunda edición. Escrito por M. Lynn Palmer, Marcia E. Eple

<sup>27</sup> Publicado en la Rev. Fac. Nac. Salud Pública 1998; 15(2): 112-139

La base de datos del estudio clasifica 69 variables medidas aplicadas a hombres y mujeres de las cuales para este desarrollo proyectual, se consideran necesarias doce.

**Tabla 1.** Percentiles para Usuario Arquetípico

Ítem	H(Percentil50)	M(Percentil 50)
<b>Edad</b>	20-29	20-29
<b>Masa corporal (peso) Kg</b>	69,1	56
<b>Estatura</b>	168,6	1,55
<b>Altura sentado Erguido</b>	88,6	83,8
<b>Altura rodilla(sentado)</b>	52,5	48,5
<b>Altura fosa poplítea(sentado)</b>	42,4	38,3
<b>Largura nalga rodilla</b>	57	55
<b>Largura pie</b>	25,2	22,9
<b>Largura planta del pie</b>	20,3	21,6
<b>Anchura tobillo</b>	7,4	6,5
<b>Anchura talón</b>	6,8	6,2
<b>Anchura del pie</b>	9,9	8,3

**Fuente:** Parámetros antropométricos de la población laboral Colombiana

Tomando los máximos y los mínimos de los datos tomados del estudio y sin discriminar género, se obtiene el usuario arquetípico para el proyecto, el cual es una persona, entre los 20 y 29 años, con una estatura mínima de 1.55m y máxima de 1.70m, con un peso entre 56 y 59 Kg y demás características descritas en la tabla 1; de esta forma se tiene la antropometría sobre la cual se va a basar el dimensionamiento del producto.

## **4.2. USUARIOS SECUNDARIOS**

Los fisioterapeutas son expertos en la manipulación de equipos y técnicas para rehabilitación y están en contacto directo con todos los elementos usados, estos usuarios pueden brindar parámetros para el diseño del dispositivo pues han interactuado a diario con lo inadecuado y en algunos casos aplicado soluciones para satisfacer necesidades, en este caso este el profesional de la salud interactúa la mayor parte del tiempo con la parte digital del producto y muy poco con la parte física, así que se cataloga como el usuario secundario.

El fisioterapeuta debe ser un profesional con experiencia en el manejo de dispositivos para terapias físicas.

## **5. FASE ESCUCHAR (HEAR)**

En el proceso de diseño y construcción de un producto, es primordial identificar una metodología de trabajo, para identificar la necesidad a suplir para el usuario y la mejor estrategia de trabajo para cumplir con los objetivos trazados. Para el equipo de trabajo es importante aplicar una metodología de Diseño Centrado en el Usuario, el cual empieza con el estudio de las personas para las cuales se va a diseñar, examinando sus necesidades, sueños y comportamientos; Se busca escuchar y entender lo que estas personas desean.

La metodología de Diseño Centrado en el Humano<sup>28</sup>, empieza con un desafío específico de diseño, y atraviesa tres fases principales: Escuchar, Crear y Entregar, las cuales serán adoptadas por el equipo de trabajo durante el desarrollo del proyecto.

### **5.1. DESARROLLO PROYECTUAL<sup>29</sup>**

Durante esta fase, el equipo de diseño recolecta historias e inspiración de la gente, para poder entender sus necesidades, esperanzas y aspiraciones. El desafío de esta etapa del diseño es elaborar las métricas que serán de guía, las preguntas que se harán en el trabajo de campo, además de las oportunidades y soluciones que se desarrollaran, más adelante.

#### **5.1.2. ESTADO DEL ARTE**

Indagando acerca de los productos existentes en el mercado que suplan o en algo se asemejen a la necesidad identificada, se encontraron los elementos que se describen a continuación citados.

---

<sup>28</sup> *Human Centered Design. Toolkit 2nd Edition.*

<sup>29</sup> Op. cit. p. 20

### 5.1.2.1. ARTROMOT-SP3

Ilustración 19. ARTROMOT-SP3



Fuente: [www.ormed-djo.de](http://www.ormed-djo.de)

**Descripción:** Esta tablilla de movilización motorizada posibilita la realización de los siguientes movimientos pasivos en la articulación del tobillo:

- Flexión plantar / Extensión dorsal 50° / 0° / 40°
- Inversión / Eversión 40° / 0° / 20°

Gracias a su fácil reequipamiento, la tablilla se puede utilizar para ambos lados, tanto en posición echada como en posición sentada.

## **Características**

El aparato ARTROMOT®-SP3<sup>30</sup> se distingue, entre otras cosas, por las siguientes características:

- Ajustes anatómicamente correctos
- Desarrollos de movimiento fisiológicos
- Unidad de programación para ajustes de graduación fina de todos los valores de tratamiento.
- Manejo sencillo de la unidad de programación gracias al uso de pictogramas
- Tarjeta chip para la memorización de valores programación.

### **5.1.2.2. Prototipo de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) para terapia del tobillo**

#### **Descripción de la UMPC**

La UMPC<sup>31</sup> se ilustra en la figura, consiste de seis componentes principales que son la base, soporte, el soporte para la pierna, barra flexión y extensión, eje de inversión y la plataforma. Construida con tubos ASTM A513 grado MT 1010 AWCR, el terminado de la superficie es de característica "mate" lo cual garantiza acabados electrolíticos o pintados de excelente calidad, además por su bajo contenido de carbono, son altamente soldables y presenta maleabilidad, permitiendo hacer trabajos de dobles o deformación plástica en frío.

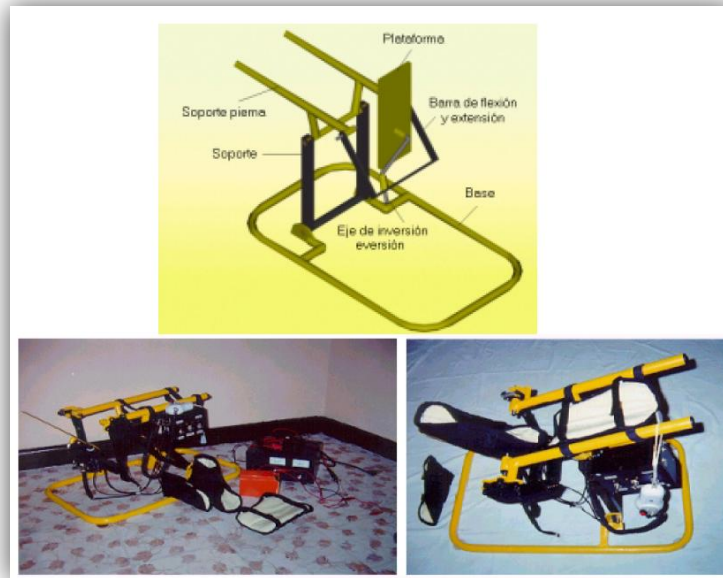
---

<sup>30</sup>ORMED GmbH & Co.KG Merzhauserstraße 112 D-79100 Freiburg

<sup>31</sup>\*Elmer Galvis Luna, +Diana Rincón.

\*MSc. Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes, Profesor Auxiliar Universidad del valle, Edificio 351 Ciudad Universitaria, +Profesora Asociada Universidad de los Andes.

## Ilustración 20. Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC)



**Fuente:** Prototipo de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC) para terapia del tobillo. Pdf

### Características

La UMPC puede ser utilizada en un amplio rango de edades, para uso con pacientes en silla o en camas, arcos de movimiento ajustable y contiene un control manual para ser activado por el paciente en caso de carga dolorosa.

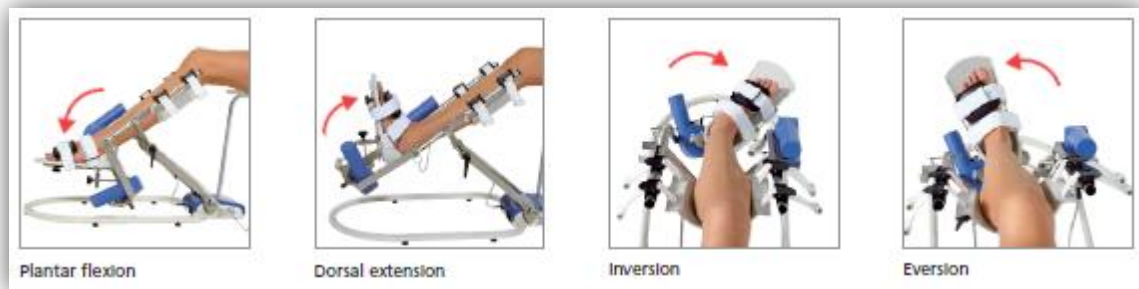
Los movimientos de la UMPC son generados a partir de dos moto-reductores DC, donde uno se encarga de la flexión plantar y dorsal y el otro de la inversión y eversión. La velocidad de los motores es controlada mediante la alimentación variable del voltaje y los arcos de movimiento son ajustables a partir de la ubicación de sensores infrarrojos conectados a un sistema electrónico digital.

### 5.1.2.3. CPM de Tobillo OptiFlex

**Descripción:** Diseñado para ofrecer un movimiento anatómico para el tobillo, ofreciendo una mayor comodidad y conformidad para el paciente. El CPM de

tobillo OptiFlex<sup>32</sup> aporta un amplio rango de movimientos, flexión dorsal/flexión plantar e inversión/eversión.

**Ilustración 21. CPM de Tobillo OptiFlex**



**Fuente:** [www.interferenciales.com.mx](http://www.interferenciales.com.mx)

### **Características**

- Facilidad para ajustar los motores que permite personalizar los parámetros del tratamiento para ajustarse a los protocolos terapéuticos específicos del paciente.
- Control manual de uso sencillo capaz de almacenar datos de tratamiento en la tarjeta de memoria con chip.

<sup>32</sup> C-2027 CPM de Tobillo OptiFlex

- Fácil conversión a izquierda/derecha.
- Ofrece un correcto movimiento anatómico.
- Fácil de mover por su peso liviano.
- Flexión dorsal/plantar: 40 - 0 - 50°.
- Inversión/eversión: 40 - 0 - 20°.
- Peso de la unidad: 11.5 kg.
- Dimensiones\*: 42.4 cm fondo x 93 cm ancho x 70.1 cm alto.




#### **OBSERVACIÓN:**

**Posterior a la indagación pertinente realizada por el grupo de trabajo, se puede concluir que no existe en el mercado actual un elemento que permita registrar la medición de los ángulos de movilidad articular y fuerza muscular en los movimientos puros del pie, ya que este proceso se hace por el profesional de la salud durante el proceso de recuperación del paciente de manera manual haciendo estas medidas de manera subjetiva.**

#### **5.1.3. Comparación entre productos.**

Para tener un panorama general del estado del arte se hace una tabla que permite comparar según criterios definidos los tres productos encontrados en el mercado actual que pueden aportar información valiosa en el transcurso del proyecto. A continuación ver en la tabla número 2.

Tabla 2. Comparación del estado del arte

<div style="text-align: right;"><b>Producto</b></div> <div style="text-align: left;"><b>Características</b></div>			
Nombre	<b>ARTROMOT-SP3</b>	<b>Prototipo de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo (UMPC)</b>	<b>CPM de Tobillo OptiFlex</b>
Fabricante	ORMED GmbH & Co	Emer Galvis Luna, +Diana Rincón.	Optiflex
Permite hacer los 4 movimientos	Sí	Sí	Sí
Medición de ángulo	No	No	No
Medición de fuerza	No	No	No
Elemento de Visualización	Sí	Sí	Sí
Interfaz	Completa	Numérica	Completa
Alimentación	100 a 240	120 V	240 V
Estética	Alta	Baja	Alta
Precio	€ 5.390,00	No esta estipulado	€ 2.822,00

Fuente: Autores

Después de hacer el comparativo entre estos tres productos se puede concluir:

- Los dispositivos permiten por medio de diferentes mecanismos realizar los cuatro movimientos principales del pie.
- Ninguno de los dispositivos permite medir la fuerza que genera el pie en cada movimiento.
- Ninguno de los dispositivos mide la amplitud articular del pie.
- La interfaz del segundo dispositivo es baja en comparación con los otros dos.
- El precio en el mercado actual de los dos productos son muy elevados.

También se presente el siguiente listado de posibles soluciones de medición por medio del uso de elementos electrónicos que se encuentran en el mercado, de los cuales se tomaran los más adecuados para la tarea que el dispositivo debe cumplir.

### 5.1.3.1. Medición de desplazamiento y la fuerza

Los sensores utilizados para medir desplazamiento pueden ser de diversos tipos:

#### A. Potenciómetros.

Ilustración 22. Potenciómetro



Fuente: Unidad Didáctica: Control y robótica. Sección: Sensores

Un Potenciómetro<sup>33</sup> es un dispositivo electromecánico que consta de una resistencia de valor fijo sobre la que se desplaza un contacto deslizante llamado cursor y que la divide eléctricamente.

La aplicación más común de los potenciómetros en instrumentación es como sensor de desplazamiento de tipo resistivo. El movimiento del cursor origina un cambio en la resistencia, el cual puede utilizarse para medir desplazamientos lineales o angulares de piezas acopladas al cursor.

Los potenciómetros pueden usarse para medir diversas magnitudes físicas siempre que se puedan convertir en desplazamiento.

---

<sup>33</sup> LEIJA Lorenzo. Métodos de Procesamiento Avanzado e Inteligencia Artificial en Sistemas Sensores y Biosensores. Primera edición, 2009. P 189.

Los elementos resistivos utilizados en los potenciómetros son de diferentes tipos. Se usan principalmente el bobinado que es muy lineal y también el plástico conductor que aparte de la linealidad ofrece una vida muy larga. Pero, existen en el mercado una variedad de elementos resistivos que se utilizan en los potenciómetros. El elemento más popular es el carbón, su mejor característica es el precio pero como inconvenientes tiene las variaciones de temperatura y su vida. El cermet es una combinación de material cerámico y metal que mejora muchísimo las características del carbón. Después se encuentra el bobinado, que sus principales ventajas son el bajo coeficiente de temperatura, su vida mecánica, bajo ruido, alta disipación, y estabilidad con el tiempo.

Otro elemento utilizado es el plástico conductor que mejora en todas las características respecto a los demás elementos, pero tiene un precio superior.

## **B. Sensores inductivos<sup>34</sup>**

**Resolvers y Sincroresolvers.** Se trata de sensores analógicos con resolución teóricamente infinita. El funcionamiento de los resolvers se basa en la utilización de una bobina solidaria al eje excitada por una portadora, generalmente con 400Hz, y por dos bobinas fijas situadas a su alrededor.

El giro de la bobina móvil hace que el acoplamiento con las bobinas fijas varíe, consiguiendo que la señal resultante en estas dependa del seno del ángulo de giro. La bobina móvil excitada con tensión  $V_{sen}(wt)$  y girada un ángulo  $\emptyset$  induce en las bobinas fijas situadas en cuadratura las siguientes tensiones:

$$V1=V_{sen}(wt)\text{sen}\emptyset \quad V2=V_{sen}(wt)\text{cos}\emptyset$$

---

<sup>34</sup> LEIJA. Op Cit. P 145

Entre sus ventajas destacan su buena robustez mecánica durante el funcionamiento y su inmunidad a contaminación, humedad, altas temperaturas y vibraciones. Debido a su reducido momento de inercia, imponen poca carga mecánica del funcionamiento del eje.

Dado el carácter continuo de la señal, la resolución de los resolvers es teóricamente infinita. Bien es verdad que depende en la mayoría de las ocasiones de una electrónica asociada, lo que limita la precisión de forma práctica. En cada caso de los codificadores ópticos. El rango dinámico se encuentra más limitado en el caso de los codificadores ópticos la resolución viene limitada por el número de secciones opaco-transparentes que se utilicen.

**Transformador diferencial lineal (LVDT)<sup>35</sup>.** Entre los sensores de posición lineales destaca el transformador diferencial de variación lineal (LVDT) debido a su casi infinita resolución, poco rozamiento y alta repetibilidad. Su funcionamiento se basa en la utilización de un núcleo de material ferromagnético unido al eje cuyo movimiento se quiere medir. Este núcleo se mueve linealmente entre un devanado primario y dos secundarios haciendo con su movimiento que varíe la inductancia entre ellos.

Los dos devanados secundarios conectados en oposición en serie ven como la inducción de la tensión alterna del primario, al variar la posición del núcleo, hace crecer la tensión de un devanado y disminuirá en el otro. Del estudio de la tensión  $E$  se deduce que esta es proporcional a la diferencia de inductancias mutuas entre el devanado primario con cada uno de los secundarios, y que por tanto depende linealmente del desplazamiento del vástago solidario al núcleo.

Además de las ventajas señaladas, el LVDT presenta una alta linealidad, gran sensibilidad y una respuesta dinámica elevada. Su uso está ampliamente

---

<sup>35</sup> Ibíd p 145.

extendido, a pesar del inconveniente de poder ser aplicado únicamente en la medición de pequeños desplazamientos.

**Transformador diferencial rotatorio (RVDT)<sup>36</sup>.** Mientras que los LVDT miden desplazamiento lineal, los RVDT miden desplazamiento angular. El máximo rango de medida de posición angular es aproximadamente  $\pm 60^\circ$ .

Cuando los RVDT trabajan en el rango de los  $\pm 40^\circ$ , el dispositivo típico tiene un error de linealidad de 0.2% a fondo de escala. Si el desplazamiento angular se mantiene en  $\pm 5^\circ$  el error de linealidad se reduce por debajo del 0.1% a fondo de escala. El eje está soportado por cojinetes de bolas que minimizan la fricción y la histéresis mecánica.

Los transductores LVDT y RVDT son utilizados extensamente en medición y aplicaciones de control de medida de desplazamientos desde micro pulgadas hasta varios pies. Se encuentran en sistemas de metrología, en posición de válvulas, en actuadores hidráulicos. Otras aplicaciones de estos transductores, como células de carga o sensores de presión utilizando LVDT internamente.

### c. Sensores magnéticos<sup>37</sup>

**Sensores magnetorresistivos.** El efecto magneto-resistivo data de 1856, donde Thomson observó este efecto aunque no se encontró ninguna aplicación práctica. Posteriormente con los semiconductores se empezó a utilizar como detectores de movimiento.

La gama de sensores magnetorresistivos de Philips está caracterizada por su alta sensibilidad en la detección de los campos magnéticos, en un amplio rango de

---

<sup>36</sup> Ibíd.

<sup>37</sup> Ibíd. P 162

temperatura de trabajo, con un 'offset' muy bajo y estable, y con una baja sensibilidad a la tensión mecánica. Por lo tanto, son un excelente medio de medida tanto en desplazamiento lineal como en angular, bajo condiciones ambientales extremas en aplicaciones en automoción o maquinaria (ruedas dentadas, varillas de metal, levas, etc.). Otra aplicación de los sensores magnetorresistivos es la medición de velocidad rotacional.

Un ejemplo donde las propiedades de los sensores magnetorresistivos pueden ser útiles es en las aplicaciones de automoción, tal como detección de velocidad de una rueda para el ABS, en sistemas de control de motores y en detectores de posición para la medición de la posición de un chasis, en la medición de posición de válvulas o de los pedales. Otro ejemplo, es en la instrumentación y control de equipos, que frecuentemente requieren sensores de posición capaces de detectar desplazamientos en la región de las décimas de milímetro (o a veces menor) y en sistemas de ignición electrónica donde se tiene que poder determinar con gran precisión la posición angular de un motor de combustión.

**Sensores de efecto Hall<sup>38</sup>**. Se recordará por la física elemental que el efecto Hall relaciona la tensión entre dos puntos de un material conductor o semiconductor con un campo magnético a través del material. Cuando se utilizan por si mismos, los sensores de efecto Hall solo pueden detectar objetos magnetizados. Sin embargo cuando se emplean en conjunción con un imán permanente, son capaces de detectar todos los materiales ferromagnéticos.

Los sensores de efecto Hall están basados en el principio de una fuerza de Lorentz que actúa sobre una partícula cargada que se desplaza a través de un campo magnético. Esta fuerza actúa sobre un eje perpendicular al plano establecido por la dirección de movimiento de la partícula cargada y la dirección del campo. Es decir, la fuerza de Lorentz viene dada por  $F = q(v \times B)$ , en donde  $q$

---

<sup>38</sup> *Ibíd.* P 170

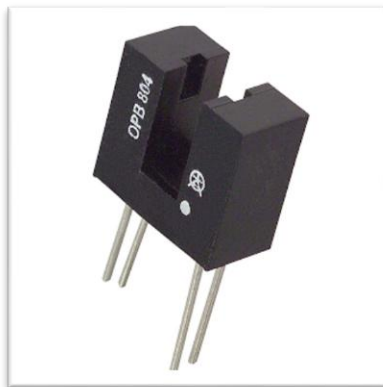
es la carga,  $v$  es el vector de velocidad,  $B$  es el vector del campo magnético y  $x$  es el signo indicativo del producto vectorial.

Al llevar un material ferromagnético cerca del dispositivo de imán semiconductor disminuirá la intensidad del campo magnético, con la consiguiente reducción de la fuerza de Lorentz y, finalmente, la tensión a través del semiconductor.

Esta caída en la tensión es la clave para detectar la proximidad con sensores de efecto Hall. Las decisiones binarias con respecto a la presencia de un objeto se realizan estableciendo un umbral de la tensión fuera del sensor.

**Sensores ópticos (encoders)**<sup>39</sup>. Los codificadores ópticos o encoders incrementales constan, en su forma más simple, de un disco transparente con una serie de marcas opacas colocadas radialmente y equidistantes entre sí de un sistema de iluminación en el que la luz es colimada de forma correcta, y de un elemento fotorreceptor. El eje cuya posición se quiere medir va acoplado al disco transparente. Con esta disposición a medida que el eje gire se ira generando pulsos en el receptor cada vez que la luz atraviere cada marca, y llevando una cuenta de estos pulsos es posible conocer la posición del eje.

Ilustración 23. Encoder



**Fuente:** Unidad Didáctica: Control y robótica. Sección: Sensores

---

<sup>39</sup> Ibíd. P 87.

Existe, sin embargo, el problema de no saber si en un momento dado se está realizando un giro en un sentido o en otro, con el peligro que supone no estar contando adecuadamente. Una solución a este problema consiste en disponer de otra franja de marcas, desplazada de la anterior de manera que el tren de pulsos que con ella se genere este desplazado  $90^\circ$  eléctricos con respecto al generado por la primera franja. De esta manera, con un circuito relativamente sencillo es posible obtener una señal adicional que indique cual es el sentido de giro, y que actúe sobre el contador correspondiente indicando que incrementa o disminuye la cuenta que se está realizando.

Es necesario además disponer de una marca de referencia sobre el disco que indique que se ha dado una vuelta completa y que, por tanto, se ha de empezar la cuenta de nuevo.

Esta marca sirve también para poder comenzar a contar tras recuperarse de una caída de tensión. La resolución de este tipo de sensores depende directamente del número de marcas que se pueden poner físicamente en el disco. Un método relativamente sencillo para aumentar esta resolución es, no solamente contabilizar los flancos de subida de los trenes de pulsos, sino contabilizar también los de bajada, incrementando así la resolución del captador, pudiéndose llegar, con ayuda de circuitos adicionales, hasta 100,000 pulsos por vuelta.

El funcionamiento básico de los codificadores o encoders absolutos es similar al de los incrementales. Se tiene una fuente de luz con las lentes de adaptación correspondientes, un disco graduado y unos fotorreceptores. En este caso, el disco transparente se divide en un número determinado de sectores (potencia de 2), codificándose cada uno de ellos según un código binario cíclico (normalmente código Gray) que queda representado por zonas transparentes y opacas dispuestas radialmente.

#### **5.1.4. IDENTIFICAR A LAS PERSONAS CON LAS QUE SE VA A HABLAR.**

Para que la investigación llegue a inspirar nuevas oportunidades, es mejor encontrar a personas que representen los “extremos”. Los participantes extremos ayudan a descubrir y articular comportamientos, deseos y necesidades para el resto de la población, pero son más fáciles de observar e identificar, ya que estos sienten los efectos más fuertes que los demás.

##### **5.1.4.1. EXPERTOS**

Para el grupo de expertos se identificaron 4 personas, además del director del proyecto, las cuales con sus aportes desde su rama del conocimiento enriquecerán este proceso, 3 de ellas son, la directora de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, la coordinadora del comité ético de la Universidad Industrial de Santander y la coordinadora de la sección de fisioterapia de bienestar universitario de la Universidad Industrial de Santander, además un ingeniero electrónico.

##### **5.1.4.2. PACIENTES**

Se contara con pacientes que en el momento de las pruebas padezcan la patología, así como los que ya la padecieron y mediante su experiencia pueden aportar al desarrollo del producto.

Al incluir las dos esquinas del espectro, así como también, algunas personas en el medio, como lo son los estudiantes que asisten como parte de su formación a los diferentes consultorios de la Universidad, se tiene un amplio rango de comportamientos, creencias y perspectivas, así sea un pequeño número de participantes.

### 5.1.5. ESCOGER MÉTODOS DE INVESTIGACIÓN

Diseñar la investigación es importante no solo para entender a los individuos, si no también, para enmarcar los comportamientos de los individuos con el contexto, o con la comunidad que los rodea; Por lo tanto, se deben emplear tantos métodos como sea necesario<sup>40</sup>.

#### 5.1.5.1. Aproximación contextual<sup>41</sup>

Dentro de la aproximación contextual es posible distinguir dos variantes claramente diferenciadas:

Una aproximación contextual propiamente dicha, para la cual el método característico es el de Indagación en el Contexto (Contextual Inquiry). Se trata, básicamente, de un método estructurado de entrevista de campo caracterizado por la necesidad de comprender el contexto, de asimilar al usuario en el proceso de diseño y de plantear un objetivo (focus) en su aplicación.

Una aproximación etnográfica, para la cual la bibliografía ofrece muchas denominaciones. Una de las más comunes es el de Estudio etnográfico u Observación de Campo (*Ethnographicstudy/Field Observation*). Consiste en la observación del usuario y su interacción con el producto en su entorno habitual, prescindiendo de las ventajas del laboratorio a la hora de captar y registrar datos.

También se habla de la "Observación al Natural" (*Naturalistic Observation*), como una variante, menos "agresiva", de la Indagación en el Contexto. Se tiene mayor interés en tareas y en procesos, y se desmarca ligeramente del carácter antropológico del Estudio Etnográfico. De la misma forma, el Estudio de Campo

---

<sup>40</sup> HOM James. *The Usability Methods Toolbox Handbook* . P 7

<sup>41</sup> Op Cit.

Orientado a la Actividad (*Proactive Field Study*), contempla, además de la observación de las características de los usuarios, el análisis de tareas, el análisis de objetivos y la evolución del usuario con el sistema sometido a estudio.

Una variante de interés es la denominada Etnografía Rápida (*Rapid Ethnography*), que cuestiona la necesidad de precisión ante la velocidad de obtención de resultados aceptables generados por aproximaciones razonables.

#### **5.1.5.2. Aproximación por grupos<sup>42</sup>**

Se ha escogido la denominación de aproximación por grupos porque, si bien los integrantes de los mismos han de ser usuarios representativos del producto sometido a estudio, y por tanto integrantes de un contexto, durante la sesión no se encuentran en dicho contexto, aunque van a ser sus experiencias e impresiones en el mismo, y sus propias relaciones personales, las que conducidas por un moderador de manera formal y estructurada van a proporcionar datos y generar ideas.

El de los Grupos Orientados (*FocusGroups*) es probablemente uno de los métodos más conocidos y característicos, en los que la figura del moderador es fundamental y su proceder es determinante para el éxito de la sesión.

En los Grupos de Debate (*GroupDiscussion / FutureWorkshops*), sin embargo, el moderador ya no tiene la misión de estimular y guiar la discusión sino que conduce, establece y propone los temas a tratar en las sesiones. Los usuarios debaten ideas y opciones de diseño según tres etapas básicas: crítica a la situación presente, fantasía en la generación de ideas e implementación de las mismas.

---

<sup>42</sup> *Ibíd.* P 12

### **5.1.5.3. Secuencia de escenarios<sup>43</sup>**

Este método se basa en la presentación de secuencias de imágenes que demuestran la relación entre eventos individuales y acciones dentro de un sistema. La constitución de estas representaciones en una secuencia proporciona mucha información, mostrando las posibles estructuras, funcionalidad y opciones en un sistema.

Se requieren pocos recursos técnicos. Es suficiente con herramientas de dibujo, ya estén basadas en ordenador o no. La presentación de escenarios constituye un mecanismo para la exploración de las opciones para los requerimientos de usuario mediante una representación estática que puede ser mostrada a usuarios potenciales o miembros del equipo de diseño. Esto puede resultar en una selección y refinamiento de los requerimientos.

Hay que construir el escenario como una secuencia de representaciones en pantalla, utilizando imágenes separadas para representar los cambios en la apariencia del sistema. Los elementos de la presentación pueden ser complementados con notas explicativas para facilitar la comprensión de la audiencia y la correspondiente evaluación.

### **5.1.4. Desarrollar la aproximación de la entrevista**

Entrevistar es el arte que balancea, ambos, la necesidad de obtener información relevante de los usuarios; así como también, comprometerse con ellos como un curioso y empático amigo.

Desarrollar la estrategia para las entrevistas es clave para mantener este balance y es aquí el punto donde ya se tiene una forma de pensar acerca del proyecto.

---

<sup>43</sup> Ibíd. P 16

## **5.2. FASE DOS (CREAR)**

### **5.2.1. DESARROLLAR EL ENFOQUE**

Luego de haber escuchado se tiene ya la información para desarrollar un enfoque o una forma de pensar con respecto al proyecto, pues ya se sabe cómo va a ser el acercamiento a los usuarios para las consultas y las pruebas, y se tiene un panorama claro de la necesidad.

Se establece entonces que las bases del proyecto son, la medición, la postura del paciente para la medición correcta para los cuatro movimientos puros y la fuerza resistiva que se va a aplicar todo el tiempo al paciente, estos 3 ítems solucionados, generan una propuesta totalmente innovadora y con un verdadero aporte científico, todo esto pensando siempre en el bienestar de una comunidad afectada.

### **5.2.2. COMPARTIR HISTORIAS**

Se trata de transformar las historias que se recolectaron, en datos e información, que puedan ser usados para inspirar oportunidades, ideas y soluciones. Las historias son útiles por que tratan eventos específicos, no datos generales, y proveen detalles concretos que ayudan a imaginar soluciones de problemas particulares.

### **5.2.3. REQUERIMIENTOS**

#### **5.2.3.1. REQUERIMIENTOS DE FUNCIÓN**

- Debe dar una señal clara de que esta encendido.
- Debe permitir que el paciente solamente haga los movimientos articulares puros (dorsiflexión, plantiflexión, inversión y eversión).
- Debe registrar siempre el ángulo máximo de movilidad articular de los movimientos puros.
- Debe registrar siempre el ángulo máximo de fuerza muscular de los movimientos puros.
- Debe aplicarse una fuerza resistiva constante para todos los movimientos.
- Debe registrar la medición de igual manera en el pie izquierdo como en el derecho.

#### **5.2.5. REQUERIMIENTOS DE USO**

- Debe tener un indicador de los ejes coordenados.
- Debe permitir ser usado de igual manera tanto en el pie derecho como el pie izquierdo.
- Debe tener una única dirección de uso para ambos pies.
- Debe dar una señal clara de que está listo para usarse.
- Debe volver a ceros si se hace cambio de pie o hay un nuevo paciente
- Debe permitir su uso tanto en mujeres como en hombres (usuario arquetípico).
- Debe mostrar al tiempo el dato del ángulo y el dato de la fuerza para cada uno de los movimientos.
- Debe registrar los datos en un sistema de medida estándar.
- Debe tener señales y signos que muestre su uso adecuado.

- Debe permitir mantenimiento rápido y efectivo.
- Debe estar hecho de materiales que permitan condiciones de asepsia adecuadas para material médico.
- Debe poder ser usado eficaz y confortablemente con un mínimo de fatiga.
- Debe poseer una relación antropométrica y ergonómica con el usuario.

### **5.2.3.2. REQUERIMIENTOS ESTRUCTURALES**

- Debe permanecer fijo mientras se hace la medición y la terapia.
- Debe soportar una fuerza vertical de 35 kilogramos.
- Debe generarse una unidad estructural que pueda soportar las cargas aplicadas por los pacientes.
- Debe mecánicamente generar una resistencia a la fuerza aplicada por los pacientes.
- Debe mantenerse estable en una superficie plana.
- Debe permitir acceder a sus componentes eléctricos y mecánicos sin desensamblarlo en su totalidad.

### **5.2.3.3. REQUERIMIENTOS FORMALES**

- Debe tener metáforas que faciliten su entendimiento y así mejorar el lenguaje de uso.
- Debe haber coherencia formal entre sus piezas.
- Debe tener gran limpieza visual, formas geométricas definidas.
- Deber tener una relación directa con la antropometría del pie.

#### **5.2.3.4. RESTRICCIONES**

- No debe generar movimientos articulares que no sean puros.
- No debe ser invasivo con el paciente.
- No debe ser usado por pacientes que no entren en el arquetipo definido para este proyecto.
- No debe soportar peso de elementos externos a la terapia.

## 6. ERGONOMIA

Para determinar la postura óptima para realizar el trabajo por medio del dispositivo APPIE, de tal forma que permita realizar los cuatro movimientos puros del pie (eversión, inversión, plantiflexión, dorsiflexión), se estudian todos los parámetros correspondientes.

**Postura**<sup>44</sup>. La postura, entendida como la disposición espacial de los segmentos corporales, es el resultado del trabajo ejecutado de manera constante por los músculos, los cuales realizan un esfuerzo sostenido para que el cuerpo no pierda su alineación. Resulta irónico que sea el propio cuerpo el principal opositor de la postura sostenida, pues este es una carga estática permanente a vencer los músculos.

Es por esto que al momento de determinar la postura en la que se ha de realizar una tarea se tiene una preferencia por la posición sedente en una silla con espaldar, esto con el objetivo de distribuir la mayor parte de las cargas en un área de sustentación mayor. Se debe considerar que la postura adoptada por parte de la persona está determinada en mayor medida por lo que se encuentra delante de él más que por lo que está detrás y debajo, en definitiva, es más determinante el objeto con el que se interactúa que la silla misma<sup>45</sup>.

Durante la realización de una actividad se debe mantener la columna vertebral correctamente alineada, razón por la cual se debe evitar la inclinación lateral tronco, que obliga mayor trabajo de los músculos y los tendones de la espalda. También trabajar con el tronco girado resulta perjudicial, pues obliga al estiramiento de los discos intervertebrales. Dependiendo de la actividad, el

---

<sup>44</sup> TREW, M EVERETT T. Fundamentos del movimiento humanos. Traducido por Santiago Madero García. 5ta ed. Barcelona: Elsevier Ltd., 2006. P 287

<sup>45</sup> LAURIG, W. VEDDER, L. Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo. 3 ed. Madrid: OIT/ Ministerio de Trabajo y Asuntos sociales. 2001.

impacto y la duración de la misma, se permite una desviación de hasta 10° de la posición neutral de la columna.

## 6.1. POSTURA PARA REALIZAR LOS MOVIMIENTOS

En la actualidad para hacer el diagnóstico de esguince de tobillo en el paciente en cuanto a la amplitud articular, el fisioterapeuta se ayuda por medio del uso del goniómetro, este proceso determina ciertos requisitos en la postura, para permitir hacer la correcta medición, ya que en estas posturas se contraen únicamente los músculos a evaluar. A continuación se describe cuáles son, para los movimientos puros del pie, según el documento Fundamentos de las Técnicas de evaluación Musculo esquelética<sup>46</sup>.

### 6.1.2. POSTURA DORSIFLEXIÓN Y FLEXIÓN

**A. Movimiento:** 0° a 20° de dorsiflexión del tobillo

**Posición:** El paciente está sentado o en cualquier posición que permita que la rodilla este ligeramente flexionada, con el tobillo en posición anatómica<sup>47</sup>.

#### Precauciones

- Impida que las articulaciones de la cadera y la rodilla se muevan
- Evite la inversión y eversión
- Mantenga la rodilla flexionada para impedir el estiramiento del musculo gastronemio.

**B. Movimiento:** de 0° a 45° de flexión plantar en la articulación talotibial (talocrula)

---

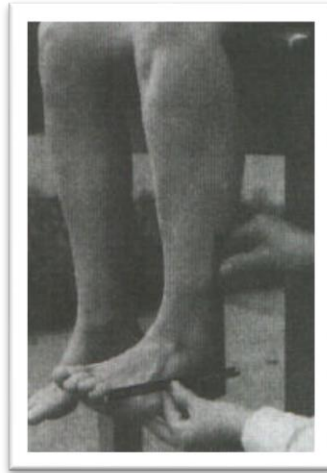
<sup>46</sup> M. LYNN PALMER., MARCIA E. EPLER. Fundamentos de las Técnicas de evaluación musculo esquelética. Editorial Paidotribo.

<sup>47</sup> Op Cit. P 384

**Posición:** El paciente está sentado con la rodilla flexionada y el pie en posición anatómica. La alineación goniométrica y la estabilización son las mismas para la dorsiflexión de la articulación del tobillo<sup>48</sup>.

- El paciente está sentado con la rodilla flexionada 90°.

**Ilustración 24. Posición final para la medición de la dorsiflexión del tobillo en la posición sentada alternativa**



**Fuente:** Fundamentos de las Técnicas de evaluación musculoesquelética. Plamer Epler.pdf

### **Precauciones**

- Evite la flexión del empeine
- Impida la rotación de la articulación de la cadera
- Impida la inversión y la eversión del pie
- Supinación mediotarseana-subtalar(inversión)

### **6.1.3. POSTURA INVERSIÓN Y EVERSIÓN**

**A. Movimiento:** de 0° a 30° de inversión

---

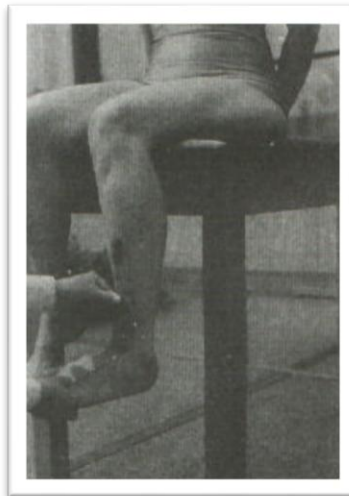
<sup>48</sup> *Ibíd.* P 386

El movimiento mediotarsiano –subtalar ocurre entre el astrágalo y el calcáneo, entre el astrágalo y el escafoides y el calcáneo y cuboides. El movimiento se realiza en los planos transverso y cuboides, sagital frontal

### Posición

- El paciente está sentado con la rodilla flexionada 90°<sup>49</sup>
- Alineación goniométrica
- Colocado en la cara lateral del pie, a la altura de la quinta articulación metatarsofalángica

**Ilustración 25. Posición final para la medición de la inversión en los tres planos en la posición sentada**



**Fuente:** Fundamentos de las Técnicas de evaluación musculoesqueletica. Plamer Epler.pdf

**B. Movimiento:** de 0° a 25° de eversión del pie

Pronación mediotarsiana(transtarsal) –subtalar (eversión). En la posición de prueba, el movimiento se evalúa, el plano frontal, entre el astrágalo y el calcáneo, entre el astrágalo y el escafoides y entre el calcáneo y el cuboides.

**Posición:** La alineación goniométrica y la estabilización son las mismas que para la supinación mediotarseanasubtalar<sup>50</sup>

---

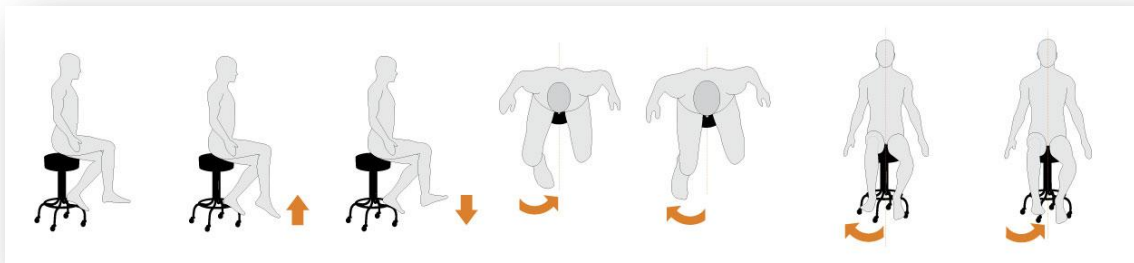
<sup>49</sup> Ibíd. P 387

## Precauciones

- Impida la rotación lateral de la rodilla
- Impida la rotación medial de la articulación de la cadera y la abducción
- Permita la dorsiflexión del tobillo

Al definir la postura óptima para el uso del dispositivo, se hace un diagrama inicial de los movimientos.

Ilustración 26. Postura y movimientos puros del pie



Fuente: Autores

## Ítems a controlar

- Espacio para las piernas
- Altura de la silla
- Instalar reposapiés
- Cambiar la posición de sentado, o hacer movimientos con las piernas para activar la sangre
- Espacio para las piernas

### 6.3. CONDICIONES DE SEGURIDAD DEL ESPACIO DE TRABAJO

En este factor se incluyen aquellos aspectos, que debiendo estar presentes en una actividad pueden causar daños a los trabajadores, al encontrarse, fuera de norma o inadecuada. Entre otros, tenemos, a las máquinas, a los equipos, a los útiles, a las instalaciones eléctricas, los cuales deben cumplir las normas legales y/o técnicamente reconocidas. Pero además, debemos considerar aquellas características de "seguridad ergonómica" que incluidas en el diseño proporcionan un "bienestar seguro" como son: adecuada distribución de accionamientos y mandos; dimensiones ergonómicas del espacio de trabajo.

De una manera general, existen una serie de condiciones de seguridad ergonómica que deben tenerse en cuenta:

- Disposición espacial idónea y segura de elementos, como: accionamientos, mandos, señales, etc.
- Equipos, instalaciones, herramientas, etc., ergonómicamente seguros.
- Garantía de zonas de paso tránsito (distancias entre elementos del mobiliario, entre el mobiliario y las paredes, etc.) que deben ser suficientes en número y dimensión, para eliminar lo más posible el riesgo de golpes, facilitando el acceso de los usuarios a sus puestos, así como su evacuación si fuese necesario.
- Adecuación del espacio para satisfacer por lo menos los requerimientos legales establecidos.
- El mobiliario debe ser seguro y ergonómico, sin aristas y con cantos redondeados.
- Mantenimiento de un buen orden y limpieza.
- Otros factores específicos de cada diseño (medios especiales, fases de estudio de cargas psicofísicas, etc.).

En esta fase se recogen todos aquellos estudios específicos que caracterizan de una forma concreta el puesto de trabajo, y que no se encuentran incluidos en las fases anteriores, como serían: Adaptabilidad a las personas de los equipos y medios de trabajo necesarios para desarrollar la actividad.

#### **6.4. CRITERIOS DE CONFORT VISUAL<sup>51</sup>**

Independientemente que sea de origen natural o artificial, la iluminación deben ir encaminada, a que la cantidad y calidad de luz de los lugares de trabajo proporcione a los trabajadores las condiciones óptimas para la realización de sus tareas, así como un ambiente visual confortable ( ver tabla 3).

**Tabla 3:** Principios esenciales de confort visual

<b>La tarea a efectuar debe verse sin dificultad.</b>
<b>Debe asegurarse de deslumbramientos y sombras excesivas</b>
<b>La instalación debe mantenerse en buen estado de funcionamiento</b>

**Fuente:** Ergonomía y salud (2ª parte).

#### **6.5. FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICO<sup>52</sup>**

El nivel de carga física que experimenta un trabajador en el curso de un trabajo muscular depende del tipo de músculo que interviene (grueso o delgado), del tipo de contracciones musculares (estáticas o dinámicas), de la intensidad de las contracciones (fibras largas o cortas) y de las características individuales (edad, sexo, estado de salud, etc.).

---

<sup>51</sup> Op. cit. p 310

<sup>52</sup> *Ibíd.* P 390

Mientras la carga de trabajo muscular no supere la capacidad física del trabajador, el organismo se adaptará mediante diferentes respuestas fisiológicas y se recuperará rápidamente una vez terminado el trabajo. Si la carga muscular se asocia con diferentes *factores de riesgo de tipo biomecánico* se producirá las alteraciones músculo-esqueléticas.

Los factores de riesgo biomecánico son aquellas características mecánicas asociadas al ser humano que son capaces de producir alteraciones músculo-esqueléticas, entre estos factores destacan: el peso, la postura, la degeneración del disco intervertebral y las deformaciones permanentes de la columna vertebral, la precisión, las vibraciones así como la velocidad, la aceleración, la repetitividad y la duración de los movimientos.

## **6.6. EVALUACIÓN DE LA CARGA FÍSICA EN EL TRABAJO MUSCULAR REPETITIVO**<sup>53</sup>

El trabajo repetitivo realizado con grupos musculares pequeños es similar al trabajo muscular estático, desde el punto de vista de las respuestas circulatorias y metabólicas. Según *Laurig* (1974) en el trabajo repetitivo, los músculos se contraen más de 30 veces por minuto.

## **6.7. CARGA FÍSICA DE TRABAJO**<sup>54</sup>

La fuerza relativa de la contracción supera el 10 % de la fuerza máxima, la duración de la contracción y la fuerza muscular empiezan a disminuir. Sin embargo, existe una variación individual muy grande en cuanto al tiempo de duración de la contracción. Por ejemplo, el tiempo de duración varía entre 2 y 50 minutos cuando el músculo se contrae entre 90 y 110 contracciones/ minuto para una fuerza relativa de contracción entre el 10 y el 20%

---

<sup>53</sup> *Ibíd.* P 397

<sup>54</sup> *Ibíd.*

Resulta difícil establecer criterios definitivos para el trabajo repetitivo, porque incluso un nivel de trabajo muy ligero como, por ejemplo, el uso del ratón de un ordenador, puede provocar aumentos de la tensión intramuscular, lo que puede conducir a veces a la inflamación de las fibras musculares, a la aparición de dolor y a la disminución de la fuerza muscular. Un trabajo estático y repetitivo de los músculos puede provocar fatiga y reducir la capacidad de trabajo a niveles muy bajos de fuerza relativa. Por lo tanto, la intervención del ergónomo deberá tener como objetivo la reducción del número de movimientos repetitivos y de contracciones estáticas tanto como sea posible. Aparte de los métodos científicos existen muy pocos métodos de estudio para valorar la tensión ocasionada por el trabajo repetitivo.

## **7. BRAINSTORMING O LLUVIA DE IDEAS**

Para el desarrollo del proyecto se desarrollaron 3 sesiones de Brainstorming, la primera con participación de profesionales de la salud en fisioterapia, en bienestar universitario de la Universidad Industrial de Santander, y las dos restantes con la participación solamente del equipo de diseño (Fabian Becerra y Claudia Ibañez)

### **7.1. FECHA DE REALIZACIÓN**

La primera se realizó en las horas de la tarde el 3 de Diciembre de 2012, en la Universidad Industrial de Santander, la segunda se realizó el 8 de diciembre de 2012 en las horas de la tarde y la tercera el 11 de diciembre en las horas de la mañana.

### **7.2. OBJETIVO**

Plasmar la forma de pensar acerca del proyecto y plantear ideas para la solución de diseño.

### **7.3. PARTICIPANTES**

Claudia Patricia Ibañez Curubo

Fabian Ernesto Becerra Montoya

Paola Rusillo

Aminta Casas

Estudiante 1

Estudiante 2

Paciente (Estudiante de Ingeniería Industrial)

#### **7.4. DESARROLLO DEL EVENTO**

La primera etapa (3 de Diciembre de 2012), se realizó con una audiencia de 7 personas de diferentes áreas profesionales, por ende, puntos de vistas diferentes a la hora de abordar un problema. La actividad se llevó a cabo luego de haber pedido la asesoría de varios profesionales de la salud presentes en la misma. Se hizo una introducción al problema buscando en el grupo la aceptación y poner al mismo en un estado ideal para que los integrantes se sintieran cómodos para aportar ideas sin importar de que tipo.

La sesión de brainstorming se inicia moderada por Fabian Becerra, pidiendo a los participantes que ubiquen en el contexto de un inicio de terapia de esguince de tobillo y piensen como sería desde la recepción del paciente, pasando por el diagnóstico y el tratamiento, y luego ir desglosando temas específicos como la sujeción del pie del paciente, la toma de datos, la generación del diagnóstico, el cambio de pie para la medición, la postura y la terapia en sí, todo esto sin discriminar ninguna idea, simplemente tomando nota de todas y cada una, en un tiempo de 5 minutos por cada tema abordado.

La segunda etapa, realizada por los 2 integrantes del proyecto, Claudia Ibañez y Fabian Becerra, tiene como objetivo analizar el brainstorming obtenido anteriormente, para tomar de él, las ideas o conceptos más interesantes y hasta la bibliografía aportada, para generar una serie de alternativas.

La tercera parte consiste en tomar esas alternativas y llevarlas a nivel de boceto, donde se puedan apreciar mejor, para hacerles una posterior valoración de acuerdo a los requerimientos del proyecto.

## **7.5. CONCLUSIONES DEL BRAINSTORMING**

Se cataloga como exitoso el evento, pues se obtuvo suficiente información y de gran calidad, para plantear una serie de alternativas que el equipo de diseño agrupa, luego de analizar retomando y desechando ideas según su criterio, para finalmente obtener 3 o 4 conceptos que cumplen con los requerimientos planteados.

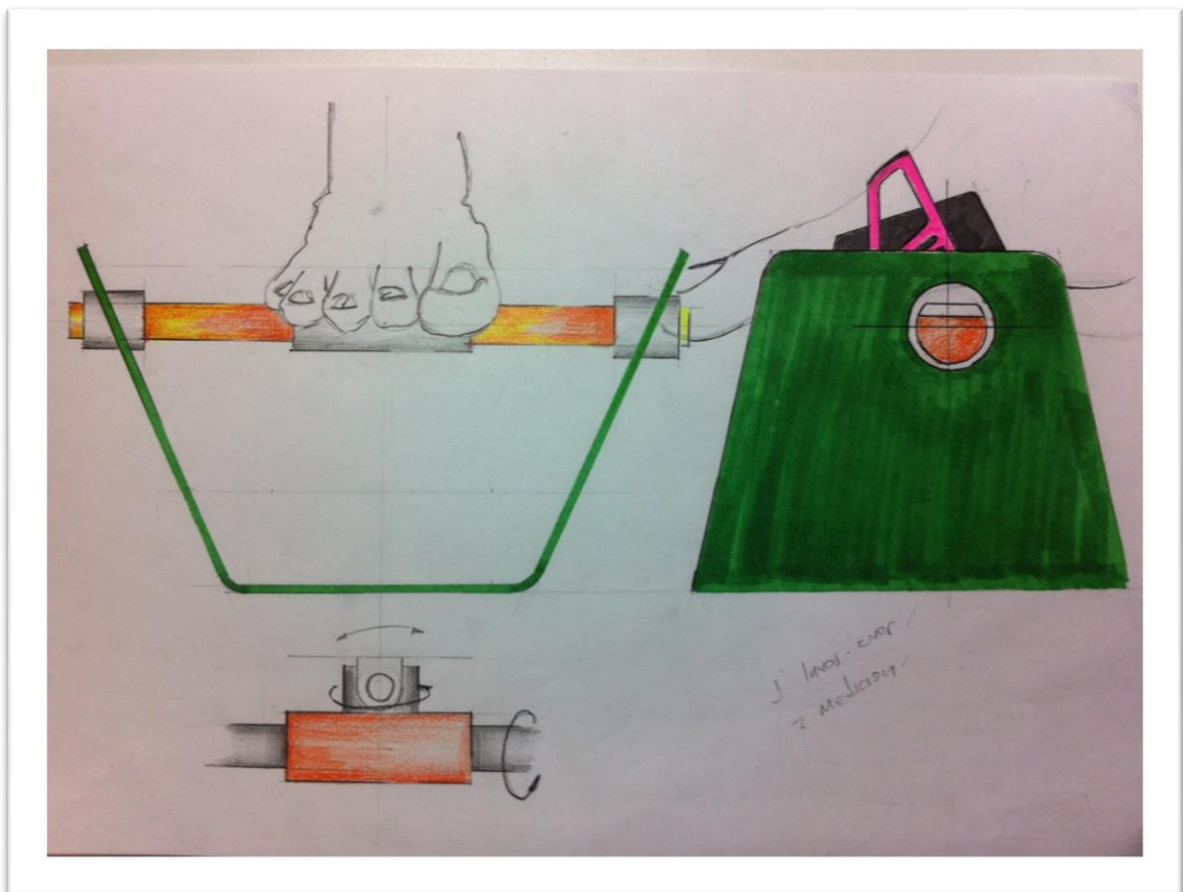
## 8. ALTERNATIVAS

A partir de la sección de Brainstorming con los usuarios, se plantean un grupo de alternativas posibles para la solución del problema, para después ser evaluadas y seleccionadas por su viabilidad.

### 8.1. ALTERNATIVA 1

Esta alternativa se basa en la formulación del movimiento natural del pie, utilizando ejes coordenados. Planteando una estructura sencilla que indique la postura correcta del pie.

Ilustración 27. Boceto alternativa 1

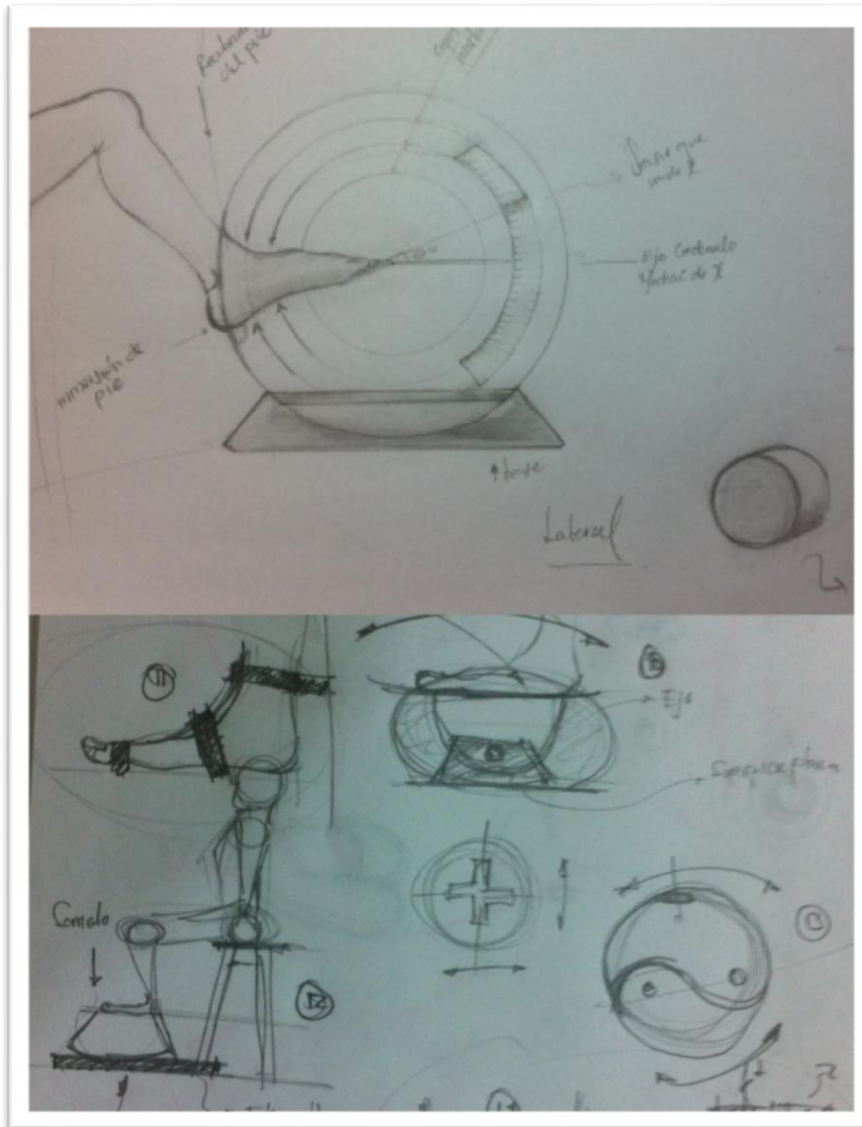


Fuente: Elaborado por los autores.

## 8.2. ALTERNATIVA 2

Esta alternativa conjuga el uso de un elemento de terapia pasiva que permita hacer los movimientos del pie de manera libre, ya que estaría alojado en una esfera de material flexible llena de gel. Generando una estructura interna que permita alojar una regleta conectada a un sensor que mida los movimientos puros del pie.

Ilustración 28. Boceto alternativa 2

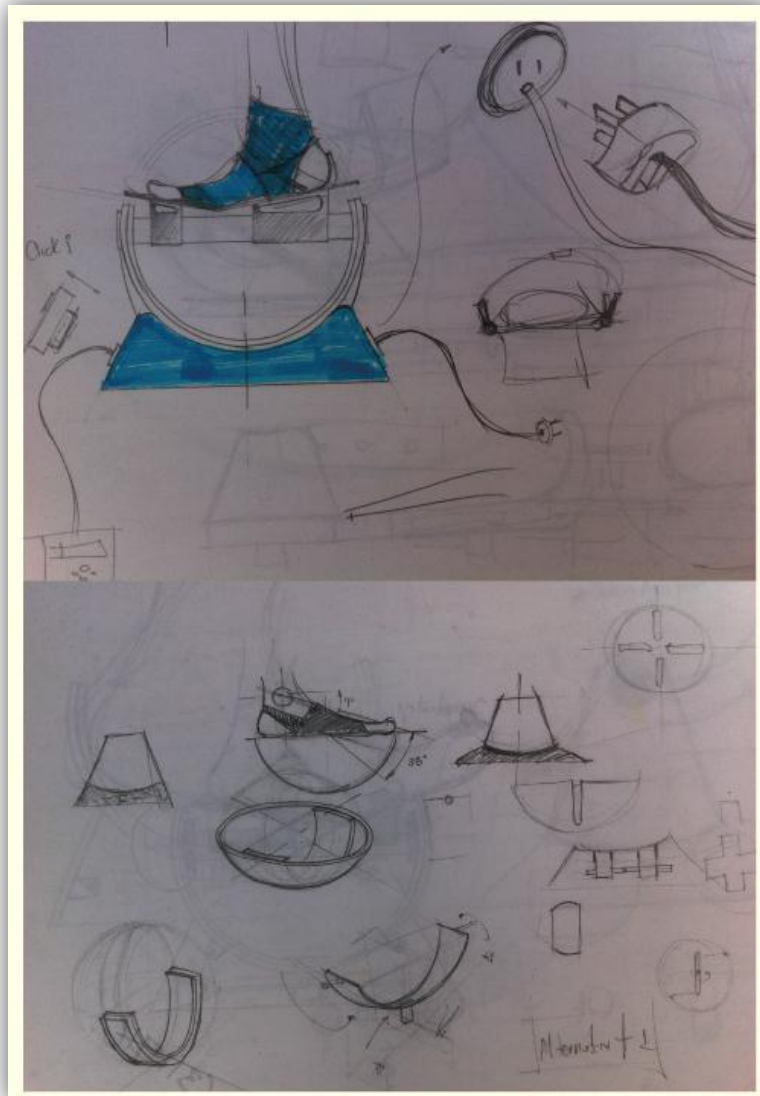


Fuente: Elaborado por los autores.

### 8.3. ALTERNATIVA 3

Esta alternativa está inspirada en la tabla de Voeler, sin embargo se planteó de otra manera, consta de tres cascarones esféricos que mediante de unas guías permiten realizar los cuatro movimientos puros, alcanzar los máximos y mínimos de un pie sano y se empieza a plantear como va a hacer la sujeción del pie.

Ilustración 29. Boceto alternativa 3

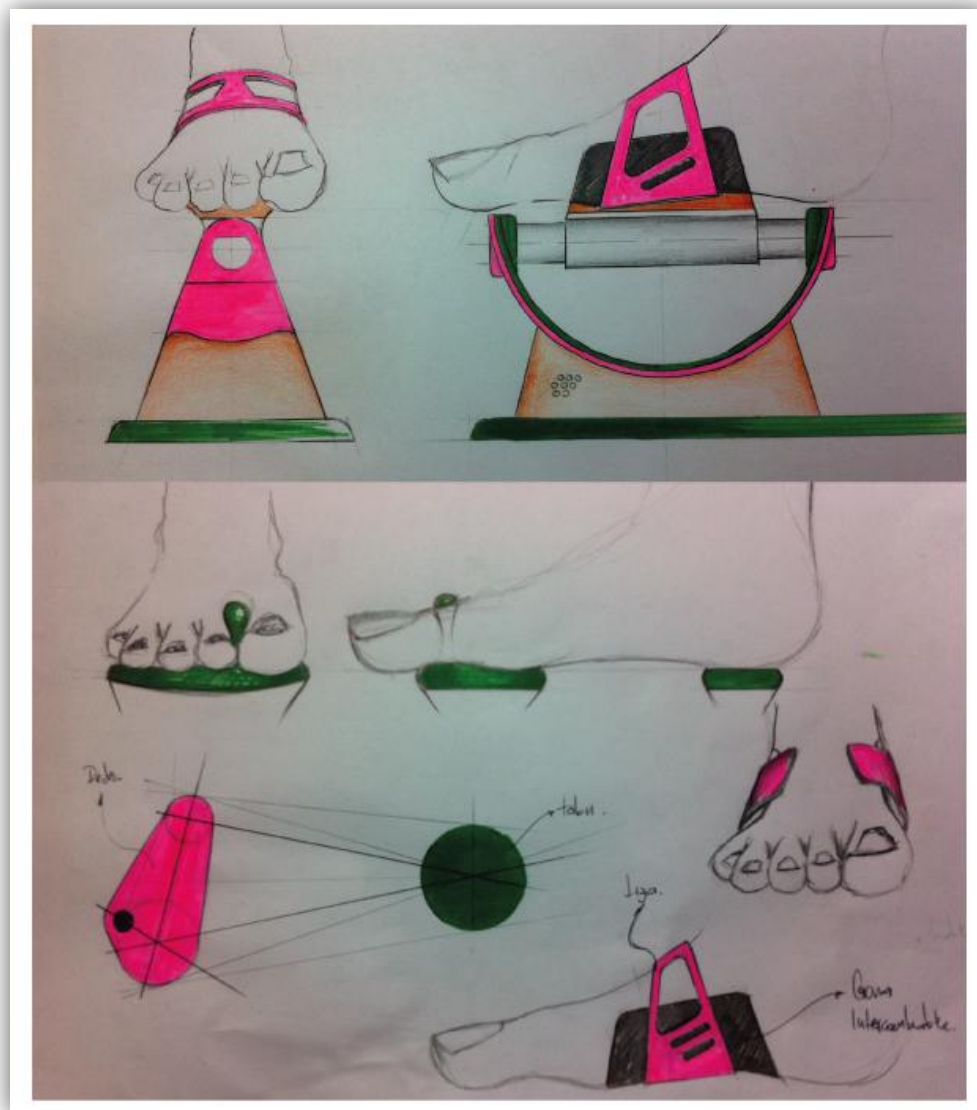


Fuente: Elaborado por los autores.

#### 8.4. ALTERNATIVA 4

Esta alternativa plantea que utilizando ejes coordenados en dos cascarones esféricos que mediante de unas guías permiten realizar los cuatro movimientos puros, y se plantea la sujeción del pie por medio del agarre plantar medio del mismo o un solo punto de sujeción teniendo como eje la separación del dedo gordo.

Ilustración 30. Boceto alternativa 1



Fuente: Elaborado por los autores.

## 8.5. EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS

La evaluación de las cuatro alternativas se realiza para escoger las dos alternativas más viables, para continuar con la realización de prototipos de funcionamiento para poder evaluarlas con los usuarios.

La siguiente tabla muestra los criterios de evaluación y la puntuación de cada alternativa.

**Tabla 4.** Evaluación de alternativas.

Criterio de Evaluación	Alternativa				NUMERO
	1	2	3	4	
Número de piezas generales	5	12	10	5	1 - 5
Movimientos bien realizados	4	2	3	4	
Subsistemas	2	5	3	3	
Accesibilidad	5	1	3	4	
Resistencia	4	3	3	4	
Metáforas	5	5	3	5	
Factibilidad en producción	3,5	1	3	4	
	Continua		Continua		

La evaluación está dividida en dos partes, la primera donde se evalúan criterios como el número de piezas, los movimientos que este sistema permite realizar y los subsistemas que se derivan de sistema general, la segunda parte está dirigida al posible proceso de producción que evalúa en una escala del uno al cinco.

Al evaluar las alternativas las favorecidas son según estos criterios la alternativa uno y la alternativa cuatro, ya que contienen la menor cantidad de piezas y que mayor número de movimientos permite realizar.

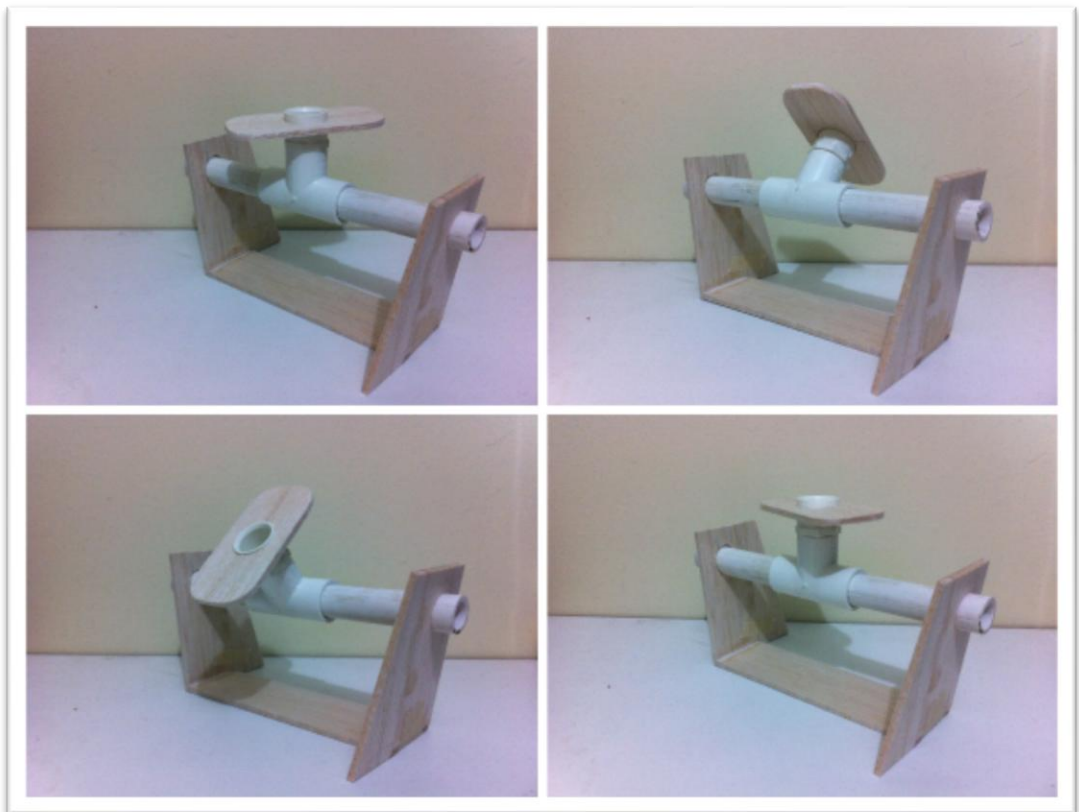
## 8.6. PROTOTIPADO DE ALTERNATIVAS SELECCIONADAS

Las alternativas seleccionadas anteriormente, se construyen para poder comunicarlas y evaluarlas con los usuarios y así, evolucionarlas. Estos modelos se realizan para verificar el entendimiento y la reacción de los usuarios frente a estas, más no, el funcionamiento y efectividad de las alternativas. Como se describió anteriormente, la idea de los prototipos es comunicar ideas de una manera rápida y económica.

### 8.6.1. Prototipado de Alternativa1.

Este prototipo se basa en la comprobación de los ejes de rotación para realizar los movimientos puros, para lo cual se utilizaron tubos y acoples de pvc, soportados por una base que permite que se realicen los giros libremente.

Ilustración 31. Modelo rápido alternativa 1

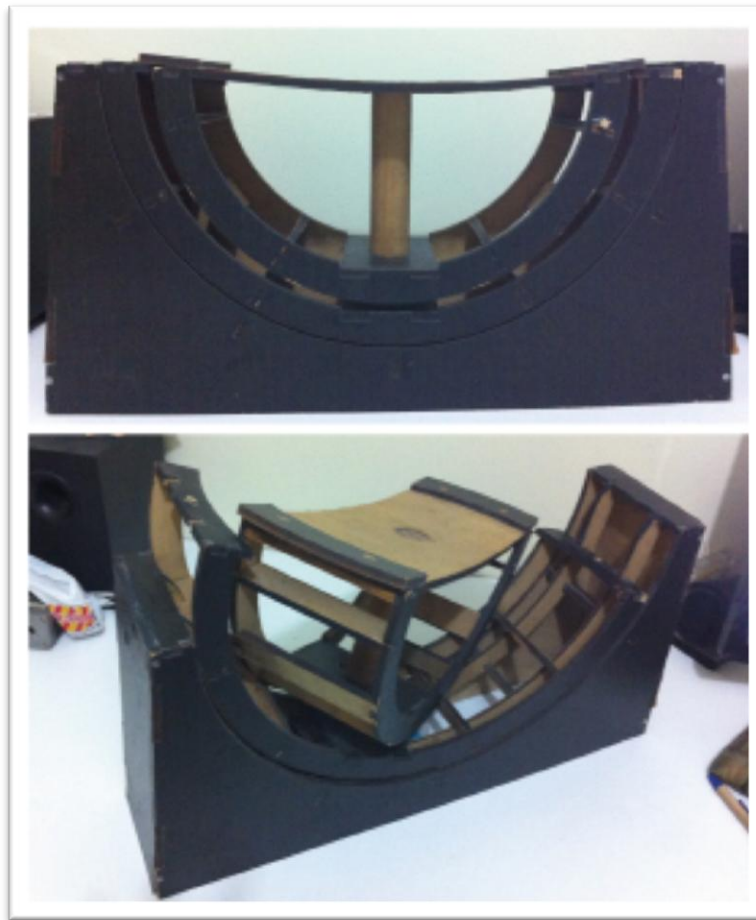


Fuente: Elaborado por los autores.

### 8.6.2. Prototipado de Alternativa 4.

Esta alternativa consta de 3 abstracciones esféricas unidos por un eje que permite realizar los 4 movimientos y soportados por una estructura que permite estabilidad.

Ilustración 32. Modelo rápido alternativa 3



Fuente: Elaborado por los autores.

## 8.7. EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS CON LOS USUARIOS

Una vez construidos los prototipos, se procede a evaluar las alternativas con los posibles usuarios. Se busca evaluar el entendimiento de las alternativas, y la aceptación por parte de los usuarios. Así como también, el “Porque” de esta

aceptación. Para lograrlo se desarrollan secuencias de escenarios explicados a continuación.

### **8.7.1 Secuencia de escenarios.**

Los escenarios son caracterizaciones de los usuarios y sus tareas en un contexto específico y ofrecen representaciones concretas de un usuario trabajando con un sistema para conseguir un objetivo específico. El propósito de la construcción de un escenario es generar los requerimientos del usuario final y las metas de usabilidad en las etapas tempranas del ciclo de desarrollo.

Este método se basa en la presentación de secuencias de imágenes que demuestran la relación entre eventos individuales y acciones dentro de un sistema.

La constitución de estas representaciones en una secuencia proporciona mucha información, mostrando las posibles estructuras, funcionalidad y opciones en un sistema.

La presentación de escenarios constituye un mecanismo para la exploración de las opciones para los requerimientos de usuario mediante una representación estática que puede ser mostrada a usuarios potenciales o miembros del equipo de diseño. Esto puede resultar en una selección y refinamiento de los requerimientos.

Se pueden obtener respuestas sobre la funcionalidad del sistema, así como sobre el estilo y modos de funcionamiento, en etapas tempranas del proceso de desarrollo, cuando los cambios pueden ser más fácilmente implementados. La situación es muy similar a la del prototipo, representándose, además, la gestión y resultados de las funcionalidad del mismo.

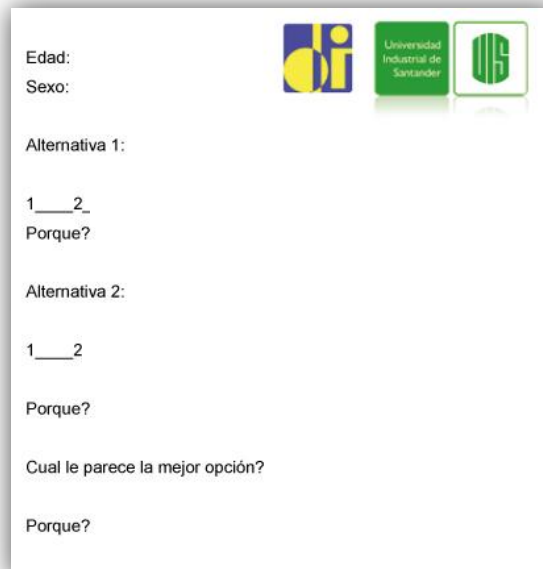
### 8.7.2 Desarrollo de las secuencias de escenarios.




Para el desarrollo de la prueba, se cuenta con una mesa, dos sillas enfrentadas, (una para el participante y la otra para la persona que está realizando la prueba) se busca quedar al mismo nivel de participante, para que éste no se sienta intimidado.

Una vez que el participante ha aceptado realizar la prueba, se procede a sentarse. Se le explica el contexto en el que se encontraría al utilizar las alternativas (esguince de cuello de pie), y se le pide que organice las tarjetas con las imágenes, según el orden que el creé que se utilizaría. Posteriormente, se le pide que explique cómo se utilizaría, de acuerdo a como lo organiza. Sí, en la organización de las tarjetas, quedo alguna mal, se corrige y se explica cómo es en realidad, para proceder con la siguiente.

Realizada la actividad con las diferentes alternativas, se le pregunta al usuario, que al estar en esa situación con cuál de las dos preferiría contar y porque. Toda la información es consignada en el formato que se muestra en la figura 25.

**Ilustración 33. Formato de recolección de información**



Edad:   

Sexo:

Alternativa 1:

1 \_\_\_ 2\_

Porque?

Alternativa 2:

1 \_\_\_ 2

Porque?

Cual le parece la mejor opción?

Porque?

Fuente: Autores

**Ilustración 34. Secuencia de escenarios alternativa1**



**Ilustración 35. Secuencia de escenarios alternativa 2**



Fuente: Elaborado por los autores.

**Ilustración 36. Fotografía de la ejecución de secuencia de escenarios.**



Fuente: Autores.

La información recolectada de la secuencia de escenarios, se encuentra tabulada en la tabla 5.

**Tabla 5.** Información recolectada por el método de Secuencia de escenarios.

	edad	sexo	Numero de errores		Preferencia		Porque
			1	2	1	2	
1	27	F	1			X	Seguridad
2	29	F	2			X	Concepto
3	22	M	2	1	X		Memoria visual
4	26	F	1			X	Forma
5	30	M	2	2		X	Uso
6	21	M		1		X	Confiabilidad
7	23	M	2	1		X	Visibilidad
8	25	M				X	Estabilidad
9	28	F		1	X		Forma
10	27	M	2			X	Funcionalidad
11	32	F	1			X	Partes
12	26	F	3	1		X	Uso
13	33	F	2	1	X		de donde viene
14	35	M	1			X	Idea
15	20	F	1	2	X		Funcion

Fuente: Elaborado por los autores.

## **8.8. CONCLUSIONES**

Según el resultado que se muestra en la tabla 5, después de hacer la secuencia de escenarios la propuesta número dos presentó menos número de errores y fue la preferida, donde los usuarios de las pruebas manifestaron que la segunda tenía mayor riqueza estructural por lo cual genera más confiabilidad en el instante de hacer los movimientos y de la misma forma es más fácil identificar su uso. Después del análisis y de resultados se decide empezar a desarrollar de forma más detallada el concepto de los cascarones.

## 9. EVOLUCIÓN Y DESARROLLO DE ALTERNATIVA SELECCIONADA

### 9.1. FUNCIONAMIENTO DE ALTERNATIVA

El desarrollo de la propuesta final, se basa en el funcionamiento descrito a continuación. La forma de las piezas varían un poco en la propuesta final, pero su función y principio es el mismo. Por medio de un modelo virtual se evidencia la evolución del concepto. Vea Ilustración 36.

Ilustración 37. Concepto de Diseño base

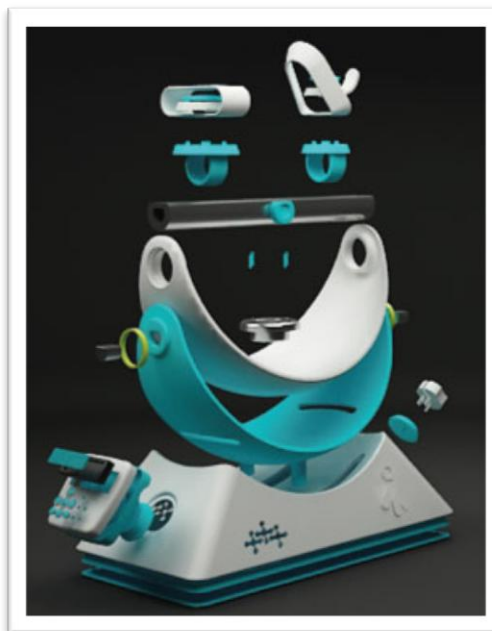


Fuente: Autores

## 9.2. DESCRIPCIÓN

En general, los tres cascarones están unidos por un eje, el primer cascaron es la base y hace la función de soporte para los otros dos que son los encargados de permitir los movimientos, el cascaron medio permite un desplazamiento lineal con el cual se pueden hacer los dos primeros movimientos que son dorsiflexión/plantiflexión y el cascaron superior un movimiento radial, generando la aducción/abducción, cada uno de los cascarones tiene un agujero en los extremos por el cual pasa un eje, este cumple dos funciones, la primera es permitir un pequeño giro con el cual el paciente hace la pronación/supinación, movimientos que sumados a aducción/abducción generan los dos movimientos naturales faltantes que son inversión/eversión, la segunda función de ese eje, es servir de soporte para las piezas que conforman la sujeción del pie, elementos colocados en el talón y abrazando los dedos respectivamente, todos estos componentes montados sobre una carcasa que contiene organizadamente los componentes electrónicos y de la cual sale el cableado tanto para el elemento de visualización de los datos, como para energizar el sistema.

Ilustración 38. Despiece

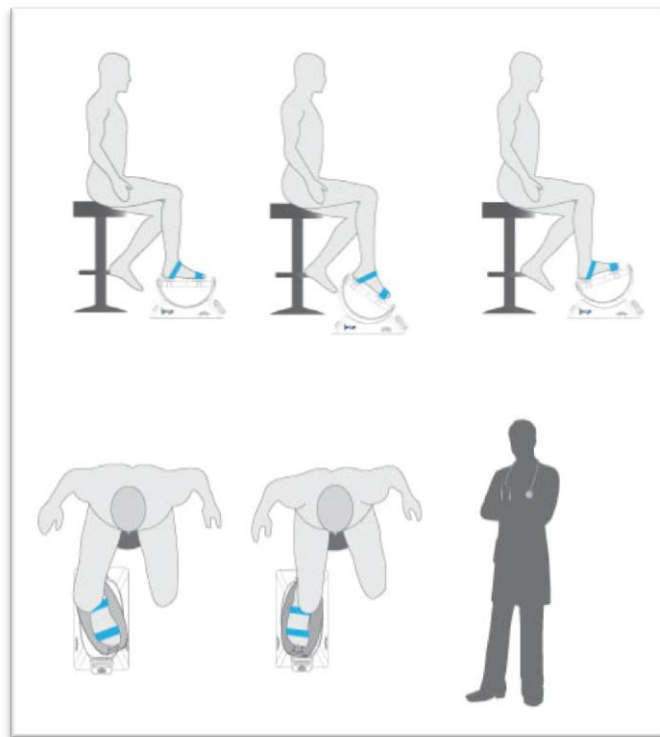


Las piezas generales que lo componen son las siguientes:

- Cascaron base
- Cascaron medio
- Cascaron superior
- Eje central
- Eje de sujeción
- Elementos de sujeción del pie
- Elemento de Visualización
- Conexión de energía eléctrica
- Bloqueo eje de sujeción
- Sistemas electrónicos de medición

Después de hacer el análisis de la postura adecuada para hacer la medición por medio del dispositivo en la ilustración 38, se muestra la forma en la que el usuario puede generar los movimientos con esta ayuda.

**Ilustración 39. Posturas con el dispositivo**



Fuente: Autores

En el siguiente capítulo se harán las validaciones del concepto por medio del modelo real.

## 10. COMPROBACIONES

Según las normativas de investigación de la Universidad Industrial de Santander, se estipula, que se debe contar con el Consentimiento Informado y por escrito del sujeto de investigación o su representante legal con las excepciones dispuestas en la Resolución 008430/93<sup>55</sup>; Este fue entregado a cada participante de las pruebas en las que se involucraban directamente con el modelo funcional (ver anexo).

### 10.1. COMPROBACIÓN 1

En la tabla 6, se hace una descripción de la primera comprobación técnica, donde se hará una evaluación de los elementos electrónicos que se usaran en el modelo en futuras pruebas.

**Tabla 6.** Primera Prueba Técnica

Primera Prueba Técnica(electrónica)	
Objetivo	Comprobar que se puede medir por medio de elementos electrónicos escogidos, la fuerza y el movimiento angular del pie.
Descripción de la prueba	Una vez definidos los componentes electrónicos se van a usar para medir los ángulos de movilidad articular y la fuerza muscular, se dispondrán de forma sencilla junto con un medio de visualización básico y la parte lógica funcionando para determinar si los resultados son los esperados.
VARIABLES A VALIDAR	Capacidad y precisión de la medición de ángulo y fuerza
Tipo de variable	Cuantitativa

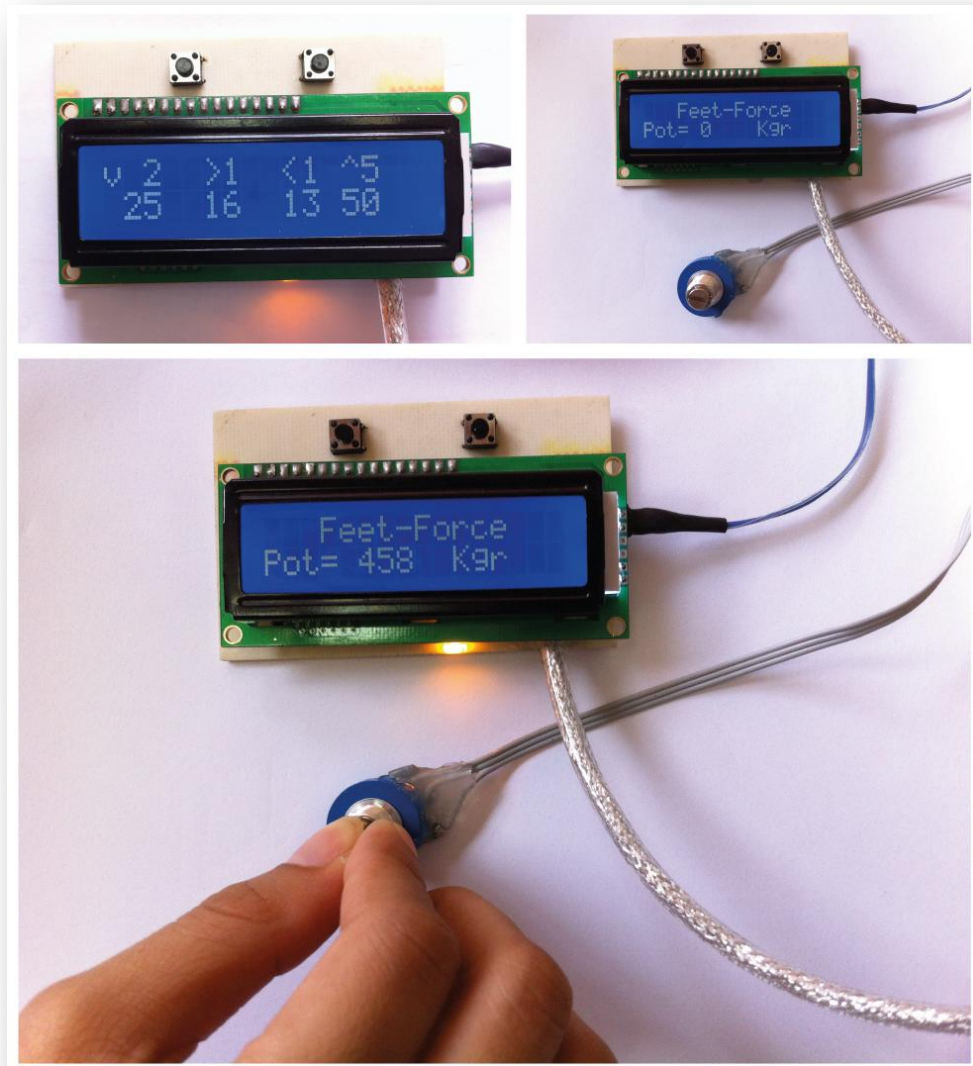
<sup>55</sup> **RESOLUCION Nº 008430 DE 1993 (4 DE OCTUBRE DE 1993):** por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, Título II: de la Investigación en Seres Humanos, Capítulo I: de los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos: en toda investigación en la que el ser humano sea sujeto de estudio, deberá prevalecer el criterio del respeto a su dignidad y la protección de sus derechos y bienestar (Artículo 5) y la resolución 2378 de (Por la cual se adoptan las Buenas Prácticas Clínicas para las instituciones que conducen investigación con medicamentos en seres humanos)

Escala de medición	Ángulos: grados Fuerza: Newton
Herramienta de validación	Aproximación contextual
Elemento a validar	Conjunto de elementos electrónicos con un objeto que permita la visualización de los datos
Muestra	Equipo de diseño e Ingeniero Electrónico
Preparación	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Selección de los participantes: moderador, relator y observadores.</li> <li>• Hora, fecha y escenario de la prueba</li> </ul>
Elementos necesarios para realizar la prueba	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Elementos electrónicos</li> <li>• Pantalla de visualización</li> <li>• Área de trabajo: laboratorio de electrónica</li> <li>• Cámara fotográfica</li> </ul>

Fuente: Autores

Al analizar las opciones y las posibles aplicaciones de los elementos electrónicos que pueden servir para realizar las mediciones con la asesoría del Ingeniero Electrónico, se han escogido dos sistemas, que a partir de este momento son elementos claves para el desarrollo e implementación de la propuesta de diseño. El elemento electrónico que se ajustó para que cumpliera los requerimientos para hacer la medición de la fuerza y la amplitud del movimiento articular del pie para los movimientos de inversión y eversión es el potenciómetro lineal, y a su vez para los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión se ajustó un encoder, a esto se llegó luego de hacer pruebas con sensores de presión y otros tipos de potenciómetros. Luego se procede a generar los algoritmos para que los sistemas se comporten según los máximos y mínimos de un pie sano y se validan las mediciones.

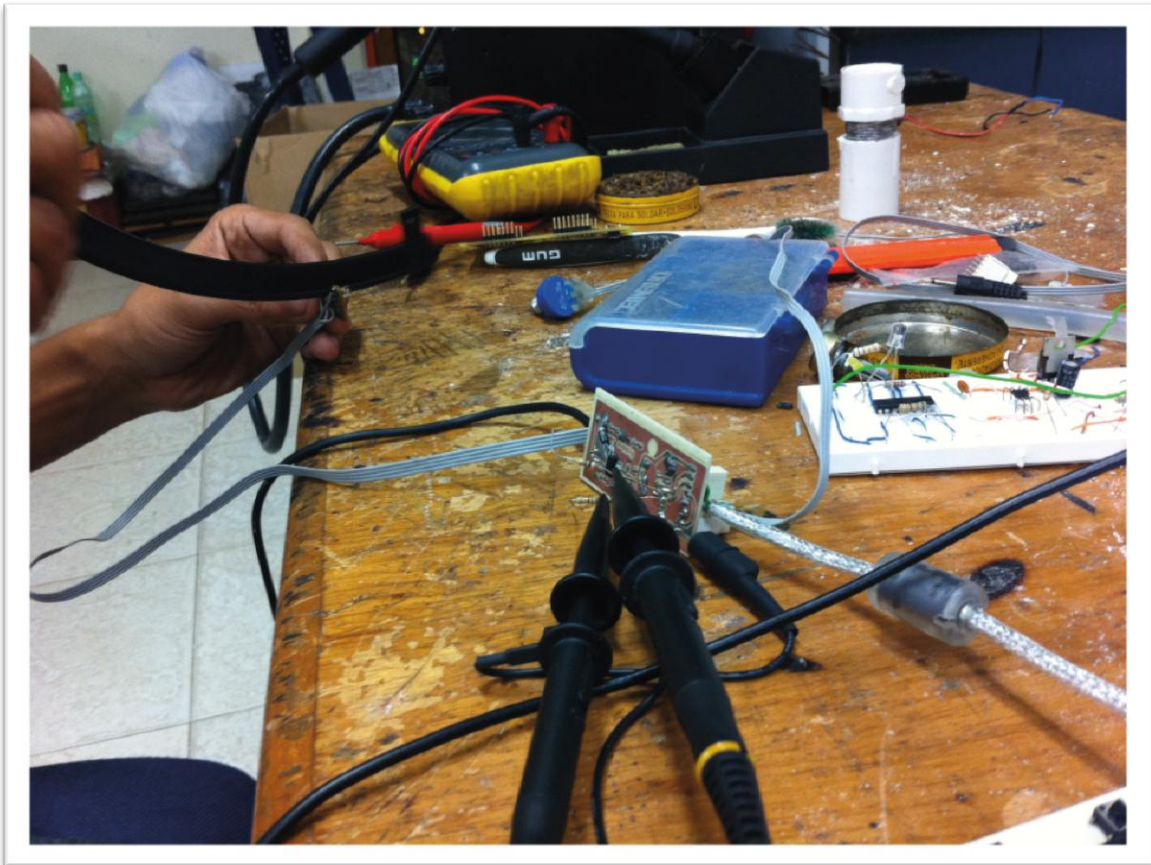
**Ilustración 40. Primera comprobación técnica (potenciómetro)**



**Fuente:** Autores

En la anterior ilustración, se muestra el potenciometro conectado a un medio de visualización, se le aplica fuerza manualmente y directamente, y así validar que es el elemento elegido, nos permitira hacer la medicion de la fuerza angular.

**Ilustración 41. Primera comprobación técnica (encoder)**



**Fuente:** Autores

Para validar la eficiencia del encoder, fue necesario diseñar una regleta con la forma circular del cascaron al que iría apoyado, en una secuencia de extracciones de línea, una por milímetro. Se implementó una tarjeta integrada, y a esta el elemento de visualización, que permitió validar que se estaba haciendo la lectura.

### **10.1.1. CONCLUSIONES**

- Para que los sistemas electrónicos entreguen correctamente los datos, lo más importante es que las piezas estén muy bien apoyadas y alineadas.

- El sistema de lectura debe tener un eje de coordenada, que permita diferenciar el movimiento en los dos sentidos.
- Las ranuras de la regleta del encoder deben ser de la medida precisa para que el rayo pase en la forma justa, y de esta manera evitar posibles errores de medición.
- Es necesario incluir un medio de visualización para comprobar que las mediciones se están leyendo en el recorrido del movimiento.

## 10.2. COMPROBACIÓN 2

En la tabla 7, se hace una descripción de la segunda comprobación técnica, donde se hará una evaluación del conjunto de desarrollo mecánico que se usaran en el modelo de comprobación.

**Tabla 7.** Segunda Prueba Técnica

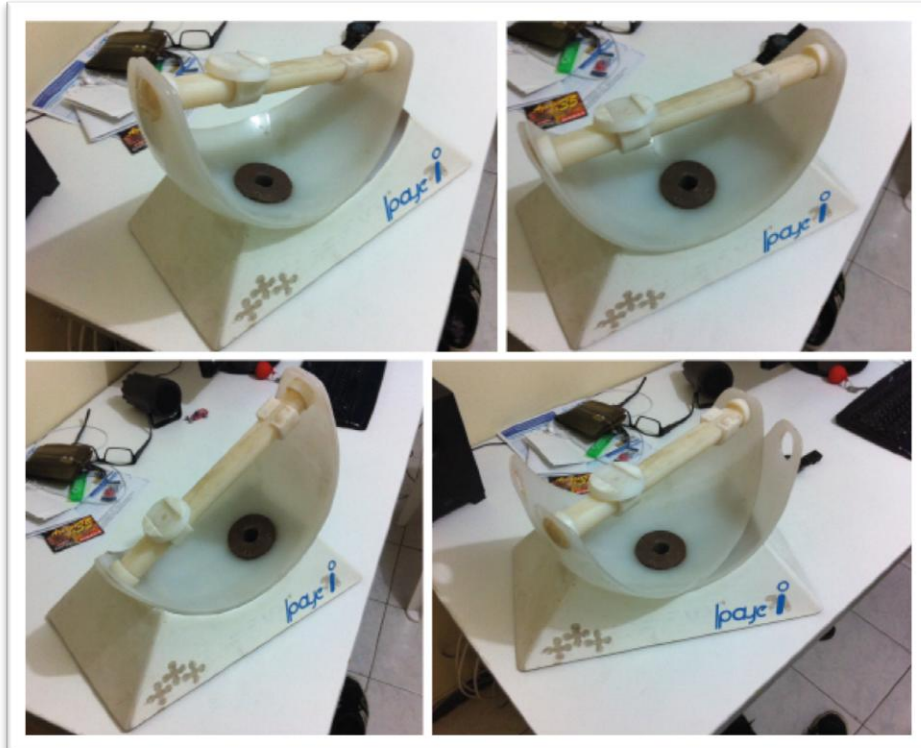
Segunda Prueba Técnica ( mecánica)	
Objetivo	Comprobar que el mecanismo planteado permite realizar los movimientos puros del pie, utilizando la propuesta establecida.
Descripción de la prueba	Al determinar cuáles son los movimientos necesarios que debe permitir el producto, se va a comprobar, por medio de un modelo mecánico, el cual debe permitir hacer los mismos y en la postura indicada.
Variables a validar	Eficacia en la realización de los movimientos
Tipo de variable	Cualitativa
Escala de medición	Ordinal: Movimiento satisfactorio/ movimiento aceptable/movimiento deficiente/no hay movimiento
Herramienta de validación	Acercamiento por grupos
Elemento a validar	Modelo de prueba
Muestra	5 personas sanas
Preparación	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Selección de los participantes: moderador, relator y observadores.</li> <li>• Hora, fecha y escenario de la prueba</li> </ul>

Elementos necesarios para realizar la prueba	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelo de prueba</li> <li>• Silla sin brazos</li> <li>• Área de trabajo: 2x2m libres</li> <li>• Encuesta</li> <li>• Cámara fotográfica</li> </ul>
--	--

Fuente: Autores

A partir del modelado rápido de las alternativas y ya sabiendo cual es la mejor opción se empezó a hacer el desarrollo mecánico, el cual ha venido evolucionando de acuerdo a las nuevas adaptaciones tanto electrónicas como formales, empezando por 3 secciones de cascarones esféricos, unidos por un eje que permite hacer los movimientos, a partir de ahí se empezaron a optimizar y a minimizar los componentes, a hacer guías, poner máximos y mínimos, hasta llegar al siguiente modelo mecánico.

**Ilustración 42. Primera comprobación mecánica**

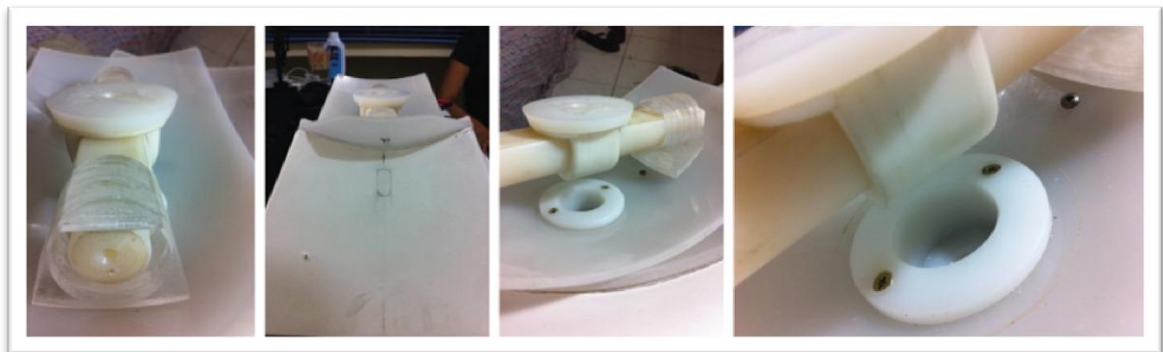


Fuente: Autores

### 10.2.1. EVOLUCION DEL MODELO MECANICO

Al tener una estructura estable que ya permitía hacer todos los movimientos, se evidencio el hecho de tener los cascarones con esa altura disminuía la resistencia del conjunto, por esto se tomó la determinación de disminuir sus dimensiones y con este cambio el conjunto soporto el peso de una persona de unos 70 kilos, de esta forma y hasta este punto, se mejoró en un gran porcentaje el modelo. Como se muestra en la Ilustración 39.

Ilustración 43. Evolución del modelo mecánico

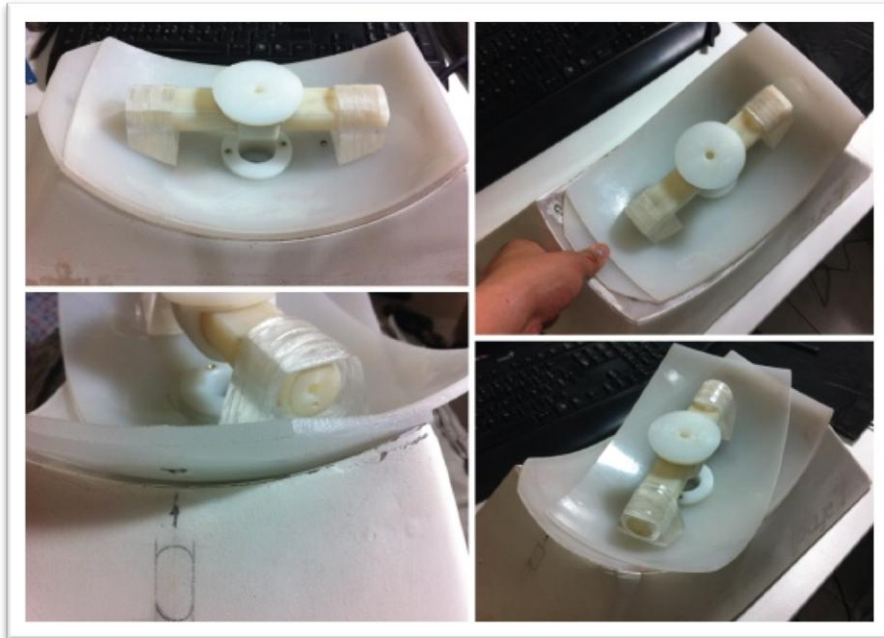


Fuente: Autores

Al cambiar las dimensiones de la superficie de los cascarones, se debe replantear el sistema de apoyo del pie. Es necesario incluir una pieza intermedia entre el cascaron medio y el cascaron superior, se dividen estos dos elementos con la ayuda de una arandela que permite mayor limpieza en los movimientos, optimizando así las funciones principales del dispositivo


Con estos ajustes se procede a hacer la comprobación con este último modelo de mecánico.

Ilustración 44. Evolución modelo de mecánico 2



Fuente: Autores

Ilustración 45. Formato de la segunda comprobación técnica



Nombre: \_\_\_\_\_ Edad: \_\_\_\_\_  
Sexo: \_\_\_\_\_

Buenos Días, somos un grupo de estudiantes de diseño industrial de la UIS y desarrollamos un proyecto relacionado con el resguince de pie y por medio de la siguiente encuesta esperamos validar información que es de real importancia para la continuación del mismo y el proceso de diseño del elemento que ha sido probado por usted. Por favor responda a continuación.

**Encuesta**

Marque con una X la respuesta a seleccionar

1. ¿Cree usted que los movimientos puros se realizan correctamente?  
SI \_\_\_\_\_ 1 \_\_\_\_\_ 2 \_\_\_\_\_ 3 \_\_\_\_\_ 4 \_\_\_\_\_ 5 \_\_\_\_\_  
NO \_\_\_\_\_

2. ¿Encuentra alguna dificultad para realizar alguno de los movimientos? Especifique cual

Plantiflexión   
Dorsiflexión   
Eversión   
Inversión   
Ninguna

3. ¿Cómo considera el funcionamiento en cuanto al movimiento del aparato?  
Bueno   
Deficiente

Observaciones  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Fuente: Autores

**Tabla 8.** Resultados de la segunda comprobación técnica

Persona	Edad	Sexo	Todos los movimientos	Error en el movimiento	Calificación
1	28	F	Sí	No	Bueno
2	18	F	Sí	No	Bueno
3	27	M	Sí	No	Bueno
4	25	F	Sí	No	Bueno
5	30	M	Sí	No	Bueno

Fuente: Autores

### 10.2.2. RESULTADOS

En los resultados de la comprobación se evidencia la eficiencia de la evolución del modelo para permitir realizar con facilidad los cuatro movimientos puros del pie. Ninguno de los participantes en esta prueba, tuvieron dificultad para realizar los movimientos.

### 10.2.3. FUERZA RESISTIVA

Habiendo determinado cual alternativa es la que cumple mejor con los requerimientos y luego de que esa propuesta evolucione formal, técnica y funcionalmente, es el momento de incluir un factor crucial del proyecto, la fuerza resistiva que debe hacer el aparato cuando el paciente haga cada movimiento, la cual se establecerá como una fuerza estándar para un paciente con esguince de tobillo grado uno o dos, con nota de fuerza muscular cuatro en la escala de Daniels<sup>56</sup>.

Para esta etapa y luego de descartar opciones tales como resortes e investigando acerca de polímeros con memoria, se tomó la determinación de trabajar bajo un estándar utilizado en Fisioterapia y estandarizado a nivel mundial, llamado *Thera-*

---

<sup>56</sup> Daniels, L. Pruebas funcionales musculares. Técnicas manuales de exploración, 2ª ed., México: Interamericana, 1957.

*Band*, el cual trabaja con bandas y tubos (*thera-tubing*) elásticos individuales, diferenciadas por colores según su resistencia y así mismo recetados por el profesional de la salud según el estado del paciente para realizar una fuerza resistiva en ciertos ejercicios sugeridos para la recuperación.

Bandas *Thera-Band*® y *tubing* producen fuerzas similares entre los colores similares. La fuerza producida por bandas y tubos está directamente relacionada a la elongación. Cada color proporcionará una cantidad específica de la resistencia en el mismo porcentaje de elongación.

Fueron necesarios para su adaptación elementos de sujeción y pruebas de resistencia, las cuales permitieron determinar el uso de *Thera-tubing* en lugar de *Thera-band* y la longitud óptima para la aplicación en el aparato que se está desarrollando, pues de fábrica estos elementos vienen de una medida de sesenta centímetros, a continuación se muestra la tabla donde se pueden ver los datos técnicos de fábrica de estos elementos, clasificados por colores según su resistencia.

**Tabla 9.** Tabla técnica *Thera-Band/Tubing*

### **Color Progression**

Thera-Band® Band/Tubing Color	Increase from Preceding Color at 100% Elongation	Resistance in Pounds at:		Resistance in Kilograms at:	
		100% Elongation	200% Elongation	100% Elongation	200% Elongation
Thera-Band Tan	-	2.4	3.4	1.1	1.5
Thera-Band Yellow	25%	3.0	4.3	1.3	2.0
Thera-Band Red	25%	3.7	5.5	1.7	2.5
Thera-Band Green	25%	4.6	6.7	2.1	3.0
Thera-Band Blue	25%	5.8	8.6	2.6	3.9
Thera-Band Black	25%	7.3	10.2	3.3	4.6
Thera-Band Silver	40%	10.2	15.3	4.6	6.9
Thera-Band Gold	40%	14.2	21.3	6.5	9.5

Represents typical values. All products not available in all colors.

**Fuente:** [www.theraband.com](http://www.theraband.com)

Independientemente de la longitud inicial de reposo. Por ejemplo, una pieza de 1 pie estirado hasta 2 pies (100% de elongación) tendrá la misma fuerza que una pieza de 2 pies del mismo color se extendía a 4 pies. La fuerza aumenta lentamente mientras se estira la banda o tubo.

La conclusión de esta parte de la creación, es una banda elástica roja con una longitud de diez centímetros y que ejerce una fuerza de 1,7 kilogramos, sujeta por cada extremo con un elemento de sujeción que la integra al modelo que se está trabajando.

**Ilustración 46. Prueba con Thera-tubing**



**Fuente:** Elaborado por los autores

Se hicieron diferentes pruebas, tanto de posición de las *Thera-tubing*, como variación en los colores. Se evidenció que es necesario diseñar un soporte lo suficientemente fuerte y estable que sirvan de sujeción a las cabezas de los extremos de los *Tubing*, para que la resistencia sea distribuida uniformemente.

### 10.3. COMPROBACIÓN 3

En la tabla 10, se hace una descripción de la primera comprobación ergonómica, donde se evaluará el modelo de sujeción del pie, elemento vital para la realización de los movimientos puros del pie por el usuario.

**Tabla 10.** Primera prueba ergonómica.

Primera Prueba Ergonómica (sujeción)	
Objetivo	Determinar cuál de las sujeciones propuestas es la que ofrece mayor satisfacción y mantiene el pie más seguro para realizar los movimientos.
Descripción de la prueba	Se pondrán a prueba los diferentes tipos de sujeción propuestos, haciendo que el usuario de prueba utilice el modelo, exprese todas sus impresiones acerca de la prueba y posteriormente llene una encuesta donde califique cada una de las opciones, con la información y la observación obtenida se determina cual es la mejor opción.
VARIABLES A VALIDAR	Eficiencia en la sujeción del pie
Tipo de variable	Cualitativa
Escala de medición	Ordinal: Es satisfactorio/medianamente satisfactorio/aceptablemente satisfactorio/nada satisfactorio
Herramienta de validación	Acercamiento por grupos
Elemento a validar	Modelos de sujeción
Muestra	5 personas sanas que hayan tenido la patología
Preparación	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Selección de los participantes: moderador, relator y observadores.</li> <li>• Hora, fecha y escenario de la prueba</li> </ul>
Elementos necesarios para realizar la prueba	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelo de prueba</li> <li>• Silla sin brazos</li> <li>• Área de trabajo: 2x2m libres</li> <li>• Encuesta</li> <li>• Fichas para que el usuario ordene según su experiencia</li> <li>• Cámara fotográfica</li> </ul>

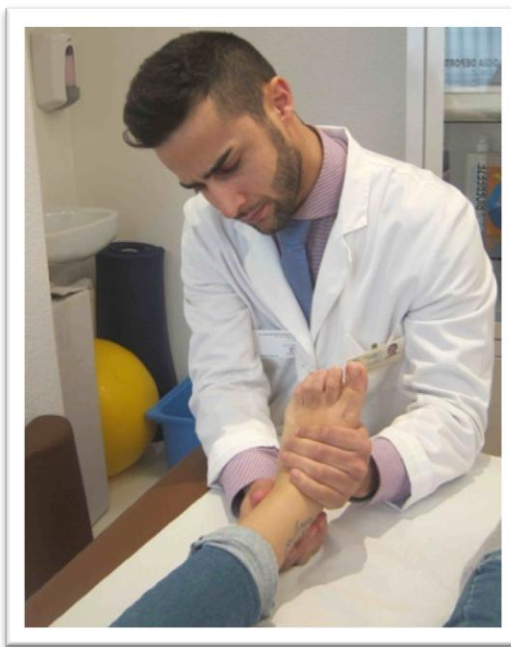
**Fuente:** Elaborada por los autores.

Al determinar cuál es postura adecuada para llevar a cabo el uso del dispositivo, el siguiente ítem en cuanto a la ergonomía de la propuesta es la sujeción del pie,

pues es un elemento que debe ser versátil y estándar, ya que se utiliza en ambos pies de la misma forma y debe funcionar para el rango de tallas que puede llegar a tener el usuario arquetípico ya definido, y además de permitir la realización de los movimientos puros de forma satisfactoria.

Cuando se realiza una prueba sin soporte de peso. El paciente está en posición prona con los pies fuera del extremo de la camilla. La gravedad es minimizada. El paciente está en una posición de costado con el tobillo en la posición anatómica. El movimiento que se realiza es Flexión plantar del tobillo; el talón se levanta hacia la parte de atrás de la pierna, como si se pusiera de puntillas. Cuando se genera la resistencia esta es aplicada en la superficie plantar del retropie<sup>57</sup>.

**Ilustración 47. Fisioterapia Deportiva Centro de Traumatología Deportiva**



**Fuente:** Centro de Traumatología Deportiva.

---

<sup>57</sup> Monedero V. Margarita., Page del Pozo Álvaro. Evaluación Ergonómica de sillas. Criterios de evaluación basados en el análisis de la postura. Universidad Jaume U.P. Tecnología

Este proceso se empezó a desarrollar sobre el papel, teniendo en cuenta los puntos de presión característicos que se generan en un pie de una persona sana estando en una postura erguida, sin embargo, luego de probar la sujeción en estos puntos se identificó que esos puntos sencillamente deben ser puntos de apoyo, más no necesariamente los puntos de sujeción; teniendo esto claro luego de hacer modelados rápidos de varias alternativas, se estableció que la parte del pie que debe estar sujeta al aparato es el arco, es decir, la sujeción debe abrazar al pie por el empeine y en la parte inferior la parte fija debe ser significativa para que se facilite el movimiento natural del pie , siempre y cuando el talón y los dedos tengan apoyo como se mencionó anteriormente, al tener esto claro, se procedió a plantear las alternativas finales, las cuales se van a validar.

**Ilustración 48. Modelos base de la sujeción del pie.**



**Fuente: Autores**

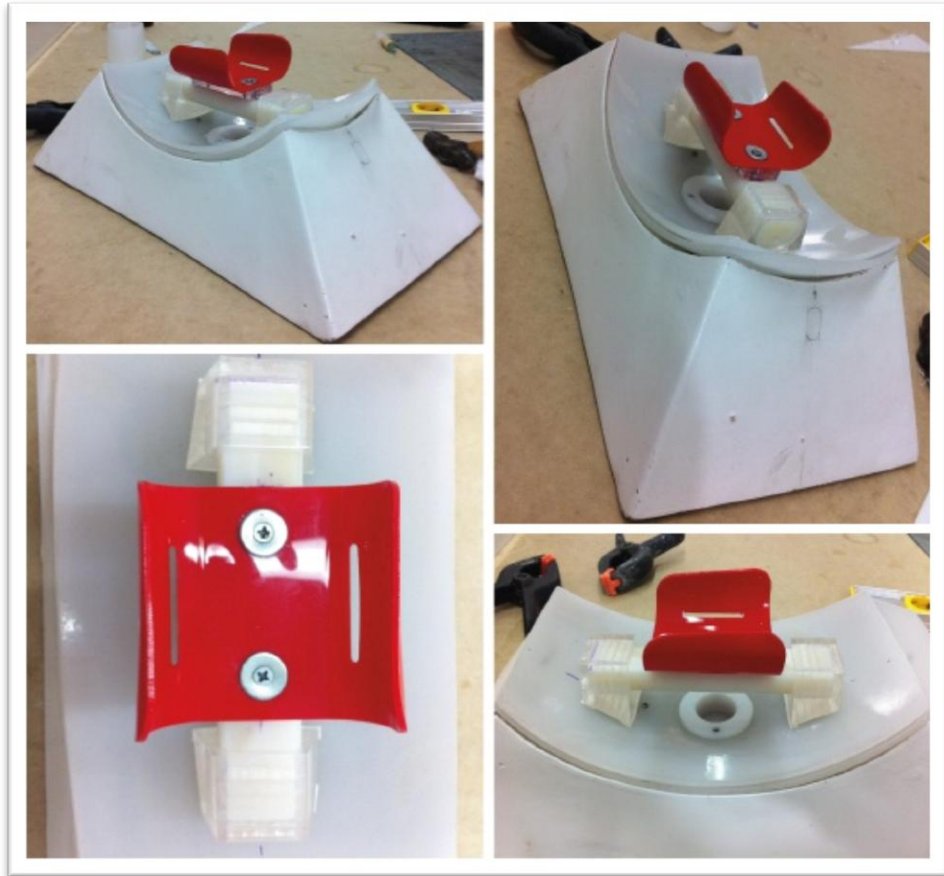
Esta prueba tiene tres puntos clave, el primero es que teniendo ya un modelo mecánico que permite que los movimientos se hagan correctamente, la sujeción se integre a él y facilite esa labor, el segundo es lo estándar que puede llegar a ser, que sea un elemento que ayude a identificar el derecho y el revés de la propuesta y que funcione de la misma forma para ambos pies, y el tercero es la unión que mantiene fijo y seguro el pie para realizar los movimientos.

Los aspectos nombrados anteriormente se van a validar en dos alternativas, haciendo un acercamiento por grupos, donde las impresiones de los participantes y una encuesta, darán a conocer la propuesta con mayor acogida.

En la Ilustración 46, se ve una secuencia del proceso de diseño por medio de modelos rápidos, donde se comprobaron elementos de acople entre el elemento base y el eje de sujeción del mismo. Es necesario dar apoyo al pie por medio de un elemento rígido que genere en el usuario la sensación de confianza al momento de aplicar la fuerza y debe estar articulado de tal forma que el desplazamiento sea lo más preciso posible.

Se articula en este modelo la parte mecánica y la sujeción del pie, el elemento base de la sujeción del pie está configurado de tal forma que genere una leve presión de ajuste en la zona plantar media, el cual será complementado por dos elementos de seguro que se muestra en la Ilustración 50.

**Ilustración 49. Modelo integrador (mecánica+ sujeción del pie)**

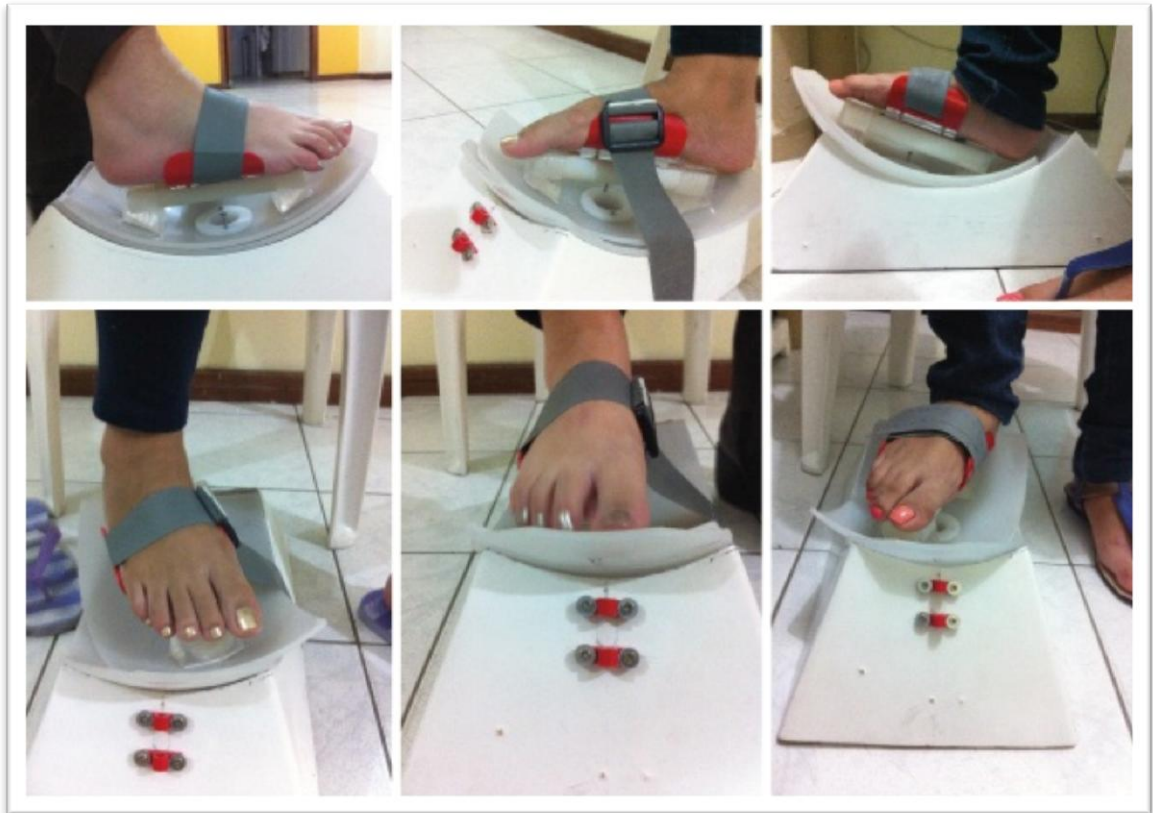


**Fuente:** Autores

Los elementos del seguro son de un material flexible, permitiéndole adaptarse fácilmente al pie; la diferencia entre estos dos elementos radica en la forma de sujetar el pie, y el objetivo es conocer en cuanto a tiempo y confort cual es la mejor alternativa.

1. La alternativa uno, asegura el pie por medio de dos correas de velcro que se ensamblan con el elemento rígido y abrazan el empeine del pie.
2. La alternativa dos, consiste en un sistema de acople plástico, que al halar uno de sus extremos asegura el pie.

**Ilustración 50. Prueba de sujeción**



**Fuente:** Autores

**Ilustración 51. Movimientos con dispositivo**



**Fuente:** Autores

En la ilustración 52, se evidencia como el usuario de la prueba puede hacer los movimientos en este caso con el sistema de sujeción de velcro.

**Tabla 11.** Resultados prueba Ergonómica

Persona	Edad	Sexo	Todos los movimientos	Es cómoda la sujeción del pie	Cuál de los dos tipos de sujeción le pareció más cómodo	Calificación
1	26	F	Sí	Sí	Sistema de cierre rápido	Bueno
2	28	F	Sí	Sí	Sistema de cierre rápido/ Sistema de ajuste con hebilla	Bueno
3	30	M	Sí	Sí	Sistema de cierre rápido	Bueno
4	29	F	Sí	No	Sistema de cierre rápido	Deficiente
5	28	M	Sí	Sí	Sistema de cierre rápido	Bueno
					<b>Sistema de cierre rápido</b>	

**Fuente:** Elaborada por los autores

### 10.3.1. RESULTADOS

Los usuarios que participaron de la prueba ergonómica, coincidieron en que el Sistema de Cierre Rápido era el más cómodo, rápido y eficiente. Solo uno de los participantes manifestó su inconformidad, pues la base de la sujeción tenía un borde que le ajustaba un lado del pie. Se ajustó el modelo, para evitar molestias en futuras pruebas.

### 10.3.2. CONCLUSIONES

- El pie se apoya no solo del elemento medio, la estructura del eje de sujeción se acopla a la altura del mismo generando apoyo en la planta del pie, que se representado en mayor estabilidad y confort al momento de hacer los movimientos, pues en las pruebas se demostró que al no ser así, el hecho de no tener los dedos y el talón apoyados dificulta todos los movimientos.
- Por practicidad y eficiencia es mejor el sistema de cierre de velcro.
- En la parte media del apoyo del pie, se debe complementar el sistema de cierre con una base menos rígida.

## 10.4. COMPROBACIÓN 4

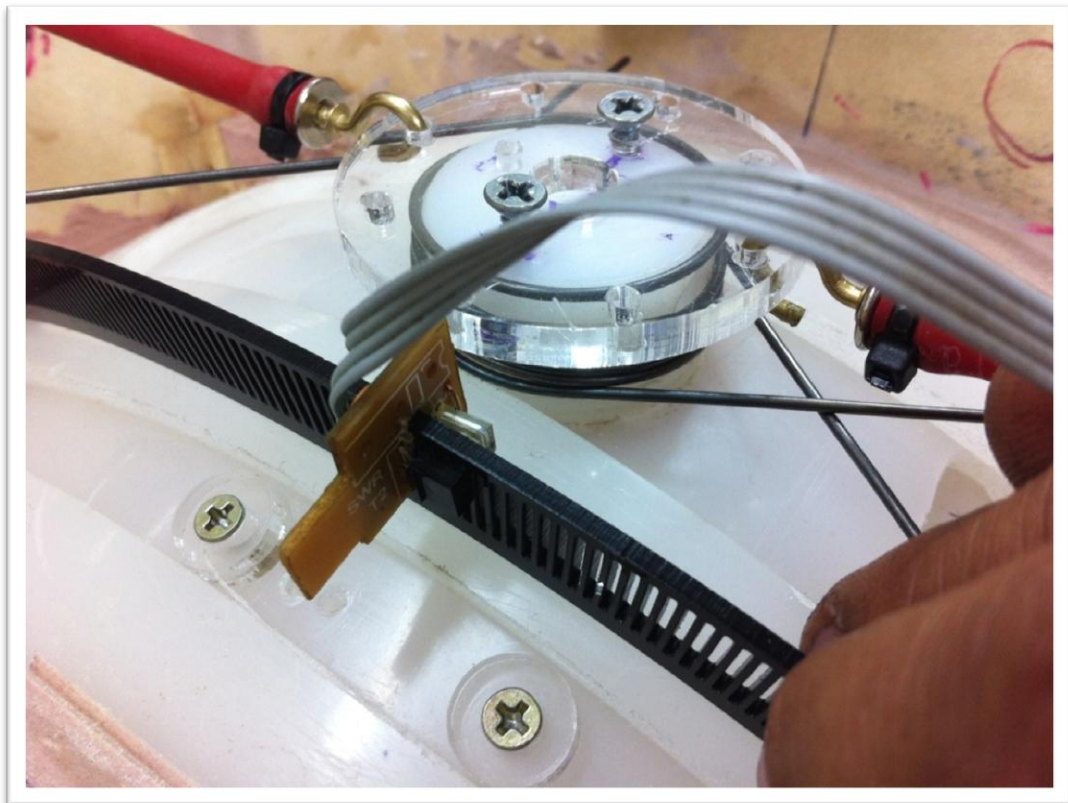
En la tabla 12, se hace una descripción de la Prueba final, donde hace una descripción detallada de la comprobación integradora, en la que se evaluara el conjunto y la eficiencia del sistema.

**Tabla 12.** Prueba Final

Prueba Final ( electrónica, mecánica, ergonómica)	
Objetivo	Comprobar que las mediciones se realicen eficientemente y que tanto el especialista como el paciente realicen y entienda cada una de las tareas en una secuencia lógica y con la mínima cantidad de fallas.
Descripción de la prueba	Al ser integrada la parte mecánica, electrónica y ergonómica, se debe comprobar la estabilidad del modelo y su funcionalidad. En esta prueba se estipula la postura óptima para el uso del modelo, se hace el ajuste del pie y se pide al usuario generar los movimientos puros y que aplique la fuerza resistiva en cada uno de ellos. A cada usuario después de la prueba se le preguntara a modo de charla si fue fácil o no generar los movimientos y por medio de una encuesta se les pedirá que los califiquen.
VARIABLES A VALIDAR	Eficiencia al realizar los movimientos y en la medición de los datos
Tipo de variable	Cuantitativa
Escala de medición	Ángulos: grados Fuerza: Newton
Herramienta de validación	Acercamiento por grupos y secuencia de escenarios
Elemento a validar	Modelo funcional de prueba
Muestra	10 personas que han tenido la patología
Preparación	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Selección de los participantes: moderador, relator, observadores y profesionales en fisioterapia.</li> <li>• Hora, fecha y escenario de la prueba</li> </ul>
Elementos necesarios para realizar la prueba	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelo funcional de prueba</li> <li>• Silla sin brazos</li> <li>• Área de trabajo: 3x3m y mesa de trabajo.</li> <li>• Encuesta</li> <li>• Cámara fotográfica</li> </ul>

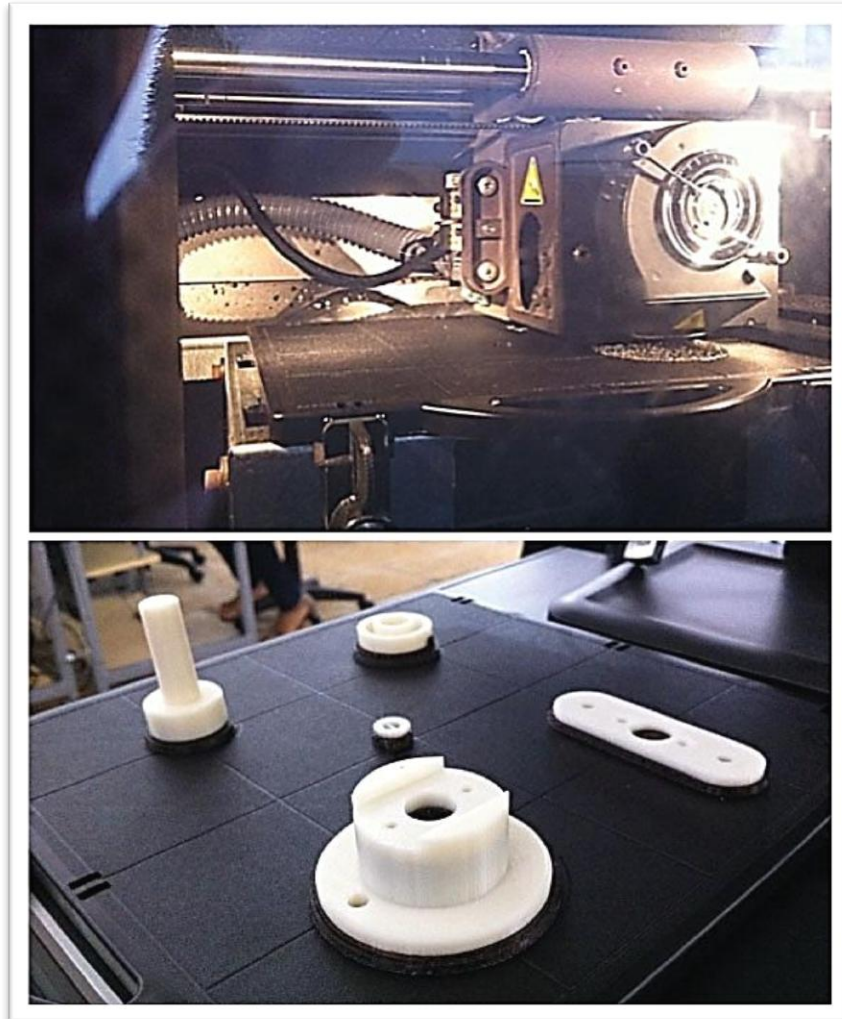
Teniendo ya un modelo base con el cual se validó la parte mecánica para la realización de los movimientos, sobre el cual se validó también la sujeción del pie al realizar esos movimientos y teniendo la certeza de que los sistemas electrónicos están midiendo correctamente, se procede a integrar los componentes haciendo un diseño de detalle, con énfasis en el eje, pieza fundamental para las mediciones, pues como se observa en la figura 53 hasta ahora ha sido adaptado para hacer pruebas pero sin detallarlo, obteniendo así, un modelo funcional que permite realizar la prueba para validar la integración de todos los sistemas, de la misma, se obtendrá la información necesaria para hacer los últimos ajustes del conjunto y se procederá a planificar la fabricación el modelo funcional de alta fidelidad que será el reflejo de todo este proceso creativo.

**Ilustración 52.** Unión de componente electrónico (Encoder)



**Fuente:** Elaborado por los autores

**Ilustración 53.** Piezas Prototipadas (Eje)



**Fuente:** Autores

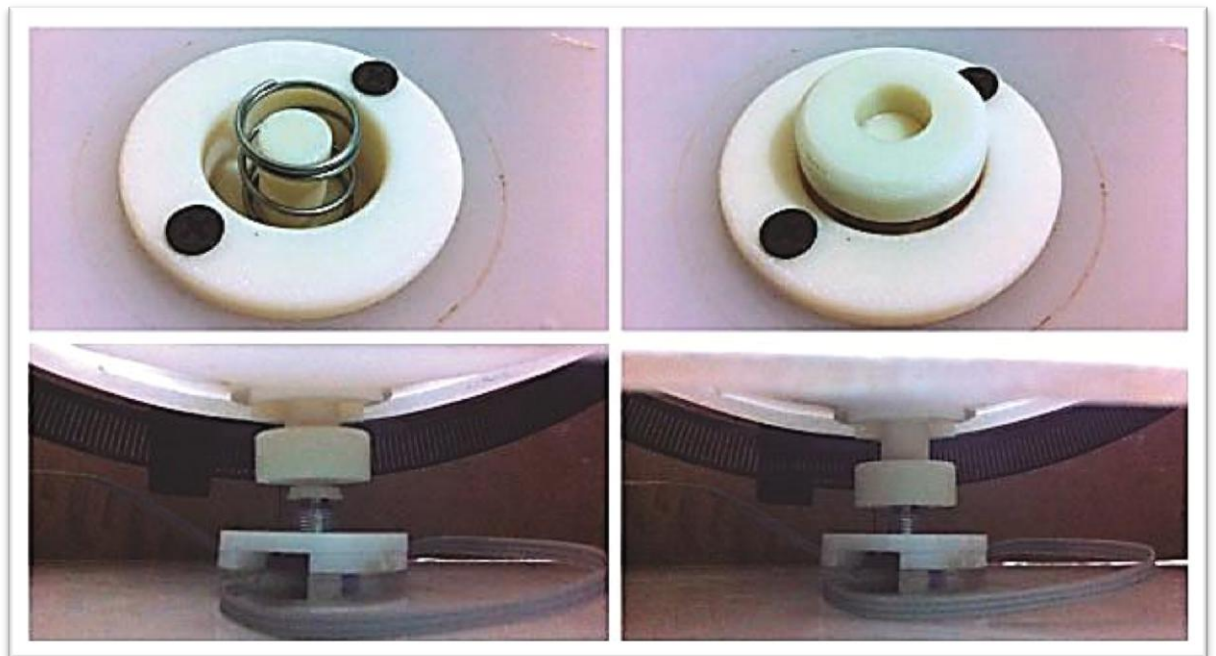
Gracias al apoyo de Tecnoparque, nodo Bucaramanga, el proceso de diseño del eje fue bastante dinámico, el primer eje (ilustración 54), con el que se realizaron las pruebas hasta este punto fue fabricado en nylon y maquinado por arranque de material en torno y fresadora, luego se fabricaron dos más, ambos por prototipado rápido<sup>58</sup>, el primero funciono, sin embargo hubo detalles por mejorar como los diámetros de los elementos que lo componen y el espesor de la pared de los

<sup>58</sup> El prototipado rápido es un proceso utilizado para fabricar artículos de plástico, metal o cerámica. También conocido como "*Additive Technology*". Ya que su proceso de fabricación es ir añadiendo material capa a capa

mismos para mejorar la resistencia y se cambió el orden de ensamble, todos estos aspectos fueron mejorados y nuevamente se prototipo, obteniendo así, las piezas que se pueden visualizar en la ilustración 55.

En la ilustración 55, se puede ver una secuencia de funcionamiento del eje finalmente, consta de un sistema con un resorte y una guía que permiten controlar si el eje está en contacto con el potenciómetro, para hacerlo girar mediante un engranaje cónico ubicado en la cabeza del sistema electrónico, sobre el cual sitúa mediante el resorte un cabezal con el negativo de los dientes del engranaje, para así medir los ángulos y las fuerzas de inversión/eversión, o si sencillamente no lo toca y deja que conjunto esté dispuesto para hacer los otros dos movimientos dorsiflexión/plantiflexión y sus mediciones respectivas.

**Ilustración 54.** Secuencia de uso del eje (acople potenciómetro).



Fuente: Autores

**Agradecemos especialmente a Tecnoparque nodo Bucaramanga por la gestión y la ayuda prestada.**

Ilustración 55. Prueba modelo funcional sin usuario



Fuente: Autores

En la Ilustración 56, se muestra el modelo funcional, con todos los sistemas integrados, se hicieron los movimientos manualmente para validar que la medición de los ángulos y las fuerzas se está efectuando correctamente, y teniendo la seguridad de esto, se procede a hacer las pruebas con usuarios.

Ilustración 56. Prueba modelo funcional con usuario



Fuente: Autores

En la Ilustración 57, se hace la prueba con un usuario para tener la seguridad de que el modelo está apunto y listo para la última prueba, de la que se obtendrá la información para hacer los ajustes finales.

En esta etapa final del proceso, se consolidan todos los esfuerzos realizados por el equipo de diseño, además del trabajo interdisciplinar que se generó para poder llegar a una solución real, pues se contó con la participación constante de un Ingeniero Electrónico, quien se encargó de la programación de los elementos electrónicos usados y de calibrar la herramienta de medición. Estando todo definido y acoplado en el orden adecuado, se procede a validar el modelo con los usuarios estipulados en el cuadro de requisitos de la prueba, de la cual se obtiene los siguientes resultados (ver tabla 13).

**Tabla 13.** Resultados Prueba Integradora

Persona	Edad	Sexo	Puede hacer todos los movimientos	Mide ángulos	Mide Fuerza	Calificación DE 1-10
1	28	M	Si	Si	Si	9
2	26	F	Si	Si	Si	8
3	25	F	Si	Si	Si	10
4	24	M	Si	Si	Si	10
5	20	F	Si	Si	Si	10
6	24	F	Si	Si	Si	9
7	18	F	Si	Si	Si	9
8	23	M	Si	Si	Si	8
9	25	F	Si	Si	Si	10
10	29	F	Si	Si	Si	8

**Fuente:** Elaborado por los autores

La muestra para la última prueba, fue de diez personas que han tenido la patología, como se muestra en la tabla de resultados, hombres y mujeres con un rango de edad entre los 18 a 29 años. Se hizo una contextualización de la prueba, algunos eran personas que habían participado en pruebas anteriores y evidenciaron la evolución del proyecto, los cuales retroalimentaron en ese momento y vieron reflejados de manera positiva, sus sugerencias pasadas. Todos los participantes recibieron la copia del consentimiento informado y accedieron a hacer la prueba voluntariamente.

Según los resultados obtenidos en la última prueba, se puede concluir lo siguiente:

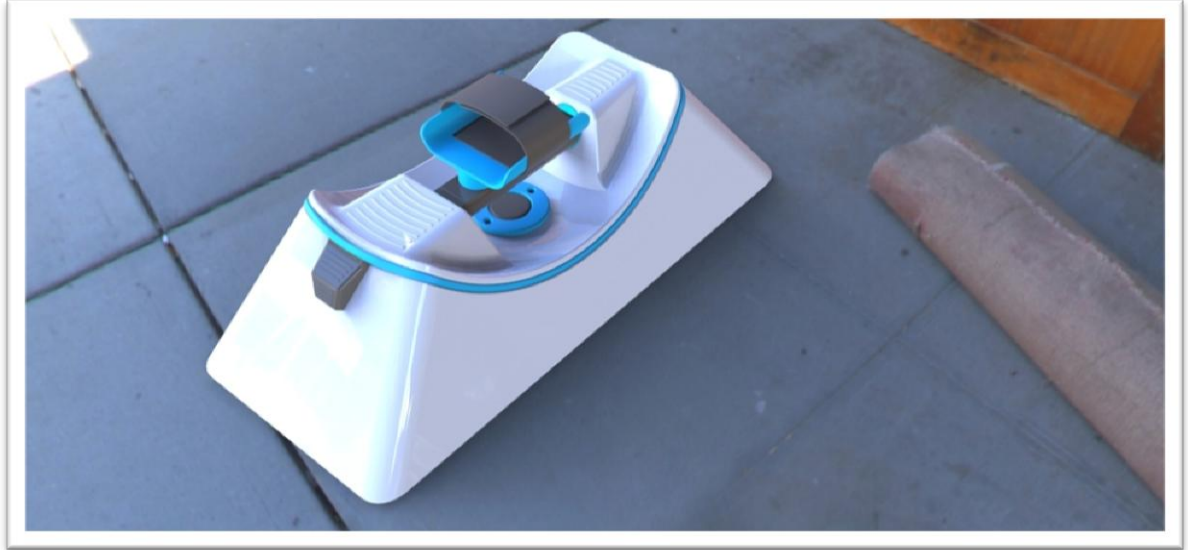
- Es necesario indicar al usuario la postura que debe adoptar para la prueba de medición, esto con la finalidad de evitar posibles errores, tales como la

alineación de la rodilla, que se verán reflejados en los resultados finales, y seguir los parámetros establecidos anteriormente.

- Por medio de esta prueba se comprobó que se puede hacer la medición objetivamente y generar la confiabilidad que se buscaba.
- Se logró sincronizar de manera adecuada, todos los sistemas, pues la parte mecánica al generar el movimiento, envía una señal que se traduce por medio de la programación a los componentes electrónicos, derivando todo a una respuesta ordenada y calibrada que valida la medición emitida por medio del componente visual.
- La calificación dada por los usuarios en esta etapa definitiva del proyecto es en una escala de 1 a 10, fue de 8 a 10, lo que refleja claramente que al usuario el uso de este dispositivo, le genera confianza, confort y fiabilidad sobre los resultados obtenidos.
- Se cumple con los objetivos planteados para el desarrollo del diseño del modelo funcional.

## 11. PROPUESTA FINAL

**Ilustración 57.** Diseño final



Fuente: **Autores.**

Después de hacer las comprobaciones y luego de que el diseño estuvo en constante evolución, se llegó al modelado que se puede observar en la Ilustración 58, el cual es resultado de toda la fase creativa desarrollada, donde se integran todos los sistemas y se cumplen los objetivos planteados.

A continuación se muestra un despiece del sistema completo.



Tabla 14. Lista de piezas del sistema general.

N° de elemento	Cantidad	N° de pieza
1	1	base
2	1	cascazon interior
3	1	cascazon exterior fijo
4	1	eje sujeción
5	1	eje central
6	1	sujeción del pie
7	1	pin de bloqueo dorsi/planti
8	1	base potenciómetro
9	2	arandela potenciómetro
10	1	tuerca potenciómetro
11	1	tornillo potenciómetro
12	1	aditamento potenciómetro
13	1	tapa sistema bloqueo retráctil
14	1	base inferior
15	1	resorte sistema bloqueo retráctil
16	1	ajuste eje y ligas
17	2	buje eje
18	1	soporte encoder
19	1	encoder
20	1	regleta medicion dorsi/planti
21	1	ajuste sujeción del pie
22	2	energía

Fuente: Autores

### 11.1. SIMULACIONES CON ELEMENTOS FINITOS

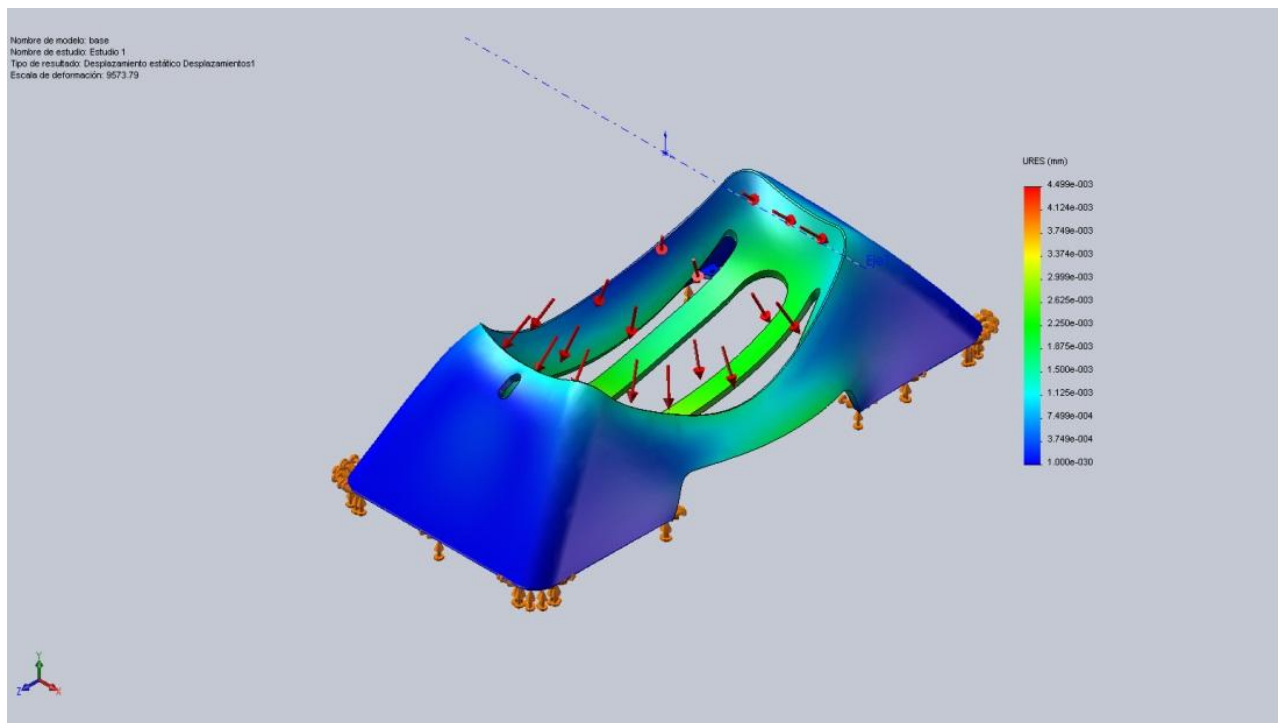
Se hace el análisis de tensión, deformación, desplazamiento y factor de seguridad, a las piezas más críticas del conjunto; y de esta forma validar que pueden soportar las cargas y fuerzas a las que estarán sometidas.

### 11.1.1. Base

Esta pieza va a recibir toda la carga cuando el paciente este realizando los movimientos, está diseñada para soportar 75 kilos en carga vertical, en otras palabras la pieza soporta a una persona de pie sobre ella, a pesar del que el paciente va a estar en posición sedente.

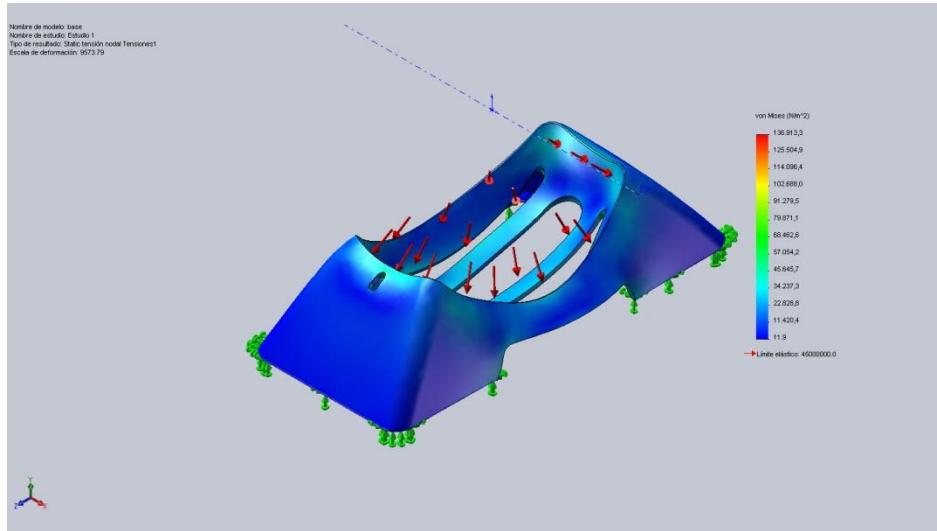
Además internamente alberga toda la parte electrónica y las ligas que se estarán tensionando todo el tiempo mientras se generen movimientos.

**Ilustración 59. Base/ Desplazamiento estático**



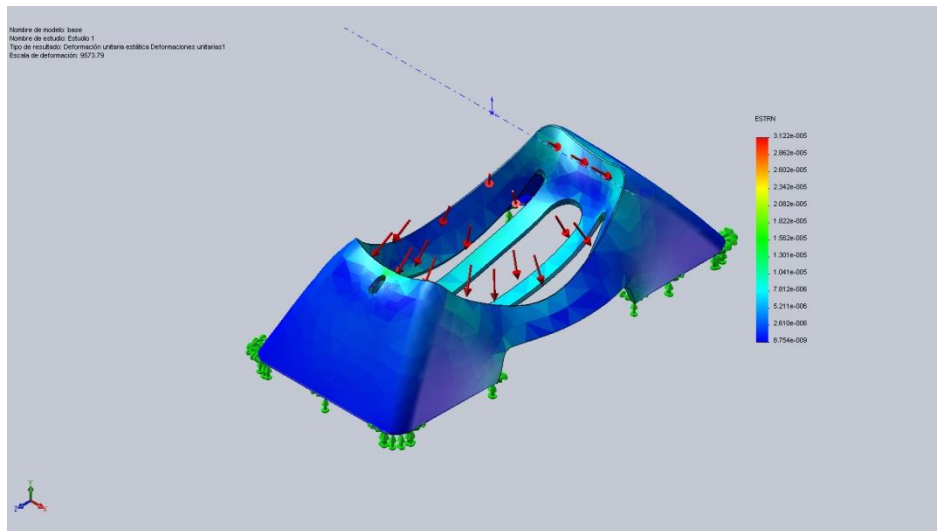
**Fuente:** Autores

**Ilustración 60. Base/Tensión**



Fuente: Autores

**Ilustración 61. Base/ Deformación**



Fuente: Autores

Al ser sometida a las cargas ya mencionadas se observa un buen comportamiento de la pieza, con lo cual se tiene la certeza de que su resistencia es la esperada.

## 12. DESARROLLO DE LA IMAGEN

**Ilustración 62.** Sustracción geométrica del tobillo



Fuente: Autores

**Ilustración 63.** Desarrollo de la tipografía



Fuente: Autores

**Ilustración 64.** Logo Appie



**Fuente:** Autores

El desarrollo grafico se basa en dos conceptos generales, que son protección y estabilidad, para comenzar se hizo una geometrización del tobillo teniendo en cuenta los ángulos, formas y la proporción del dispositivo, y a partir de esa geometría se empezaron a desarrollar los conceptos mencionados anteriormente a su alrededor haciendo una abstracción formal que sintetizo y simplifico el icono, posteriormente se hicieron pruebas de color para ayudar a darle el carácter medico a la marca y finalmente se desarrolló una tipografía acorde que lo acompaña y juntos icono y tipografía forman el logo como una composición final que va a servir y a estar presente en muchos detalles simbólicos y puntos de color del modelo funcional de alta fidelidad que se está produciendo.

### **13. USABILIDAD**

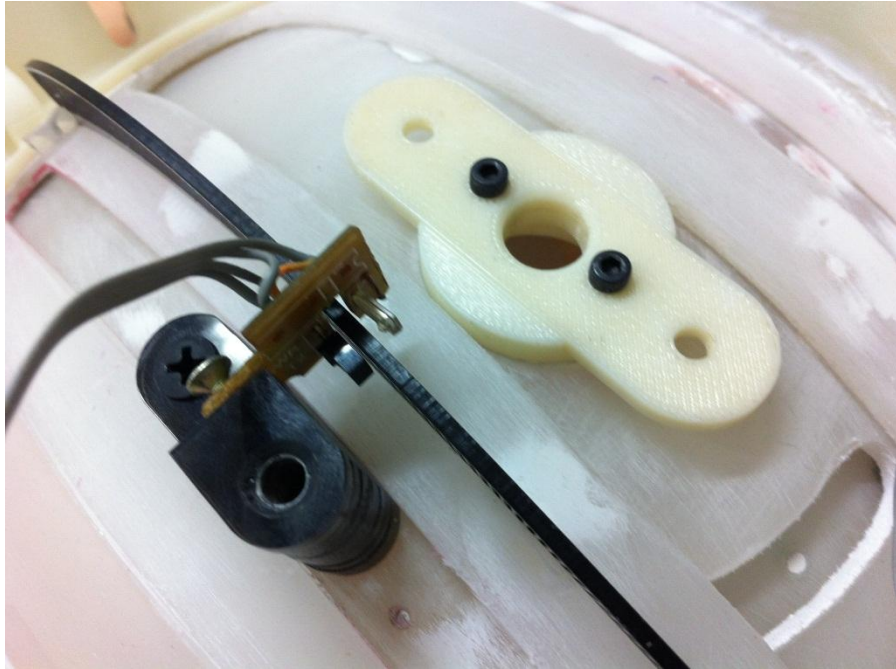
En la siguiente secuencia de imágenes se hace una descripción del uso y los planos respectivos, según el movimiento que se haga, donde se proporciona información clave sobre la postura adecuada para realizarlos.

### 13.1 PASO A PASO

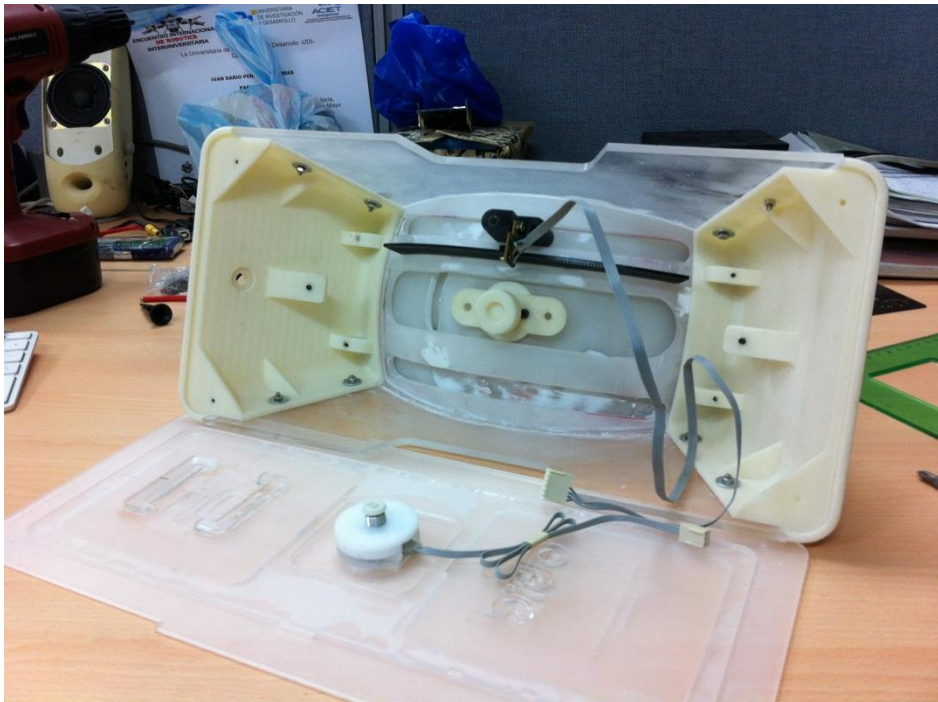
Para usar el dispositivo de medición, se deben seguir los siguientes pasos:

1. El fisioterapeuta debe energizar el dispositivo a un toma de 110 V
2. El paciente se sienta descalzo y se ubica el dispositivo frente a la silla en el mismo eje del pie.
3. El fisioterapeuta ajusta el pie del paciente al dispositivo, lo ubica en el punto cero y verifica la postura.
4. El fisioterapeuta conecta el elemento de visualización al dispositivo y en ese momento este se energiza.
5. El fisioterapeuta le indica al paciente, el par de movimientos que debe ejecutar, según las pruebas de uso se recomienda iniciar con Dorsiflexión/Plantiflexión.
6. El fisioterapeuta debe bloquear el movimiento ya ejecutado, oprimiendo el sistema retráctil ubicado en el eje.
7. El fisioterapeuta toma nota de los datos de las mediciones máximas en cada movimiento.
8. El fisioterapeuta procede a liberar el pie del paciente y generar el diagnóstico.
9. Al tener el diagnóstico se conocerá el número de repeticiones que debe hacer el paciente con el dispositivo.

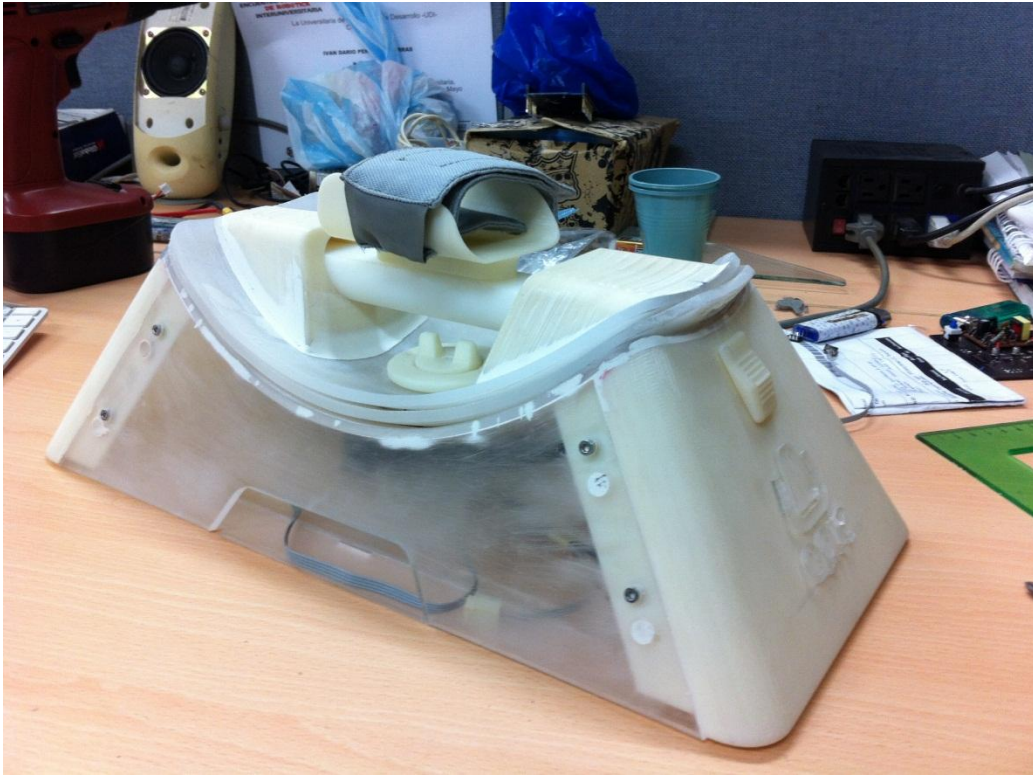
**Ilustración 66. Detalle elementos electrónicos**



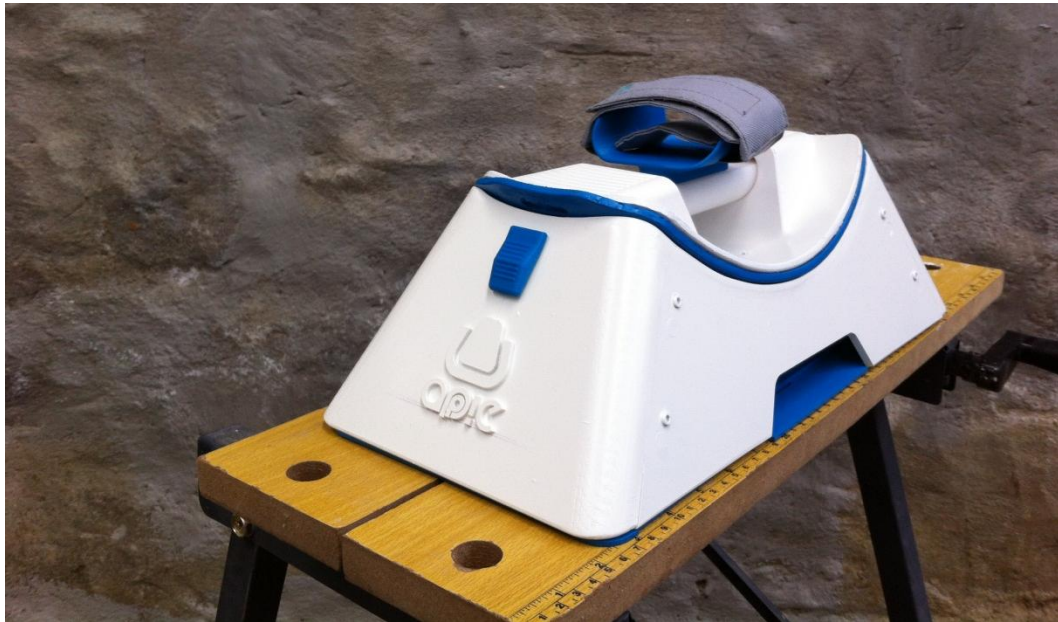
**Ilustración 65. Modelo Final (detalle interno)**

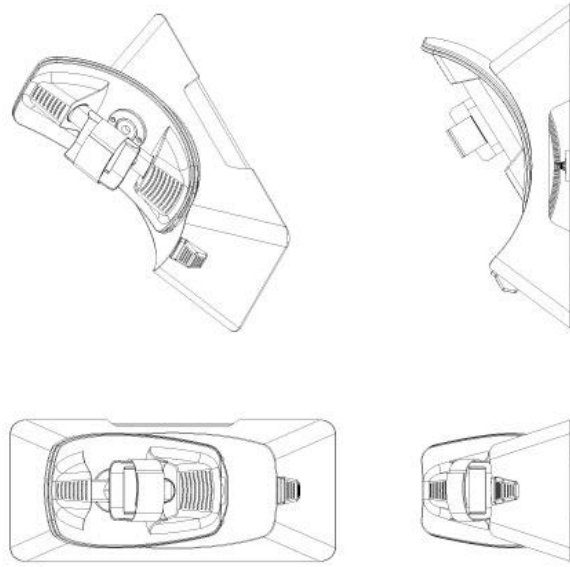
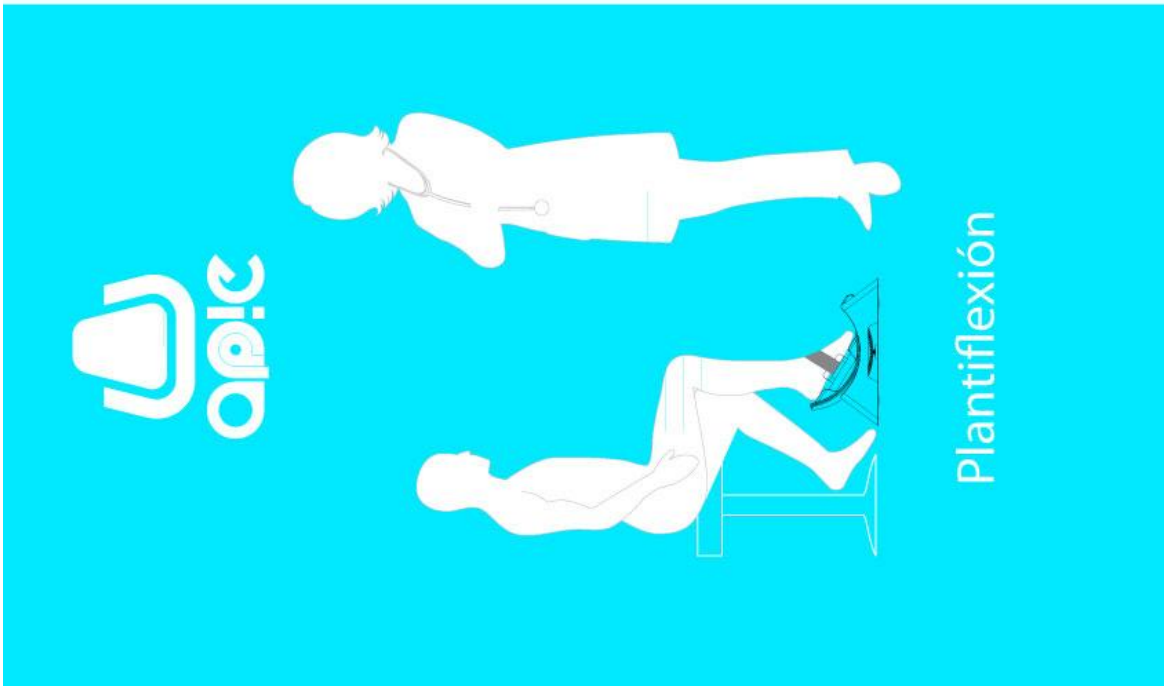


**Ilustración 67. Modelo final ensamblado**



**Ilustración 68. Modelo Final con acabados**



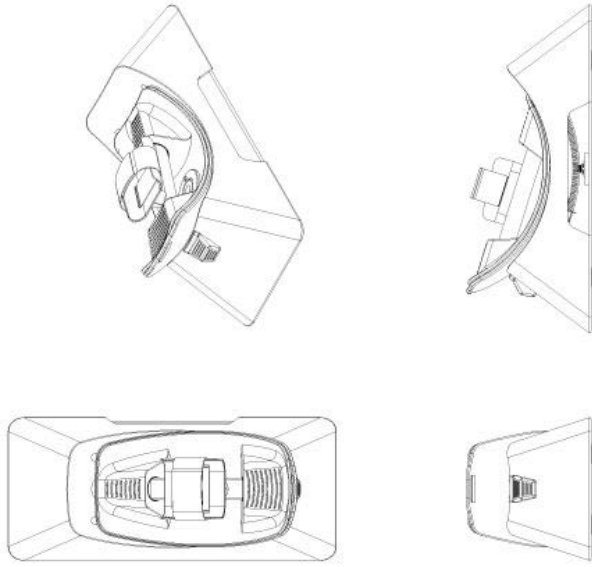
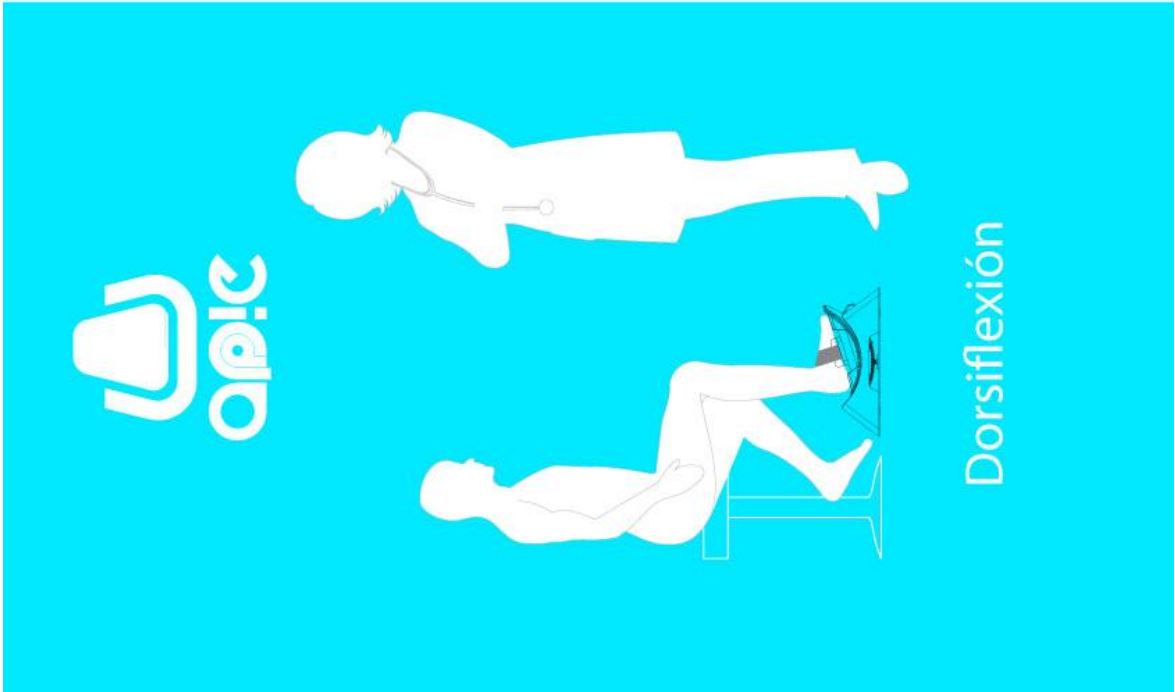


### Descripción

Movimiento: de 0° a 45° de flexión plantar en la articulación talonibial (talocrúlea)

Posición: El paciente está sentado con la rodilla flexionada y el pie en posición anatómica. La alineación goniométrica y la estabilización son las mismas para la dorsiflexión de la articulación del tobillo.

- El paciente está sentado con la rodilla flexionada 90°.



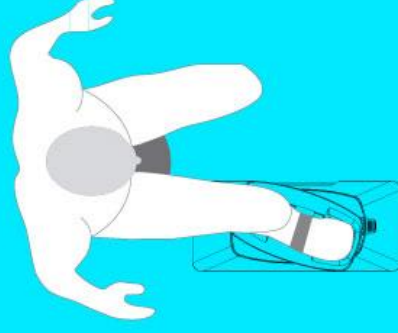
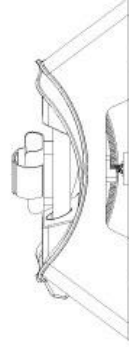
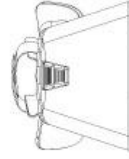
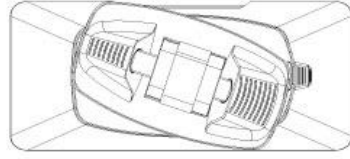
## Descripción

Movimiento: 0° a 20° de dorsiflexión del tobillo.

Posición: El paciente está sentado o en cualquier posición que permita que la rodilla este ligeramente flexionada, con el tobillo en posición anatómica.

Precauciones

- Impida que las articulaciones de la cadera y la rodilla se muevan
- Evite la inversión y eversión
- Mantenga la rodilla flexionada para impedir el estiramiento del músculo gastrocnemio.

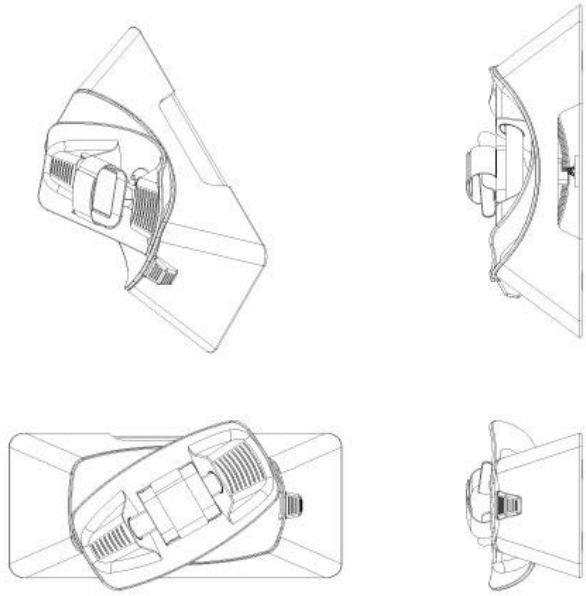


## Eversión

### Descripción.

Movimiento: de 0° a 25° de eversión del pie.  
Pronación mediotarsiana (transarsal) -subtalar (eversión). En la posición de prueba, el movimiento se evalúa, el plano frontal, entre el astrágalo y el calcáneo, entre el astrágalo y el escafoides y entre el calcáneo y el cuboides.

Posición: La alineación goniométrica y la estabilización son las mismas que para la supinación mediotarsiana subtalar.

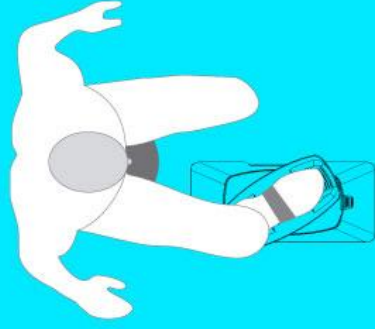


### Descripción

Movimiento: de 0° a 30° de inversión  
 El movimiento mediotarsiano -subtalar ocurre entre el astrágalo y el calcáneo, entre el astrágalo y el escafoide y el calcáneo y cuboide. El movimiento se realiza en los planos transverso y cuboide, sagital frontal.

Posición

- El paciente está sentado con la rodilla flexionada 90°
- Alineación goniométrica
- Colocado en la cara lateral del pie, a la altura de la quinta articulación metatarsofalángica



## Inversión

## 14. MATERIALES

Los materiales escogidos para el desarrollo del producto, son seleccionados por las características, especificaciones y cualidades de cada uno. A continuación, se describen y se especifican los materiales a utilizar.

### 14.1 ACRILONITRILO BUTADIENO ESTIRENO (ABS)<sup>59</sup>

La estructura del ABS, es una mezcla de un copolímero vítreo (estireno – acrilonitrilo) y un compuesto elástico principalmente el polímero de butadieno. La estructura con la fase elastómera del polibutadieno (forma de burbujas) inmersa en una dura y rígida matriz SAN.

El ABS es un plástico más fuerte, por ejemplo, que el poliestireno, debido a los grupos nitrilo. Estos son muy polares, así que se atraen mutuamente permitiendo que las cargas opuestas de los grupos nitrilo puedan estabilizarse.

Los materiales de ABS tienen importantes propiedades en ingeniería, como buena resistencia mecánica y al impacto combinado con facilidad para el procesado. La resistencia al impacto de los plásticos ABS se ve incrementada al aumentar el porcentaje de contenido en butadieno pero disminuyen entonces las propiedades de resistencia a la tensión y disminuye la temperatura de deformación por calor.

El amplio rango de propiedades que exhibe el ABS es debido a las propiedades que presentan cada uno de sus componentes. El acrilonitrilo, es un líquido que va de incoloro, a amarillo pálido. Es volátil, soluble en agua y en los disolventes orgánicos más comunes tales como acetona, benceno, tetracloruro de carbono, etil-acetato y tolueno. Se derrite a 84°C e hierve a 77°C. Y proporciona al ABS:

- Resistencia térmica

---

<sup>59</sup> Siim and Co., S.L.. «Propiedades físicas y mecánicas materiales». Consultado el 8 de junio de 2012.

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

El butadieno, es un alqueno que se produce en la destilación del petróleo. Es un gas incoloro de olor levemente parecido a la gasolina. Cerca del 75% del 1,3-butadieno que se manufactura se usa para fabricar caucho sintético. El butadieno proporciona al ABS:

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

Por su parte, el estireno, es un líquido incoloro de aroma dulce que se evapora fácilmente. A menudo contiene otros productos químicos que le dan un aroma penetrante y desagradable. Se disuelve en algunos líquidos, pero no se disuelve muy fácilmente en agua. Y proporciona al ABS:

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

En la siguiente tabla, se relacionan algunas de las propiedades mecánicas y térmicas del ABS en sus diferentes grados.

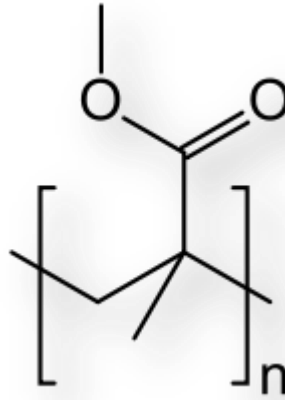
**Tabla 15.** Propiedades mecánicas y térmicas del ABS.

<b>APLICACIONES DE LOS SIGUIENTES GRUPO DE PRODUCTO</b>			<b>ABS</b>
<b>PROPIEDADES MECÁNICAS</b>	<b>UNIDAD</b>	<b>NORMA</b>	
RESISTENCIA AL IMPACTO	KJ/M <sup>2</sup>	ISO 179 DIN53453	-----
RESISTENCIA AL CORTE	KJ/M <sup>2</sup>	ISO 179 DIN53453	12
MODULO DE ELASTICIDAD	KN/MM <sup>2</sup>	ISO 178 DIN53457	2,3
IMPACTO NOTCH	N/MM <sup>2</sup>	ISO 178 DIN53458	70
3,5% FLEXION DE TENSION	N/MM <sup>2</sup>	ISO 178 DIN53452	65
ALARGAMIENTO DE ROTURA	%	DIN53455	20
<b>PROPIEDADES TERMICAS</b>	<b>UNIDAD</b>	<b>NORMA</b>	
TEMPERATURA DE DISTORSION (CALOR)	Cº	DIN53458 ISO75A DIN53460	96
TEMPERATURA DE ABLANDAMIENTO	Cº	ISO306 DIN53460	93
TEMPERATURA DE DISTORSION (FRÍO)	Cº	-----	-40
TEST UL DE COMBUSTION	-----	UL94	HB
CONDUCTIVIDAD TERMICA	W/KM	DIN52612	0.17
<b>PROPIEDADES ELECTRICAS</b>	<b>UNIDAD</b>	<b>NORMA</b>	
RESISTENCIA AL ARCO	-----	IEC112 DIN53480	600
RESISTENCIA VOLUMETRICA ESPECIFICA	OHM·CM	DIN53482 VDE0303	1014
RESISTENCIA A LA PERFORACION	KV/MM	IEC243 DIN53481	95
ABSORCION DE AGUA	%	DIN53427 DIN53495 DIN53472	0.3
<b>RESISTENCIA DEL MATERIAL A</b>			
GASOLINA	0 = CONDICIONAL CONSTANTE  + = CONSTANTE		0
DIESEL			+
AGUA DE MAR			+
ACIDO CLORHIDRICO 10%			0
SOLUCIONES ALCALINAS DURAS			+
SOLUCIONES ALCALINAS BLANDAS			+
INFLUENCIAS ATMOSFERICAS			0
ACIDO LACTICO			+
ACETONA			+

Fuente: <http://www.textoscientificos.com/polimeros>

## 14.2. POLIMETILMETACRILATO

**Ilustración 69.** Formula estructural del Polimetilmetacrilato



Fuente: <http://es.wikipedia.org>

Dentro de los plásticos de ingeniería podemos encontrarlo como polimetilmetacrilato, también conocido por sus siglas PMMA. La lámina de acrílico se obtiene de la polimerización del metacrilato de metilo y la presentación más frecuente que se encuentra en la industria del plástico es en gránulos ('pellas' en castellano; 'pellets' en inglés) o en láminas. Los gránulos son para el proceso de inyección o extrusión y las láminas para termoformado o para mecanizado<sup>60</sup>.

Compite en cuanto a aplicaciones con otros plásticos como el policarbonato (PC) o el poliestireno (PS), pero el acrílico se destaca frente a otros plásticos transparentes en cuanto a resistencia a la intemperie, transparencia y resistencia al rayado.

Por estas cualidades es utilizado en la industria del automóvil, iluminación, cosméticos, espectáculos, construcción y óptica, entre muchas otras. En el mundo

---

<sup>60</sup> <http://es.wikipedia.org/>

de la medicina se utiliza la resina de polimetilmetacrilato para la fabricación de prótesis óseas y dentales y como aditivo en polvo en la formulación de muchas de las pastillas que podemos tomar por vía oral. En este caso actúa como retardante a la acción del medicamento para que esta sea progresiva.

En gránulos el acrílico es un material higroscópico, razón por la cual es necesario secarlo antes de procesarlo.

Se distingue el metacrilato como nombre común para las planchas o láminas de polimetilmetacrilato, siendo el nombre químico mucho más genérico a todo tipo de elemento (no sólo láminas) formado con este material (resinas, pastas, gránulos, adhesivos, emulsiones...).

Algunas marcas comerciales: Plexiglás, Vitroflex, Lucite, Altuglas. También es llamado simplemente vidrio acrílico.

Las aplicaciones del PMMA son múltiples, entre otras señalización, expositores, protecciones en maquinaria, mamparas separadoras decorativas y de protección, acuarios y piscinas, obras de arte, etc. Las ventajas de este material son muchas pero las que lo diferencian del vidrio son: bajo peso, mejor transparencia, inferior fragilidad. De los demás plásticos se diferencia especialmente por su mejor transparencia, su fácil moldeo y su posible reparación en caso de cualquier raya superficial. La posibilidad de obtener fibras continuas de gran longitud mediante un proceso de fabricación relativamente barato hace junto con su elevada transparencia que sea un material muy empleado para la fabricación de fibra óptica. Últimamente encontramos muchos diseños, colores y acabados en las planchas que abren un mundo de posibilidades para su uso en arquitectura y decoración, sectores en los que cada vez se emplea más frecuentemente.

El PMMA no es tóxico si está totalmente polimerizado. Su componente el MMA (monómero de metacrilato de metilo) sí lo es en fase líquida.

#### **14.2.1. PROPIEDADES**

Entre sus propiedades destacan:

- Transparencia de alrededor del 93 %. El más transparente de los plásticos.
- Alta resistencia al impacto, de unas diez a veinte veces la del vidrio.
- Resistente a la intemperie y a los rayos ultravioleta. No hay un envejecimiento apreciable en diez años de exposición exterior.
- Excelente aislante térmico y acústico.
- Ligero en comparación con el vidrio (aproximadamente la mitad), con una densidad de unos 1 190 kg/m<sup>3</sup> es sólo un poco más denso que el agua.
- De dureza similar a la del aluminio: se raya fácilmente con cualquier objeto metálico, como un clip. El metacrilato se repara muy fácilmente con una pasta de pulir.
- De fácil combustión, no es autoextinguible (no se apaga al ser retirado del fuego). Sus gases tienen olor afrutado y crepita al arder. No produce ningún gas tóxico al arder por lo que se puede considerar un producto muy seguro para elementos próximos a las personas al igual que la madera.
- Gran facilidad de mecanización y moldeo.
- Se comercializa en planchas rectangulares de entre 2 y 120 mm de espesor. Existe con varios grados de resistencia (en unas doce calidades diferentes) y numerosos colores. Se protege su superficie con un film de polietileno para evitar que se raye al manipularlo.
- Se puede mecanizar en frío pero no doblar.(serrado, esmerilado, acuchillado pulido, etc.). Para doblarlo hay que aplicar calor local o calentar toda la pieza. Esto último es un proceso industrial complejo que requiere moldes y maquinaria especializada.

## 15. CONCLUSIONES

- El proceso de diseño fue largo pero se disfrutó de principio a fin; pues su desarrollo requirió más comprobaciones de las que se esperaba hacer por el equipo, pero se logró sintetizar con el menor número de piezas y de sistemas, obteniendo un elemento sencillo pero con una funcionalidad que cumple a cabalidad con las metas establecidas.
- Dentro de la rama médica existen muchas necesidades por suplir y es una obligación como diseñadores industriales intervenir para dar soluciones reales a problemas reales; con este aporte se brinda apoyo desde nuestra rama del conocimiento, para tratar una patología que demográficamente afecta a un gran porcentaje de la población a nivel mundial.
- La tecnología es una herramienta crucial en el desarrollo de productos, en la experiencia que se tuvo al hacer este proyecto, el hecho de contar con Tecnoparque en la fase creativa, hizo posible materializar las ideas de manera más rápida y dinámica, siguiendo la metodología HCD, obteniendo así un diseño honesto y que no es más de lo que debe ser.
- El trabajo interdisciplinar fue punto clave, para poder sincronizar y validar los principios base que permitieron llegar a una solución confiable como herramienta de medición.

## BIBLIOGRAFIA

4. NIGEL, Palastanga, Derek Field, Roger Soames. Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento.
5. A.I. Kapandji. Fisiología articular, tomo II.
6. CORRALES, Márquez Rosario. *Epidemiología del pie cavo en la población escolar de Málaga*, 1999, Universidad de Málaga, tesis doctoral.
7. CORBI, Soler Francisco. (Agosto 2008). «Biomecánica del Pie» (en español).
8. DANIELS, L. Pruebas funcionales musculares. Técnicas manuales de exploración, 2ª ed., México: Interamericana, 1957.
9. Diccionario enciclopédico popular ilustrado Salvat (1906-1914)
10. *Evaluation of foot and ankle pain in the young athlete: Gait Cycle.*
11. M. Lynn Palmer, Marcia E. Epler. Fundamentos de anatomía con orientación clínica, 2º edición, Editorial Médica Panamericana, 2007, ISBN 950-06-1578-9.
12. Peterson Kendall. Florence Kendall. McCreary Elizabeth Kendall's. Kendall's Músculos. Pruebas, Funciones y Dolor Postural. Cuarta edición.
13. Libro Blanco, I+D+I al Servicio de las Personas con Discapacidad y las Personas Mayores. España. 2003. 391 p.
14. M. LLUSA, A. MERÍ, D. Ruano. Manual y atlas fotográfico de anatomía del aparato locomotor. Editorial Médica Panamericana, 2003, ISBN: 84-7903-784-9.
15. MOSCA, Vincent S. Flexible flatfoot in children and adolescents . *Journal of Children's Orthopaedics* (Seattle): pp. 1-15. doi:10.1007/s11832-010-0239-9.
16. PECHO Vega, Agustín. Semiología de la pierna, tobillo y pierna. Cirugía ortopédica y traumatología.
17. PRECE, Vilador Antonio. Quince lecciones sobre patología del pie. Barcelona, 2000, ISBN 84-07-00191-0.
18. R. L. Drake, A. Vogl, Elsevier España, S.A., 2010; Gray: Anatomía Para Estudiantes 2º Ed. ISBN 978-84-8086-671-2
19. SALAZAR, Oscar. La bóveda plantar

20. SANTONJA, F. Deformidades de los dedos de los pies.
21. JARMO ,Ahonen. Kinesiología y Anatomía Aplicada a la Actividad Física. Segunda Edición. Editorial Paidotribo.
22. Texto y Atlas de Anatomía *Prometheus*, Editorial Panamericana, 2008, ISBN 978-84-7903-600-3
23. WIKLUND, M. WILCOX, S. Designing usability into medical products. USA: CRC Press, 2005.
24. Instituto de Biomecánica de Valencia. 2003. Datus, ¿Cómo obtener productos con alta usabilidad? I.S.B.N.:84-95448-07-6. Fundación Cedat.

## ANEXOS

### **Certificado de finalización**

La Oficina para Investigaciones Extrainstitucionales de los Institutos Nacionales de Salud (NIH) certifica que **Claudia Patricia Ibañez Curubo** ha finalizado con éxito el curso de capacitación de NIH a través de Internet "Protección de los participantes humanos de la investigación".

Fecha de finalización: 04/23/2013

Número de certificación: 328366

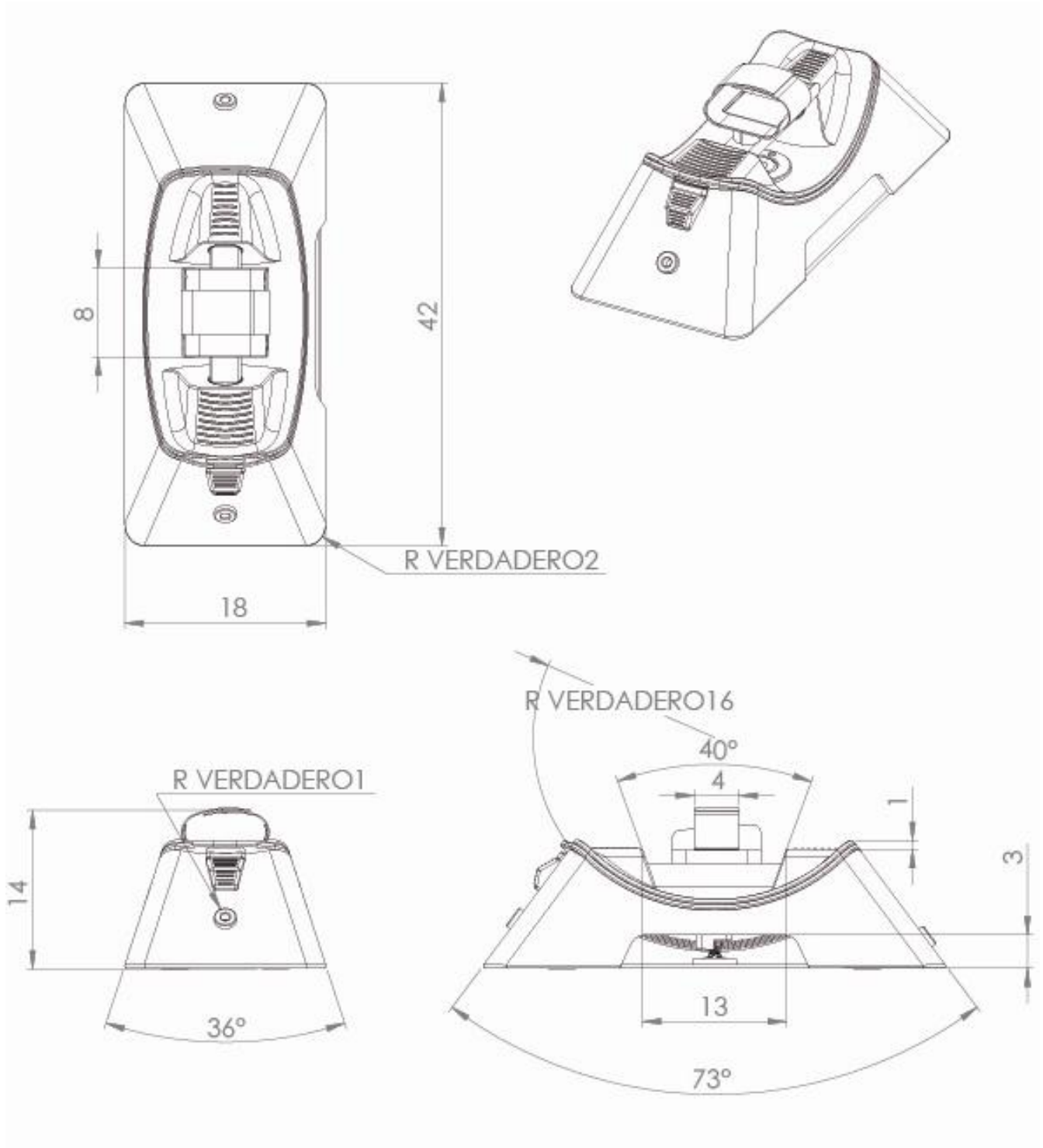
### **Certificado de finalización**

La Oficina para Investigaciones Extrainstitucionales de los Institutos Nacionales de Salud (NIH) certifica que **Fabian Ernesto Becerra Montoya** ha finalizado con éxito el curso de capacitación de NIH a través de Internet "Protección de los participantes humanos de la investigación".

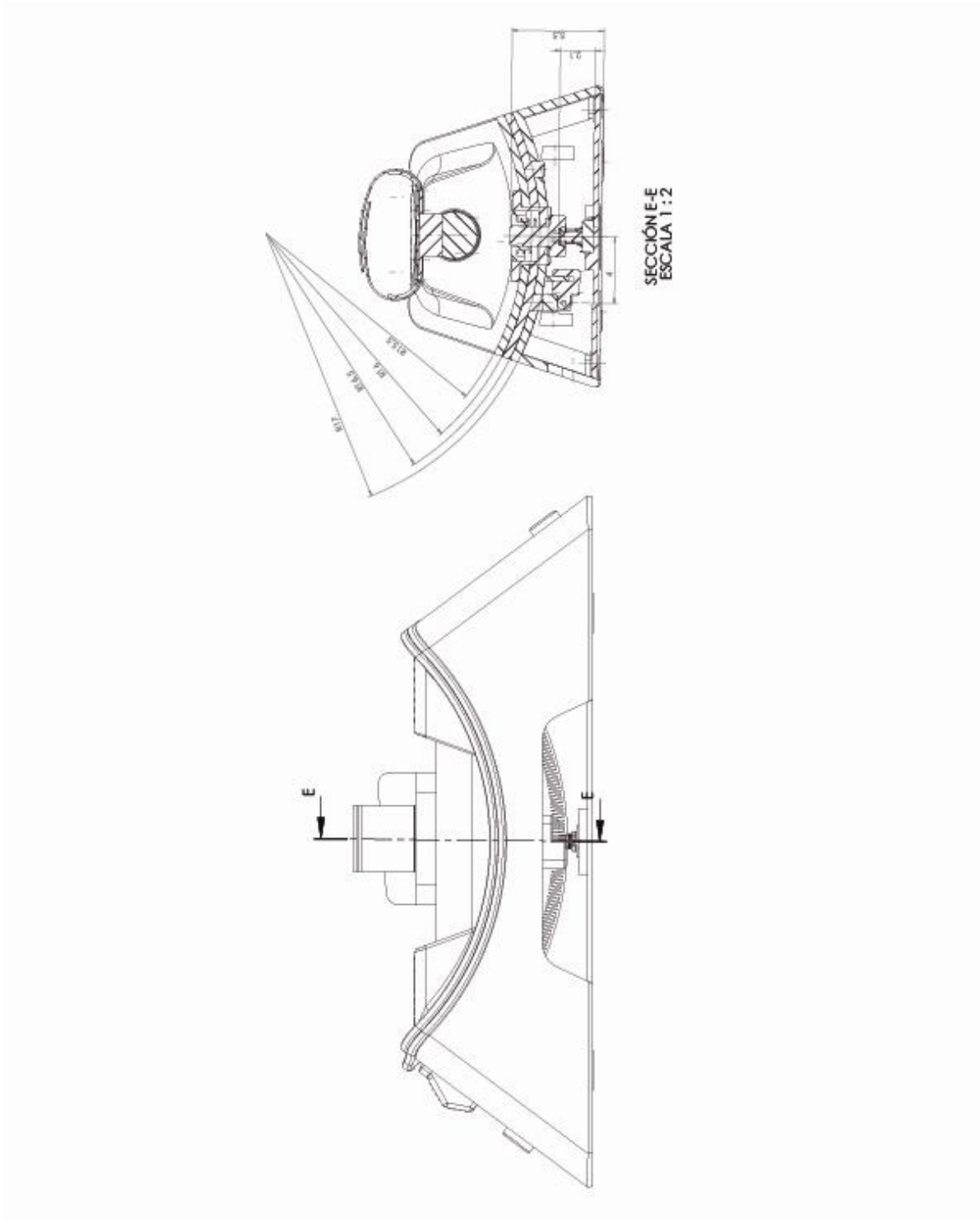
Fecha de finalización: 05/01/2013

Número de certificación: 328711

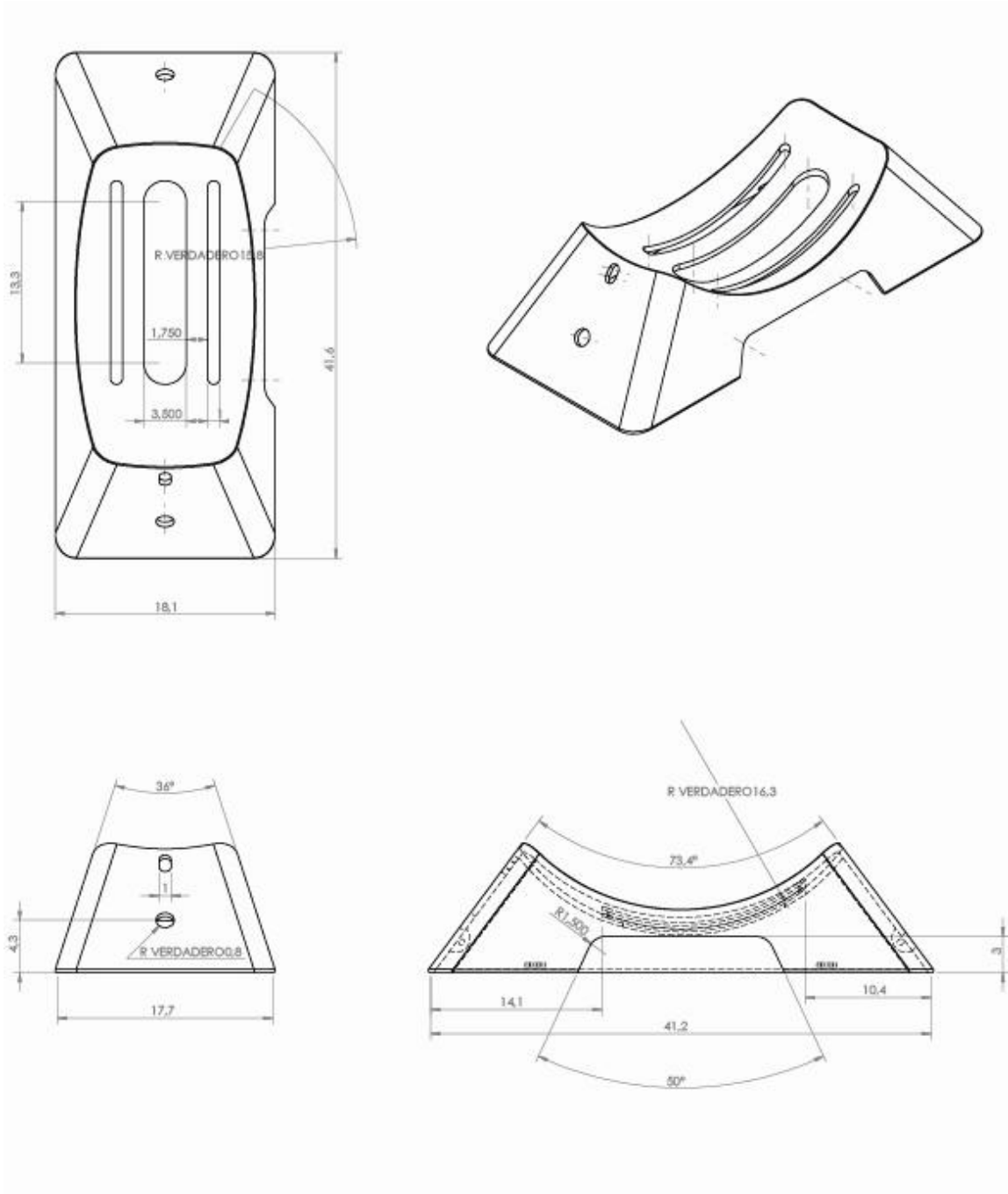
# PLANO GENERAL



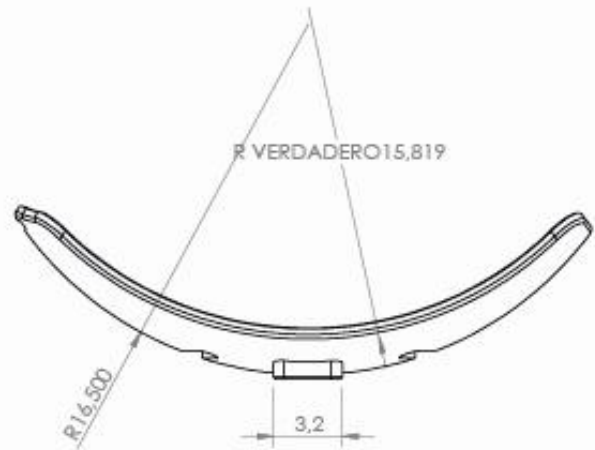
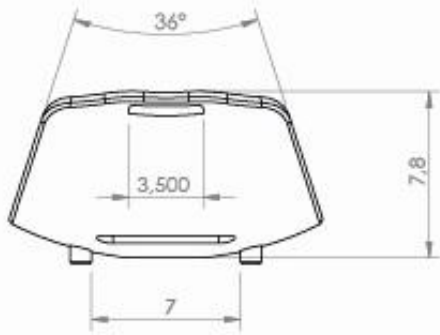
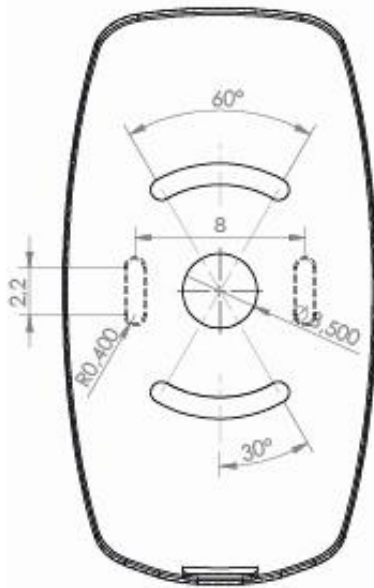
# PLANO SECCION INTERNA



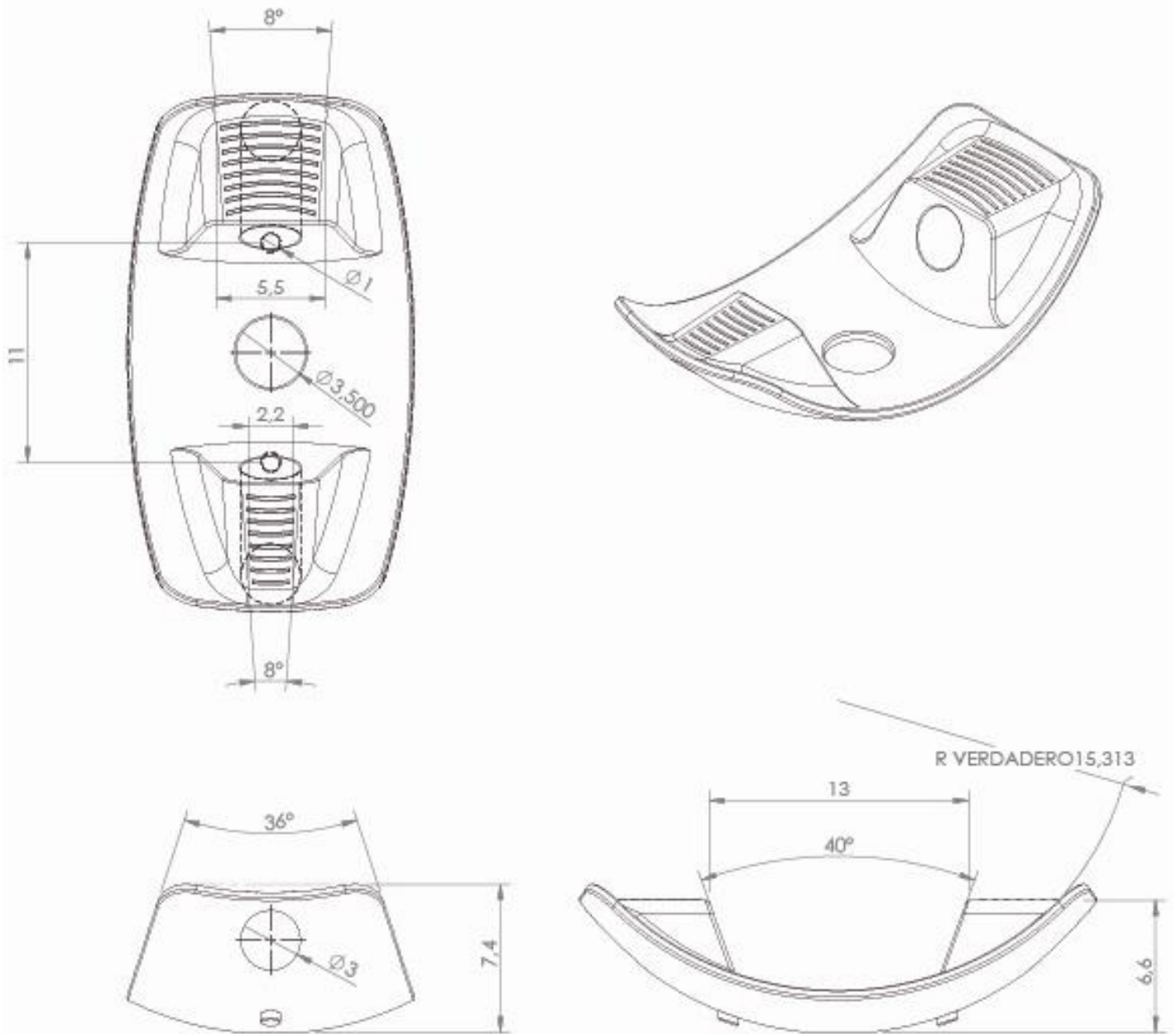
# PLANO BASE



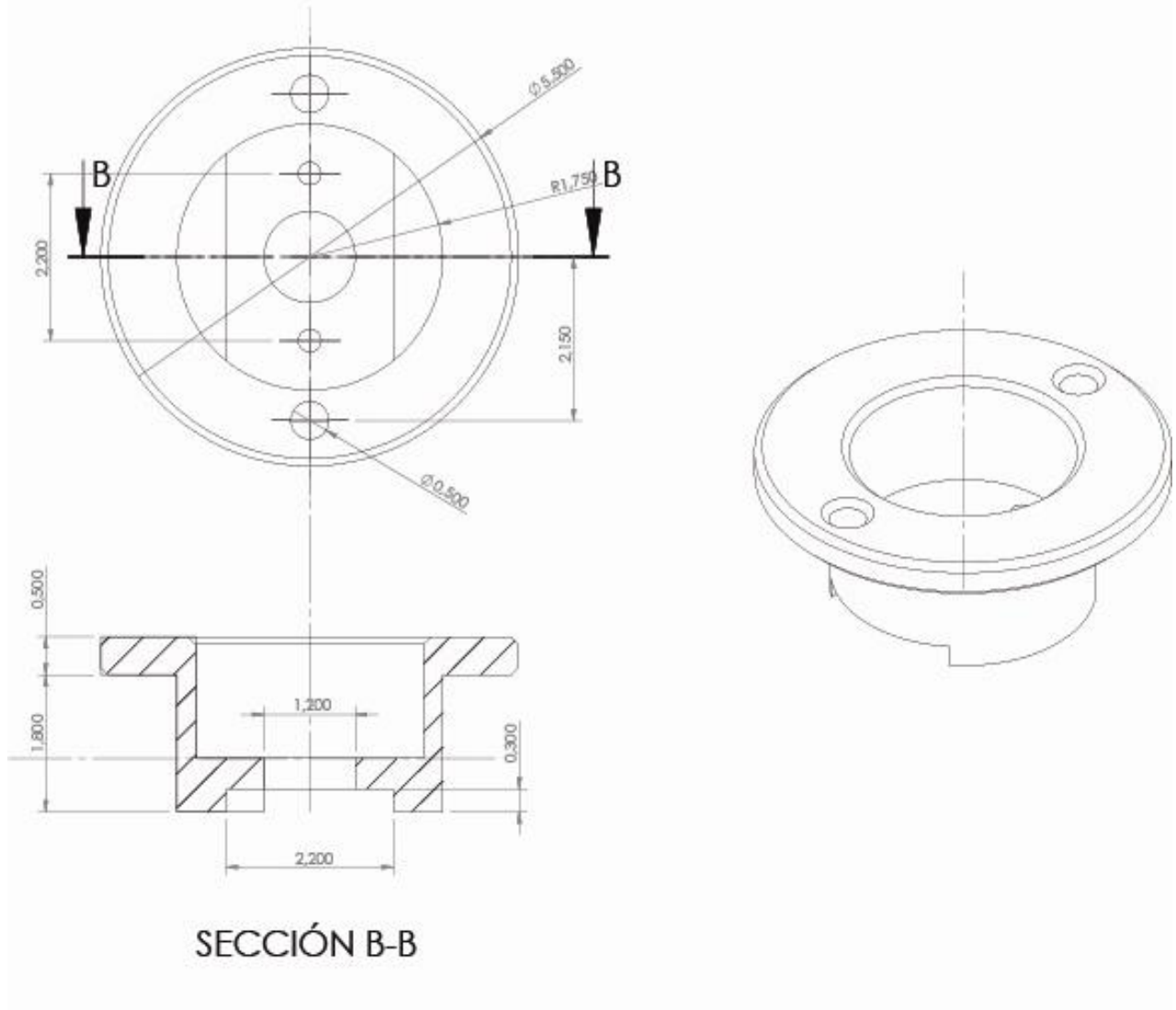
# PLANO CASCARON INTERIOR



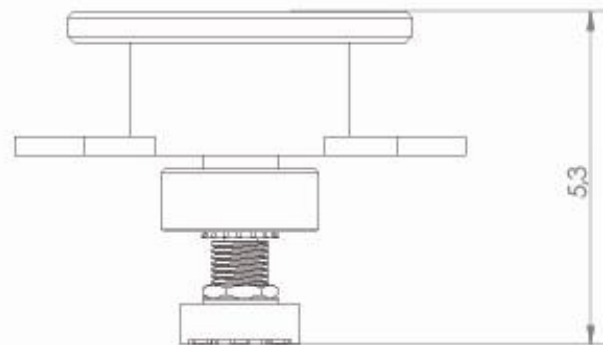
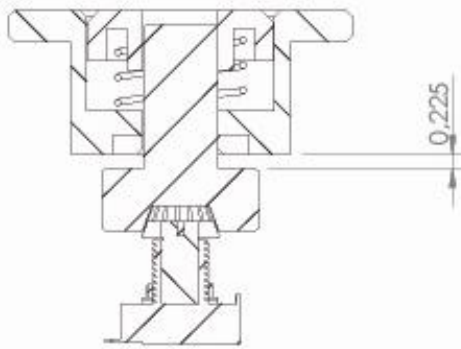
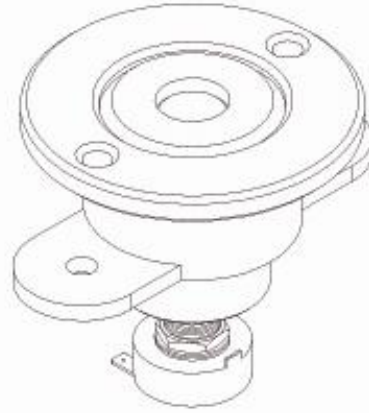
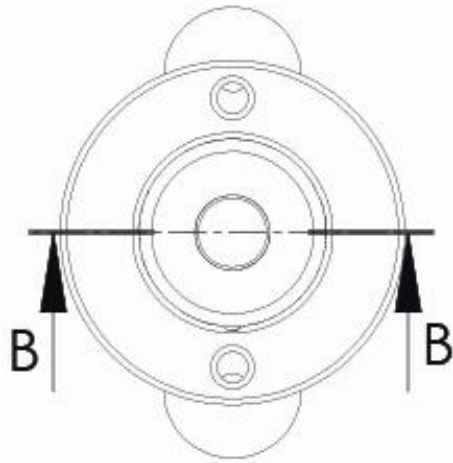
# PLANO CASCARON EXTERIOR



## PLANO EJE CENTRAL

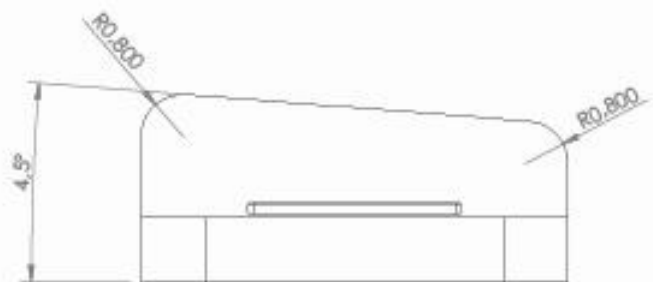
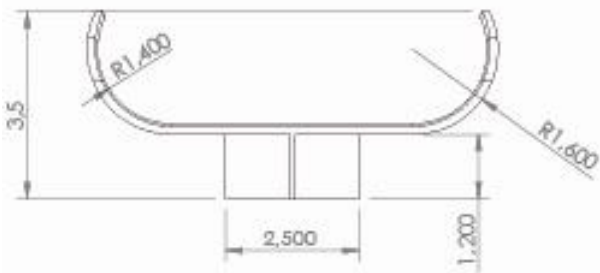
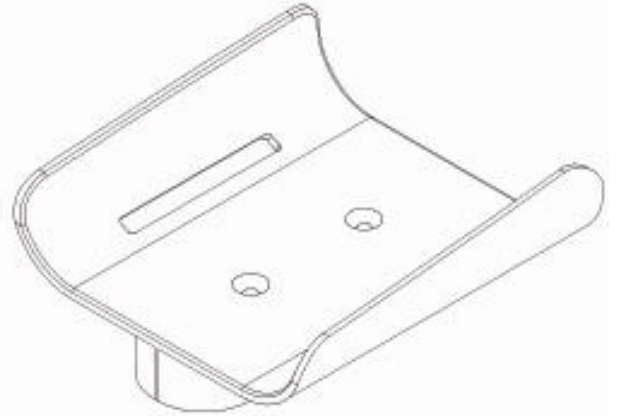
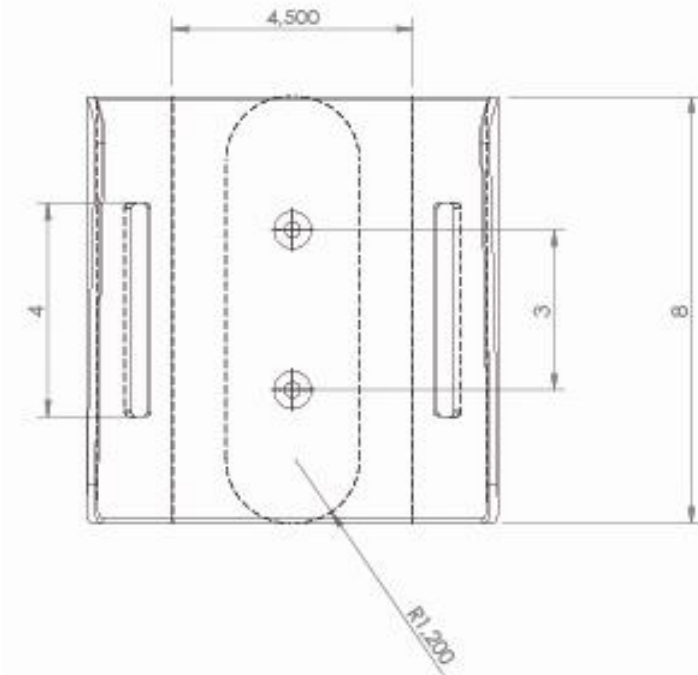


## PLANO SISTEMA CENTRAL



SECCIÓN B-B

# PLANO SUJECION PIE



## PROGRAMACION DE LOS SISTEMAS ELECTRONICOS

```
PROGRAMACION ELECTRONICA

#include <hidef.h> /* for EnableInterrupts macro */
#include "derivative.h" /* Include peripheral declarations */
#include "lcd.h"
#define LED          PTAD_PTAD3

#ifdef __cplusplus
extern "C"
#endif

unsigned int delay;
static char valor [10];
static char flecha [2];
static int pot;
static int pot_out;
static char mode;
long int sensor_pitch;
long int pitch;

byte fiancos_p;
static unsigned int enc;

// funcion de retardos

void retardo (unsigned int T)
{
    RTCSC_RTIE=1;
    delay=0;
    while (T>delay)
    {
        RTCSC_RTIE=0;
    }
}

void MCU_Init(void); /* Device Initialization function declaration */
void inicio_lcd(void);

//función de conversión de entero a ascii

void itoa (char * str, char len, long int val)
{
    char i=0;
    unsigned long int copy=val;

    while(copy!=0)
    {
        i++;
        copy/=10;
    }

    if (len<i)
    {
        len=i;
    }

    for(j=len; i<=len; i++)
    {
        str[len-i] = (char) ((val % 10UL) + '0');
        val/=10;
    }

    str[j-1] = '\0';
}

//programa principal

void main(void) {
    MCU_Init(); /* call Device Initialization */
    EnableInterrupts;
    clear_lcd();
    inicio_lcd();

    retardo (100);

    //rutina de bienvenida LCD

    fila_columna (1,4);
    cadena ("Feet-Force");
    fila_columna (2,1);
    cadena (" Hola :D ");
    retardo(1000);
    clear_lcd();
    clear_lcd();

    fila_columna (1,1);
    cadena("Fx.");
    fila_columna (2,1);
    cadena("Dx.");

    fila_columna (1,8);
    cadena("Fy.");
    fila_columna (2,8);
    cadena("Dy.");

    KBISC_KBIE=1;

    for(;;)
    {
        LED=!LED;
        retardo (50);
        /*
        if (PTBD_PTBD0==0)
        {
            mode++;
            if (mode>3)
            {
                mode=0;
            }
        }
        retardo (50);
        while (PTBD_PTBD0==0)
        {}
        */

        //lectura del potenciómetro

        ADCSC1_ADCH=2;
        while (ADCSC1_COCO==0)
        {}
        pot=ADCR-512;

        //determina el signo del movimiento

        if (sensor_pitch>0)
        {
            enc=sensor_pitch;
        }

        else
        {
            enc=-sensor_pitch;
        }
    }
}
```

```

        {
            enc=-sensor_pitch;
        }
// col 1

//convierte la lectura en distancia en el LCD

itoa (valor,1,enc);
fila_columna (1,5);
cadena(" ");
fila_columna(1,4);

//lee el valor acumulado del encoder y los despliega en
el LCD

if (sensor_pitch>0)
{
    fecha[0]=0x5E;
}
else
{
    fecha[0]=0x76;
}
cadena (fecha);
fila_columna (1,5);
cadena(valor);
itoa (valor,1,enc*2);
fila_columna (2,5);
cadena(" ");
fila_columna (2,5);
cadena(valor);

//convierte los valores leidos en medida de fuerza

//col 2
if (pot<0)
{
    pot_out=pot;
}

else
{
    pot_out=-pot;
}

itoa (valor,1,pot_out/15);
fila_columna (1,13);
cadena(" ");
fila_columna(1,11);
if (pot>0)
{
    fecha[0]=0x3C;
}
else
{
    fecha[0]=0x3E;
}
cadena (fecha);
fila_columna (1,14);
cadena(valor);
itoa (valor,1,pot_out/5);
fila_columna (2,13);
cadena(" ");
}

fila_columna (2,13);
cadena(valor);

//col 3

/*
itoa (valor,1,pot/180);
fila_columna (1,11);
cadena(" ");
fila_columna(1,10);
if (pot<512)
{
    fecha[0]=0x3C;
}
else
{
    fecha[0]=0x3E;
}
cadena (fecha);
fila_columna (1,11);
cadena(valor);
itoa (valor,1,pot/18);
fila_columna (2,10);
cadena(" ");
fila_columna (2,10);
cadena(valor);

//col 4

itoa (valor,1,pot/50);
fila_columna (1,14);
cadena(" ");
fila_columna(1,13);
if (pot<512)
{
    fecha[0]=0x5E;
}
else
{
    fecha[0]=0x76;
}
cadena (fecha);
fila_columna (1,14);
cadena(valor);
itoa (valor,1,pot/5);
fila_columna (2,13);
cadena(" ");
fila_columna (2,13);
cadena(valor);
*/

if (sensor_pitch<0)
{
    pitch=-sensor_pitch;
}
else
{
    pitch=sensor_pitch;
}
itoa (valor,8,pitch);
clear_lcd ();
fila_columna (2,2);
cadena(valor);

*/
}
}

```

