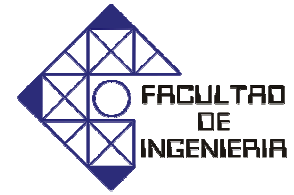




UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



## DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ORTESIS PARA MIEMBROS INFERIORES

Tutor Académico:

Ing. Thalía San Antonio

Autores:

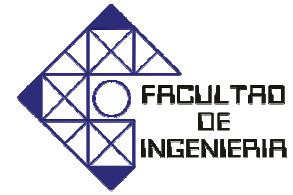
Br. Aimar Moreno

Br. Omar Liendo

Valencia, Mayo 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



## DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ORTESIS PARA MIEMBROS INFERIORES

*Trabajo especial de grado presentado ante la ilustre Universidad de Carabobo para  
optar al título de Ingeniero Mecánico*

Tutor Académico:  
Ing. Thalía San Antonio

Autores:  
Br. Aimar Moreno  
Br. Omar Liendo

Valencia, Mayo 2011

# *Agradecimientos*

---

---

A nuestra tutora, la profesora Thalía San Antonio, quien con sus conocimientos y consejos acertados nos guió hacia la satisfactoria culminación de este trabajo.

A la Universidad de Carabobo, específicamente a la Facultad de Ingeniería, que a través de sus profesores nos brindó la oportunidad de formarnos como profesionales.

Al I.V.S.S de Naguanagua, por permitirnos hacer uso de sus instalaciones para la realización de pruebas y ajustes del equipo diseñado.

A las Doctoras Bianney Ojeda y Edimar González, por la asesoría médica brindada la cual nos permitió obtener los conocimientos necesarios para poder llevar a cabo el diseño y construcción de la ortesis.

A nuestro compañero y amigo Daniel Devita, por su colaboración en la realización de los análisis numéricos de nuestro trabajo.

## *Dedicatoria*

---

A mis padres José y María Moreno y hermanas Aissa y Andrea, por sus cuidados, por el apoyo y la confianza, por siempre estar allí en los momentos difíciles para ayudarme a seguir adelante en la lucha por lograr mis metas académicas y personales.

A Daniel Romero por sus palabras de aliento e incansable colaboración en la elaboración de este trabajo de grado.

A mis compañeros de carrera que llegaron a convertirse en mis grandes amigos y son piezas importantes de mi vida.

***Aimar Moreno***

# *Dedicatoria*

---

Le dedico este trabajo a mis padres, en especial a mi madre, Sonia, por su apoyo incondicional a lo largo de todos estos años. A mis familiares por el interés y empuje que me han dado por tanto tiempo. A la excelentísima Universidad de Carabobo sobre todo a la escuela de ingeniería mecánica, por todos los momentos especiales que allí viví. A Dayana, Daniel, Patricia, Nancy, Rosana, Julio y Aimar, mis compañeros de estudios pero más que eso, mis amigos del alma que tanto me acompañaron en este viaje que esta pronto a terminar. Y a todas las personas que de una manera u otra me han ayudado a ser la persona que soy hoy en día.

***Omar Liendo Salas***

# *Resumen*

---

---

En este trabajo se presenta el diseño y la construcción de una ortesis para miembros inferiores. En el IVSS de Naguanagua se necesita un equipo que pueda ser usado por distintos pacientes durante las terapias de recuperación y así determinar el tipo de ortesis adecuada de acuerdo a la patología. La ortesis diseñada ofrece la posibilidad de modificar la altura y diámetro de las correas para ajustarse a pacientes de distinta talla y peso. También limita los movimientos de abducción y aducción en rodillas y tobillos para evitar lesiones durante la marcha y bipedestación con ortesis. Además, tiene la posibilidad de separarse en módulos para transformarse en tres tipos de ortesis, HKAFO, KAFO o AFO según se requiera. Utilizando cálculos analíticos y métodos numéricos se realizó un diseño capaz de soportar un esfuerzo máximo de 32,7 MPa y un factor de seguridad de 5,19. La concentración de esfuerzos en ninguna sección del dispositivo superó la resistencia de fluencia del material (170MPa). Se realizaron pruebas y ajustes al dispositivo donde se corroboró su funcionamiento bajo condiciones críticas de trabajo, así como la comodidad que proporciona al paciente durante su uso.

# *Índice general*

---

---

<b>Índice general</b>	<b>i</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>v</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>ix</b>
<b>CAPÍTULO 1. Planteamiento del problema</b>	<b>1</b>
1.1 Situación problemática	1
1.2 Objetivos	2
1.2.1 Objetivo General	2
1.2.2 Objetivos Específicos	2
1.3 Limitaciones	3
1.4 Alcance	3
1.5 Justificación	3
1.6 Antecedentes de la Investigación	4
<b>CAPÍTULO 2. Marco teórico</b>	<b>7</b>
2.1 Anatomía del miembro inferior	7
2.1.1 La cadera	7
2.1.2 La rodilla	9
2.1.3 El tobillo	10
2.1.4 El pie	10
2.1.5 La bóveda plantar	11
2.2 La locomoción y la marcha	12

2.3	Ortesis de miembros inferiores	14
2.3.1	Clasificación de los aparatos	17
2.3.2	Materiales utilizados	17
2.4	Ortesis según su material de construcción	18
2.4.1	Ortesis metálica	18
2.4.2	Ortesis termoconformadas	20
2.4.3	Ortesis mixtas	21
2.5	Toma de medidas	22
2.6	Estabilización de la extremidad	26
2.7	Ciclo de marcha con ortesis en una pierna	26
<b>CAPÍTULO 3. Marco metodológico</b>		29
3.1	Nivel de la investigación	29
3.2	Metodología propuesta	29
3.2.1	Revisar bibliografía	29
3.2.2	Modelo de ortesis propuesto	30
3.2.3	Elección del material	30
3.2.4	Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos.	30
3.2.5	Fabricar el modelo	32
3.2.6	Realizar pruebas experimentales a la ortesis	32
<b>CAPÍTULO 4. Resultados Numéricos</b>		33
4.1	Modelo propuesto para la ortesis	34
4.2	Materiales	38
4.3	Estudio analítico	38
4.4	Análisis numérico	42
4.4.1	Sistema analizado	42
4.5	Discretización del sistema por elementos finitos	43



4.6	Análisis de resultados	46
<b>CAPÍTULO 5. Pruebas al prototipo</b>		<b>49</b>
5.1	Objetivos de las pruebas	49
5.2	Método	50
5.3	Resultados	58
<b>CAPÍTULO 6. Conclusiones y Recomendaciones</b>		<b>59</b>
6.1	Conclusiones	59
6.2	Recomendaciones	60
	<b>Referencias Bibliográficas</b>	<b>61</b>
<b>Anexos</b>		<b>63</b>

## *Índice de figuras*

---

<b>Figura 2.1</b>	Ejes y planos de movilidad	8
<b>Figura 2.2</b>	Flexión y extensión de rodilla	9
<b>Figura 2.3</b>	Anatomía del pie	11
<b>Figura 2.4</b>	Bóveda plantar	12
<b>Figura 2.5</b>	Representación de las principales componentes de la marcha	12
<b>Figura 2.6</b>	Marcha normal	13
<b>Figura 2.7</b>	Ortesis tobillo-pie (AFO).	15
<b>Figura 2.8</b>	Ortesis rodilla-tobillo-pie (KAFO)	15
<b>Figura 2.9</b>	Ortesis cadera-rodilla-tobillo-pie (HKAFO)	16
<b>Figura 2.10</b>	Ubicación del isquión en la pelvis	19
<b>Figura 2.11</b>	Elementos de una ortesis metálica	19
<b>Figura 2.12</b>	Ortesis mixta	22
<b>Figura 2.13</b>	Posición del paciente para la toma de medidas	23
<b>Figura 2.14</b>	Hoja de información ortésica	25
<b>Figura 2.15</b>	Ciclo de marcha con ortesis	27
<b>Figura 4.1</b>	Ortesis para miembros inferiores diseñada	35

<b>Figura 4.2</b>	Piezas de la ortesis	37
<b>Figura 4.3</b>	Esquema del sistema analizado	40
<b>Figura 4.4</b>	Diagrama de cuerpo libre, corte y momento	42
<b>Figura 4.5</b>	Sistema analizado de la ortesis	43
<b>Figura 4.6</b>	Análisis de convergencia del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema	45
<b>Figura 4.7</b>	Mallado del sistema modelado de la pieza 4	46
<b>Figura 4.8</b>	Esfuerzos de Von Mises ( $\sigma_{VM}$ : MPa) para el sistema sometido a flexión	47
<b>Figura 5.1</b>	Ortesis para miembros inferiores	50
<b>Figura 5.2</b>	Ajuste de altura de la ortesis	51
<b>Figura 5.3</b>	Colocación de la ortesis al paciente	52
<b>Figura 5.4</b>	Bipedestación	53
<b>Figura 5.5</b>	Marcha con ortesis	54
<b>Figura 5.6</b>	Flexión y extensión de rodilla	54
<b>Figura 5.7</b>	Flexión y extensión de tobillo	55
<b>Figura 5.8</b>	Articulación de cadera en sedestación	55
<b>Figura 5.9</b>	KAFO	56
<b>Figura 5.10</b>	AFO	57
<b>Figura 5.11</b>	Colocación de la ortesis a paciente sana	57
<b>Figura 5.12</b>	Marcha de paciente sana con ortesis	58

## *Índice de Tablas*

---

<b>Tabla 4.1</b>	Alturas a las que se puede ajustar la ortesis	36
<b>Tabla 4.2</b>	Rango de diámetros de las correas	36
<b>Tabla 4.3</b>	Piezas necesarias para el armado de la ortesis	37
<b>Tabla 4.4</b>	Propiedades mecánicas de materiales usados	38
<b>Tabla 4.5</b>	Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema	45

# CAPÍTULO 1

## *Planteamiento del problema*

---

### **1.1 Situación problemática**

Existen muchos tipos de patologías que pueden afectar a los miembros inferiores del cuerpo humano, algunos son de nacimiento y otras ocasionadas por accidentes o enfermedades. Independientemente de su naturaleza estas lesiones ocasionan una incapacidad total o parcial de las piernas, disminuyendo la calidad de vida.

Para tratar algunas de estas lesiones de tipo motriz, cerebral y/o sensitivas se debe realizar fisioterapia al paciente, para recuperar la movilidad y control del miembro afectado; sin embargo, no siempre la persona puede recuperarse, haciéndose necesario el uso de equipos terapéuticos llamados ortesis. Éstos son instrumentos de apoyo externo que permiten adoptar una postura en bipedestación, corrigiendo y previniendo deformaciones en los miembros inferiores, ayudando a la irrigación sanguínea y proporcionando soporte. Estos dispositivos se clasifican de acuerdo a las articulaciones que asisten, ya sea, cadera, rodilla y/o tobillo y se prescriben dependiendo de la lesión del

paciente, pero en ciertas ocasiones no es posible determinar cuál es el aparato más conveniente sin antes realizar algunas pruebas.

En la unidad de fisioterapia del Instituto Venezolano de Seguros Sociales (IVSS) de Naguanagua, se requiere una ortesis modular que permita realizar pruebas y ajustes a fin de recomendar a cada paciente la que mejor se adapte a su tipo de lesión.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo General**

Diseñar y construir una ortesis para miembros inferiores.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Revisar los diferentes modelos de ortesis existentes en el mercado y los materiales utilizados en su construcción. Así como la bibliografía técnica asociada a este tipo de dispositivos.
- Diseñar la ortesis haciendo uso del Método de los Elementos Finitos (MEF).
- Seleccionar los materiales para la construcción.
- Construir un prototipo del dispositivo diseñado.
- Realizar pruebas de funcionamiento al prototipo.

## **1.3 Limitaciones**

- Falta de presupuesto para la construcción del prototipo.
- Dificultad en la adquisición del material para la construcción del prototipo.

- Dificultad en el acceso a la información actual sobre las ortesis.

#### **1.4 Alcance**

El proyecto de investigación se realizará en el ambulatorio del IVSS en Naguanagua Edo. Carabobo, en el estudio se identificarán y analizarán los diferentes tipos de ortesis utilizados en este instituto, su funcionamiento y utilidad a fin de diseñar un dispositivo modular, que sea adaptable a una variedad de pacientes (peso y talla) y a las articulaciones (cadera, rodilla, tobillo), para facilitar al médico tratante la selección de la órtesis adecuada

#### **1.5 Justificación**

El ser humano en situación de discapacidad ya sea leve o severa, no alcanza un desarrollo pleno de sus habilidades, lo cual disminuye su calidad de vida.

Las discapacidades en miembros inferiores impiden el control de las piernas, en bipedestación o posición de pie y en la marcha independiente. Mientras más severa sea la lesión, mayor será el esfuerzo que requerirán los pacientes para moverse, realizar sus actividades cotidianas y desplazarse en su entorno, haciéndose necesario el uso de ciertos equipos para poder desenvolverse con facilidad.

Estos equipos llamados ortesis requieren ser seleccionados en tratamientos para la discapacidad en miembros inferiores de acuerdo a la lesión de cada paciente. La selección errónea ocasiona pérdidas de tiempo y económicas al paciente y sus familiares, quienes en su mayoría cuentan con recursos muy limitados para adquirir estos equipos.

El hecho de poseer un instrumento que ayude a la selección de la ortesis correcta representa una gran ayuda al paciente y al terapeuta, logrando que se le prescriba la adecuada y así acelerar la inclusión a la sociedad y aumento en la calidad de vida de dichos pacientes.

## **1.6 Antecedentes**

Fernández G. J., Sangüesa N. M et al (1995), en su trabajo “Ortesis para la prevención de la subluxación y luxación de rodilla en alargamientos femorales complejos” describen una ortesis para uso en la prevención de la subluxación y luxación de rodilla en los casos de alargamientos femorales en los que se considera posible la presentación de este problema. Tomando en cuenta dos grandes grupos de riesgo:

Miembros inferiores en los que existe una inestabilidad previa por malformaciones congénitas; en este grupo se incluía la asociación frecuente en los fémures cortos congénitos de problemas ligamentosos de rodilla así como de problemas en la potencia muscular.

Alargamientos de más del 15% de la longitud del fémur en los que las fuerzas musculares pueden conducir con mayor facilidad a la subluxación de la articulación.

Forner-Cordero A., Pons J. L, et al. (2005), en su publicación “Biomimetismo para el diseño de ortesis robóticas para compensación de la marcha humana” concluyeron que las limitaciones mecánicas representan un papel muy importante en la elección de la estrategia de recuperación, pero no pueden analizarse independientemente de otros factores. Además constataron variaciones en las reacciones de los sujetos que podrían atribuirse a aprendizaje o adaptación a las condiciones de los experimentos. Estos resultados, sugirieron varias ideas para el diseño de ortesis robóticas o robots bípedos caminantes más robustos, en los que se pueden implementar agentes que monitoricen las funciones-objetivo encontradas experimentalmente en seres humanos y que simulen la reacción de los reflejos correctivos musculares.



Barenys Rut, Macías Lourdes, Manzanos Alicia (2005). En su trabajo de investigación “Uso de las férulas, splints y ortesis para las extremidades inferiores. Revisión de la literatura sobre la eficacia en niños con trastornos neurológicos” se basaron en una serie de informes que discuten sobre la eficacia de las intervenciones con férulas, splints y ortesis en el tratamiento de niños y jóvenes con alteraciones neuromusculares, parálisis cerebral y/o daño cerebral. Incluye estudios de investigación que tienen que ver con niños y jóvenes con una variedad de condiciones y patologías. Realizaron esta investigación debido a la escasez de investigaciones que existen sobre el uso de estos dispositivos en niños y jóvenes con lesión cerebral. Se tratan las principales características y especifican que para niños con alteraciones neurológicas las órtesis son generalmente hechas a medida con material de polipropileno que las fabrican técnicos ortésicos y las órtesis tienen que estar confeccionadas en base a un positivo de modelaje, ya sea de yeso o fibra de vidrio, y sobre el segmento del cuerpo del niño que se quiera realizar la ortesis.

Moreno J. C, Brunetti Fernando, Pons José (2004). En “Estudios de variables biomecánicas para discriminación de actividades con una ortesis de miembro inferior” trataron el desarrollo de un sistema inteligente que controle una ortesis de miembro de uso cotidiano y estudiaron las principales variables biomecánicas del miembro inferior involucrado, dado un grupo de datos correspondientes a las actividades por reconocer y siguiendo un enfoque de máquina de estados finitos. En esta investigación los requisitos para el control inteligente de una ortesis de miembro inferior establecen la necesidad de medir parámetros biomecánicos relacionados con la marcha humana y otras actividades de la vida diaria.

González R, García E, et al (2007). En “Utilización de las nuevas tecnologías en el diseño de un dispositivo ortopédico” abordan la problemática del tratamiento de torsión tibial y la necesidad de un dispositivo ortopédico para

su corrección. Se mencionan los elementos necesarios para el diseño de dicho dispositivo, así como las ventajas que proporcionan las nuevas técnicas de diseño, finalmente se muestra el modelo 3D del prototipo del dispositivo bajo la acción de las cargas lo que nos posibilita comprobar el diseño y decidir el modelo óptimo para su fabricación. Se pudo visualizar el producto antes de ser fabricado a través del modelo en 3D, y se pudieron realizar transformaciones a la geometría sin incurrir en gastos por concepto de utilización de materia prima. Una vez realizados los análisis a través del MEF se pudo decidir cuál de las variantes de la pieza es la que resistía la acción de las cargas y de esta forma seleccionaron el diseño óptimo.

# CAPÍTULO 2

## *Marco teórico*

---

Para hablar del diseño de una ortesis primero se debe describir las características anatómicas y funcionales de los pacientes o personas, así como también los aspectos más importantes de la locomoción humana y sus diferentes etapas.

### **2.1 Anatomía del miembro inferior**

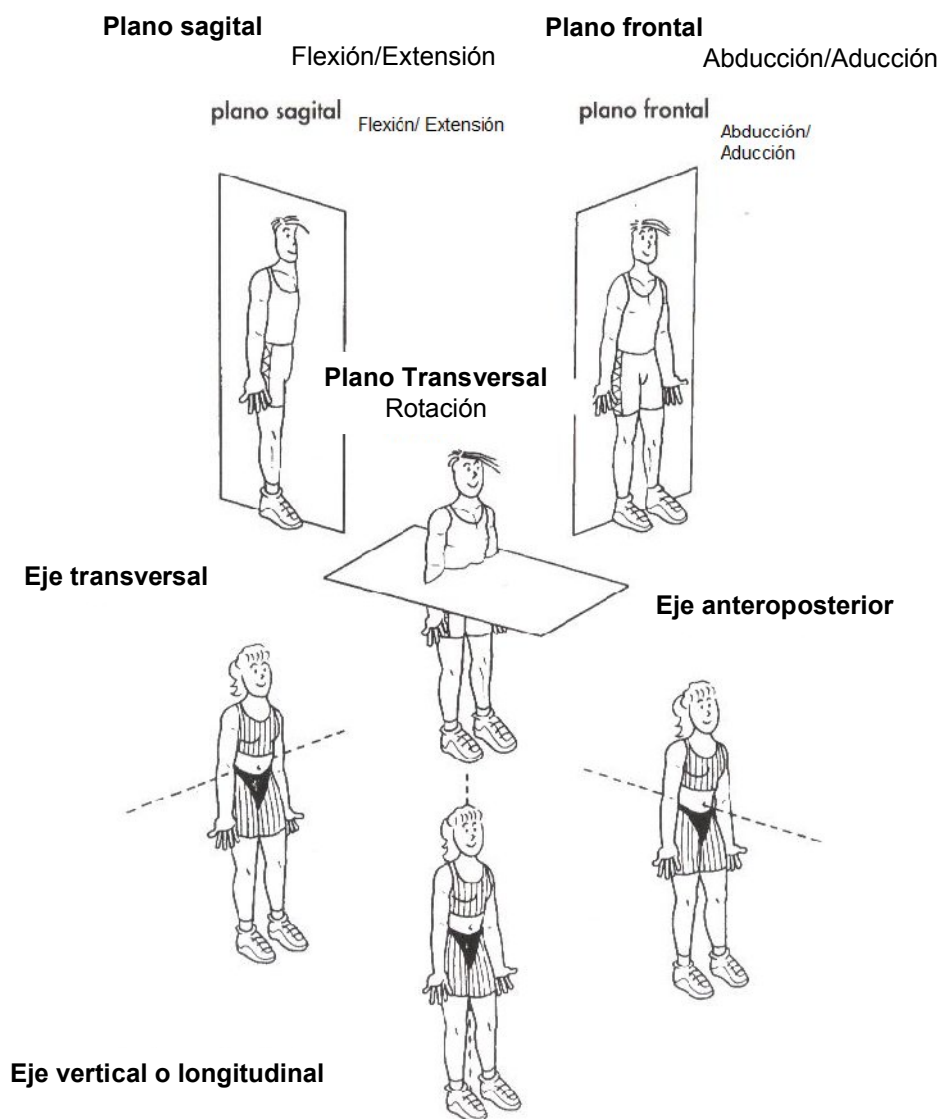
En anatomía humana el miembro inferior o pelviano comprende cada una de las extremidades fijadas al tronco a nivel de la pelvis, mediante la cintura pelviana. Este se compone fundamentalmente de las siguientes partes (Kapandji 1.997):

#### 2.1.1 La cadera

Es la articulación proximal del miembro inferior situada en la parte superior del mismo, su función es orientarlo en todas las direcciones en el espacio, para lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad que se describen a continuación (ver figura 2.1):

- Un eje transversal, situado en el plano frontal, alrededor del cual se ejecutan los movimientos de flexo- extensión.

- Un eje anteroposterior en el plano sagital que pasa por el centro de la articulación, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción y aducción.
- Un eje vertical, que se confunde con el eje longitudinal del miembro inferior cuando la cadera está en posición de alineamiento. Este eje longitudinal permite los movimientos de rotación externa y rotación interna.



**Figura 2.1.** Ejes y planos de movilidad  
**Fuente:** Gutiérrez D y Sira O (1986).

### 2.1.2 La rodilla

Es la articulación media del miembro inferior, posee un solo grado de libertad, la flexoextensión (ver figura 2.2) que le permite regular la distancia del cuerpo respecto al suelo. La rodilla trabaja, esencialmente, en compresión bajo la acción de la gravedad. De manera accesoria, la articulación de la rodilla posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla esta flexionada.

Desde el punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla es un caso sorprendente, ya que debe conciliar dos imperativos contradictorios:

- Poseer una gran estabilidad en extensión máxima, posición en que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca
- Adquirir una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie en relación a las irregularidades del terreno.



**Figura 2.2.** Flexión y extensión de rodilla  
**Fuente:** Gutiérrez D y Sira O (1986).

### 2.1.3 El tobillo

La articulación distal del miembro inferior es la del tobillo. Es una tróclea, lo que significa que solo posee un único grado de libertad. Condiciona los movimientos de la pierna en relación al pie en el plano sagital. Es indispensable para la marcha, tanto si ésta se desarrolla en terreno llano como en terreno accidentado.

Se trata de una articulación que sufre limitaciones importantes, ya que en apoyo monopodal soporta la totalidad del peso del cuerpo, incluso aumentado por la energía cinética cuando el pie toca suelo a cierta velocidad durante la marcha, la carrera o la recepción del salto.

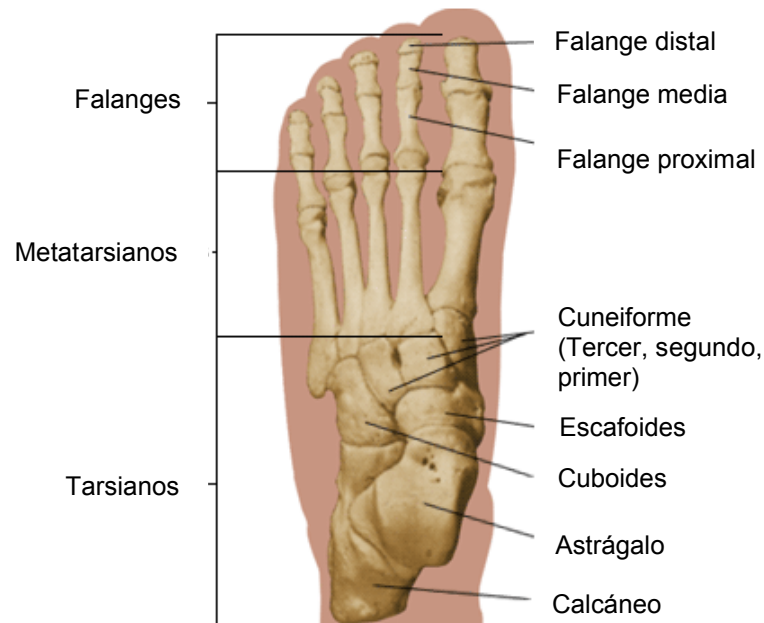
### 2.1.4 El pie

Las articulaciones del pie son numerosas y complejas; unen los huesos del tarso entre si, además de conectarlos con los del metatarso. Son las que a continuación exponen:

- La articulación calcaneoastragalina, denominada también subastragalina.
- La articulación mediotarsiana.
- La articulación tarsometatarsiana.
- Las articulaciones escafocuboidea y escafocuneales.

Estas articulaciones tienen una doble función: en primer lugar, orientar el pie con respecto a los otros dos ejes (ya que la orientación en el plano sagital le corresponde a la tibiotarsiana) para que el pie se pueda orientar correctamente con respecto al suelo sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación del terreno y en segundo lugar; modificar tanto la forma como la curva de la bóveda plantar para que el pie se pueda adaptar a las desigualdades del terreno además de crear entre el suelo y la pierna,

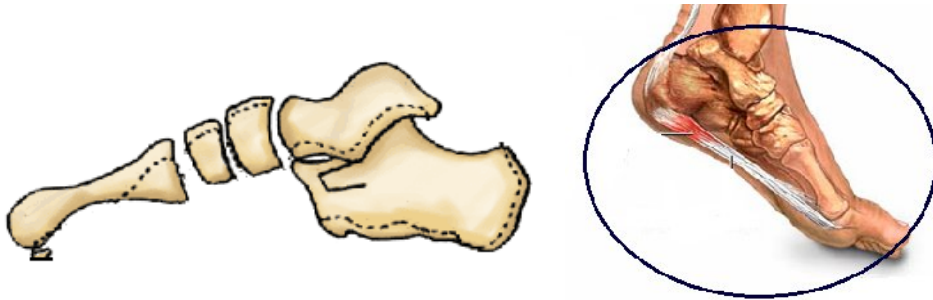
transmitiendo el peso del cuerpo, un sistema que amortigüe dando al paso elasticidad y flexibilidad, la anatomía del pie puede apreciarse en la figura 2.3.



**Figura 2.3** Anatomía del pie  
**Fuente:** Central dupage hospital

### 2.1.5 La bóveda plantar

Se llama bóveda plantar al conjunto que forman los elementos óseos y ligamentosos del pie. Este conjunto conforma una bóveda elástica (ver figura 2.4), lo que le permite adaptarse a todas las irregularidades del terreno, actuando a la vez como amortiguador, proporcionando suavidad a la marcha.

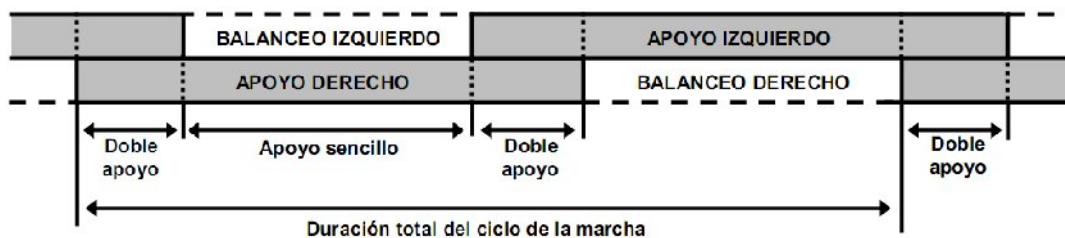


**Figura 2.4.** Boveda plantar  
**Fuente:** Central dupage hospital

## 2.2 La locomoción y la marcha

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie como se puede observar en la figura 2.5. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no lo está.



**Figura 2.5.** Representación de las principales componentes de la marcha  
**Fuente:** Clavell Salvador et al, (1989)

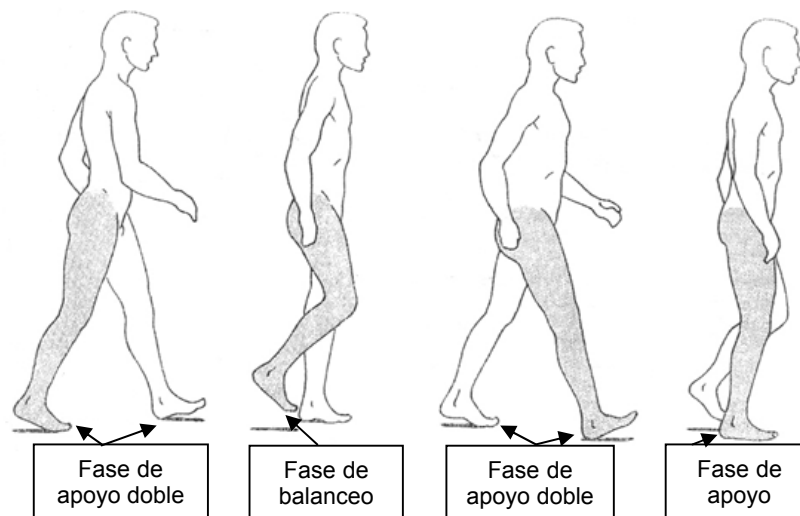


Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo (ver figura 2.6).

El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La diferencia entre correr y caminar es que durante la corrida no hay periodo de doble apoyo.

Según el Instituto de Biomecánica de Valencia la cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha normal, a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es:

- Fase de apoyo: 60% del ciclo.
- Fase de balanceo: 40% del ciclo.
- Fase de apoyo doble: 20% del ciclo.



**Figura 2.6.** Marcha normal  
**Fuente:** Clavell Salvador et al, (1989)

### **2.3 Ortesis de miembros inferiores**

Una ortesis de miembros inferiores es un dispositivo externo aplicado o conectado a un segmento inferior del cuerpo para mejorar: la función de control de movimiento, la prestación de apoyo a través de la estabilización de la marcha, la corrección de deformidades flexibles, en las cuales la articulación aun puede presentar movimientos y tiene la posibilidad de recuperarse. También puede reducir el dolor a través de la transferencia de carga a otra zona y prevenir la progresión de las deformidades fijas, en las cuales la articulación está completamente inmóvil y atrofiada.

Ortesis es el término médico para nombrar a lo que la mayoría de las personas se refieren como un corsé o una férula. Las ortesis en general son nombradas por el órgano de participación de las regiones que asisten, como lo demuestran las siguientes abreviaturas:

- AFO: es una ortesis tobillo-pie por su escritura en ingles (ankle-foot orthosis) como se puede apreciar en la figura 2.7. Este tipo de ortesis es comúnmente prescrita para la debilidad o parálisis de tobillo, dorsiflexión, la flexión plantar, inversión y eversión, también se utilizan para prevenir o corregir deformidades y reducir peso.

La posición del tobillo afecta indirectamente la estabilidad de la rodilla con flexión plantar de tobillos proporcionando una fuerza de extensión a la rodilla y el tobillo. Las AFO han demostrado reducir el costo energético de la deambulacion en una amplia variedad de condiciones, tales como diplejía espástica, debido a la parálisis cerebral y hemiplejía espástica en infarto cerebral, entre otras.



**Figura 2.7.** Ortesis tobillo-pie (AFO)  
**Fuente:** Alexander Michael A. (2009)

- KAFO: es una ortesis rodilla-tobillo-pie (knee-ankle-foot orthosis).

Consiste en una AFO con postes de metal, una articulación mecánica de rodilla, muslo y 2 bandas (ver figura 2.8). Una KAFO puede ser utilizada en parálisis de cuádriceps o debilidad para mantener la estabilidad de la rodilla y el control flexible del valgo o varo. También es utilizada para limitar el peso del muslo, pierna y pie con forma cuadrangular o isquial. Una KAFO es más difícil de quitarse que un AFO, por lo que no está recomendado para pacientes que padecen disfunción cognitiva de moderada a grave.

Esta ortesis puede ser hecha de metal, cuero y metal-plástico o de plástico y plástico-metal.



**Figura 2.8.** Ortesis rodilla-tobillo-pie (KAFO)  
**Fuente:** Alexander Michael A. (2009)

- HKAFO es una ortesis cadera-rodilla-tobillo-pie (hip-knee-ankle-foot orthosis).

Este dispositivo es básicamente una KAFO con una sección pélvica y una articulación de cadera adicionales (ver figura 2.9).

La sección pélvica y la articulación de cadera proporcionan un control de movimientos específicos de la cadera. Estos movimientos seleccionados sobre la cadera son de adelante hacia atrás, de lado a lado y la rotación.

Una razón por la que se le agrega la sección de la cadera a una KAFO es reducir o minimizar el riesgo de que la cadera se disloque. Otra razón común es para estabilizar la cadera y la parte baja de la columna en los casos donde el paciente es débil o presenta parálisis.



**Figura 2.9.** Ortesis cadera-rodilla-tobillo-pie  
**Fuente:** Alexander Michael A. (2009)

Una ortesis se clasifica como un dispositivo estático o dinámico. Una ortesis estática es rígida y se utiliza para apoyar el debilitamiento de las partes del cuerpo o parálisis en una posición determinada. Una ortesis dinámica se utiliza para facilitar el movimiento del cuerpo para permitir la óptima función.

Una ortesis de miembros inferiores se debe utilizar sólo para la gestión específica de un determinado trastorno. Las juntas de una ortesis deben

ajustarse a la aproximación de las articulaciones anatómicas. La mayoría de las ortesis utilizan un sistema de 3 puntos para garantizar la correcta posición de la extremidad inferior en el interior de la ortesis.

### 2.3.1 Clasificación de los aparatos

Según los materiales y la forma de construcción se clasifican en metálicos, termoconformados y mixtos. Todos los modelos de estas ortesis tienen funciones, formas y elementos que les son comunes. La diferencia entre ellos consiste en los materiales y en el tipo de articulaciones. La elección de los materiales dependerá de si se considera más importante la solidez o la estética del aparato (Vilado 1.989).

### 2.3.2 Materiales utilizados

- Plástico Termoendurecible: puede ser moldeado en forma permanente después del calentamiento. No vuelve a su consistencia original, incluso después de ser recalentados. Los materiales termoplásticos se ablandan al calentarse y al enfriarse se endurecen y se pueden clasificar de la siguiente manera:
  - Los termoplásticos de baja temperatura pueden ser fabricados de manera fácil y rápidamente con agua caliente o aire caliente y unas tijeras, pero se utilizan principalmente en actividades de bajo esfuerzo.
  - Termoplásticos de alta temperatura (polipropileno): requieren mayor temperatura (150 ° C) para moldear, pero son ideales para actividades donde se apliquen grandes esfuerzos (Alexander 2.009).
- Cuero: como la piel del ganado, se utiliza para la construcción de zapatos porque conduce el calor y absorbe bien el agua.

- Caucho: tiene resistencia y cualidades de absorción de choque.
- Metal: los metales como acero inoxidable y aleaciones de aluminio son moldeables, pero son pesados y estéticamente desagradables. Los metales pueden ser utilizados para componentes, postes de metal, resortes, y los cojinetes.

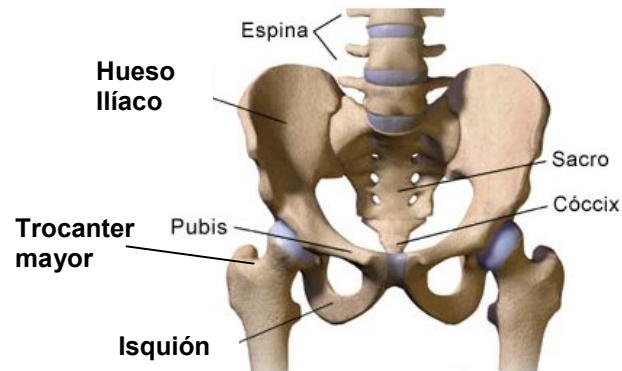
## **2.4 Ortesis según material de construcción**

### **2.4.1 Ortesis metálicas**

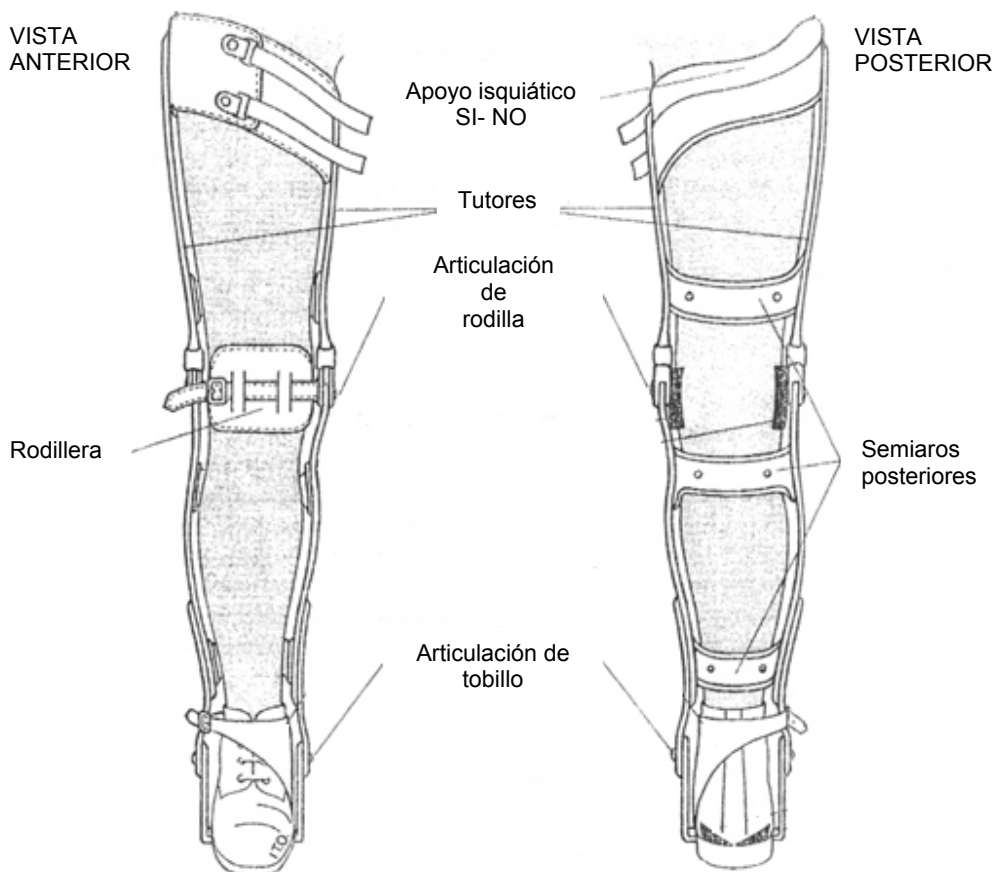
Las ortesis metálicas básicas constan de dos tutores verticales, generalmente de aluminio, que bajan a lo largo de la pierna, uno por el lado interno desde 2 cm por debajo del perineo hasta la planta del pie, y otro por el lado externo desde 4 cm por encima del trocánter mayor, también hasta la planta del pie (véase figura 2.11). Dichos tutores se unen entre sí por medio de correas situadas sobre la parte posterior de la pierna y horizontales al suelo, en números de tres o cuatro según la longitud de la extremidad. (Vilado1.989).

La primera correa corresponde a un cinturón que da apoyo al tronco. La segunda correa está situada en la parte superior del muslo. Cuando es necesario que el bitutor descargue el peso del cuerpo a la extremidad (apoyo isquiático, ver figura 2.10), esta correa se sitúa inmediatamente por debajo de la tuberosidad isquiática, con la forma adecuada para que no presione en la zona perineal. La parte situada debajo del isquión es horizontal y lateralmente se remonta por encima del trocánter.

La tercera correa está situada en la parte inferior del muslo. En las ortesis para pacientes adultos, a 9 cm por encima de la interlinea de la articulación de la rodilla, y para los niños a 6 cm.



**Figura 2.10.** Ubicación del isquión en la pelvis  
**Fuente:** [ftp://4.bp.blogspot.com](http://4.bp.blogspot.com)



**Figura 2.11.** Elementos de una ortesis metálica  
**Fuente:** Clavell Salvador et al. (1989)

La cuarta correa está situada en la parte superior de la pantorrilla a 9 ó a 6 cm por debajo de la línea articular de la rodilla según se trate de individuos adultos o niños respectivamente. En el caso de que la distancia entre esta última correa y la articulación de los tobillos sea superior a 20 cm, se situará una quinta correa, justo a la mitad de esta distancia.

Por delante, las correas de las ortesis son protecciones de piel que, mediante hebillas, fijan la ortesis a la pierna.

A nivel de las articulaciones anatómicas de la rodilla, en ocasiones, los tutores verticales incorporan unas articulaciones de rodilla mecánicas, de las que existen varios modelos. Las más utilizadas son las bloqueables por anillas y las bloqueables por gatillo, también conocidas como articulaciones semiautomáticas o suizas.

Estas articulaciones permiten al paciente sentarse y flexionar la rodilla hasta 120°. En cambio, en posición erecta, con la articulación bloqueada por medio del sistema de anillas o del gatillo suizo, el bitutor impide que la rodilla se flexione, posibilitando la marcha.

En el centro de esta articulación mecánica, una rodillera de forma cóncava, que está sujeta a las barras del bitutor mediante correas graduables, aguanta la rodilla cuando el paciente está de pie con las articulaciones mecánicas bloqueadas, permitiéndole doblarla, para sentarse, cuando desbloquea la articulación.

Sobre la base del estribo va montado el zapato o la bota (elección que se hace según las características de cada paciente).

#### 2.4.2 Ortesis termoconformadas

Este tipo de bitutor, como el anterior, sirve para contener la rodilla sin ninguna o con poca actividad de los cuádriceps y para controlar la posición del pie durante la marcha.



Se llaman termoconformados porque están contruidos con polipropileno, material plástico que se conforma sobre el molde obtenido de la extremidad inferior del paciente a una temperatura a 150 °C.

Sólo las articulaciones mecánicas de la rodilla y en ocasiones, la del tobillo son metálicas y de iguales características que los bitutores metálicos.

En general, estas ortesis no son tan sólidas por lo que no es aconsejable que sean usadas por pacientes con deformidades importantes.

La finalidad que predomina es la estética, además de la funcional. La parte inferior de la ortesis se coloca directamente sobre la pierna, y la pieza que controla el pie queda cubierta por el calcetín o la media, pudiendo además calzar un zapato normal.

La aceptan bien las pacientes femeninas que pueden llevarlas con faldas, sin que se note demasiado su presencia.

Al no ser tan resistente como los bitutores metálicos; si se quiere usar en algún paciente masculino, se tendrá en cuenta la edad, el peso y la actividad del paciente, para que la duración y la efectividad del dispositivo sean adecuadas (Vilado 1.989).

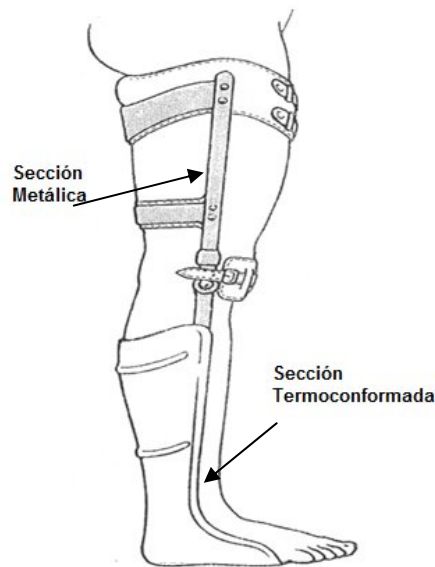
### 2.4.3 Ortesis mixtas

Como la palabra indica, es una combinación de los dos modelos anteriores. La parte inferior a la rodilla es de polipropileno y tiene las mismas características que el bitutor termoconformado. La articulación de la rodilla es metálica y puede ser del tipo que se bloquea con anillas o del semiautomático, con gatillo y semiaro posterior. La parte superior a la rodilla es exactamente igual al bitutor largo metálico descrito anteriormente. Se construye sobre un molde de yeso obtenido de toda la pierna del paciente, siguiendo la técnica habitual de las ortesis termoconformadas.

Su finalidad es combinar la estética con la resistencia. Por lo general, los bitutores contruidos con materiales plásticos, al cubrir mayores áreas del

miembro y permitir escasa transpiración, resultan más calurosos que los metálicos.

Los bitutores mixtos permiten combinar las ventajas de los dos modelos evitando algún inconveniente de cada uno de ellos.



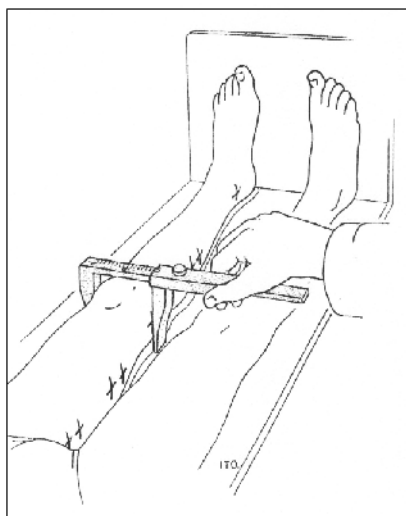
**Figura2.12.** Ortesis Mixta  
**Fuente:** Clavell Salvador et al. (1989)

## 2.5 Toma de medidas

Como en todas las ortesis que se construyen a medida, es muy importante la observación de las desviaciones y deficiencias del miembro al que se aplicará el dispositivo. Por ésto es necesario observar al paciente de pie, mientras camina, si puede hacerlo, y también acostado sobre la camilla para examinar hasta qué punto es corregible la deformidad o la deficiencia que le afecta.

Todo lo observado se anotará sobre la “Hoja de información ortésica”, junto con los datos del paciente. Esta hoja se utilizará en el taller, en el momento de las pruebas y colocación del aparato, y llevará información sobre las medidas y planos de la ortesis. Para tomar las medidas, se situarán las piernas del

paciente de igual forma y sobre el mismo tablero como se aprecia en la figura 2.13, con el tablero extendido, se obtendrá con un lápiz de trazo grueso el contorno de la pierna desde la zona perineal en descenso por todo el lado medial, hasta el ángulo que forma el tablero con la plataforma sobre la que se apoya el pie con firmeza. Por el lado lateral se subirá desde el ángulo que forma la plataforma bajo el talón hasta alcanzar la cresta superior del ala iliaca.



**Figura 2.13.** Posición del paciente para la toma de medidas  
**Fuente:** Clavell Salvador et al. (1989)

Con un lápiz dermográfico se hacen las siguientes marcas sobre el lado interno de la pierna del paciente:

- Señal a 2,5 cm por debajo del perineo y otra 4 cm más abajo. Estas marcas sitúan la altura y la anchura del semiarco proximal del muslo.
- Señal a 1,5 cm por encima de la interlinea de la articulación de la rodilla. Esta marca indica la situación de la articulación mecánica de la rodilla en el caso de que el aparato sea articulado.
- Señal a 9 cm por encima de la marca de la rodilla y otra a 4 cm por encima de la anterior. Estas marcas indican la altura y la anchura del semiarco distal del muslo.

- Señal a 9 cm por debajo de la marca de la rodilla, y otra a 4 cm por debajo de la anterior. Indican la altura y la anchura del semiaro proximal de la pantorrilla. Los semiaros distal del muslo y proximal de la pantorrilla se sitúan a 6 cm desde la señal de la rodilla cuando se trata de niños menores de 10 años.
- Señal sobre el centro del maléolo tibial con objeto de indicar la situación de la articulación mecánica del tobillo.
- Cuando desde la señal del tobillo hasta el borde inferior del semiaro proximal de la pantorrilla haya más de 20 cm, se señalará la localización de un semiaro intermedio para dar más solidez al aparato y asegurar al mismo tiempo la función de la articulación mecánica del tobillo.

A continuación, en el lado externo de la figura representada en la hoja de información ortésica (ver figura 2.14) coincidiendo con la altura de las marcas señaladas se dibujan un triángulo y una circunferencia, para determinar los diámetros y los perímetros de la pierna. Dentro de los cuadrados dibujados en el lado interno se anotan las alturas correspondientes y también la altura desde el isquión al suelo. Se miden los grados de rotación de la tibia.

Esta información sirve para que, una vez trazado el plano y modificado convenientemente, el mecánico ortésico pueda construir la ortesis con la seguridad de que estará bien alineada y se adaptará con fidelidad tanto a la función como a la forma de la pierna del paciente. (Vilado 1.989)



## **2.6 Estabilización de la extremidad**

Ya se han descrito los diferentes elementos con que se construyen los bitutores, ya sean de tipo metálico, termoplásticos o mixtos.

El apoyo isquiático es recomendable cuando existe una insuficiencia de los músculos de la cadera. Se ajusta al muslo y se moldea a modo de asiento alrededor de la tuberosidad isquiática y por debajo de ésta. Realiza también una función de descarga que facilita la prevención y el control de deformidades.

La articulación de la rodilla se mantiene bloqueada durante la marcha para evitar su flexión por parálisis de cuádriceps; al desbloquearla permite que la persona se siente. Estos pacientes, si no llevan ortesis, deben apoyar su mano sobre la parte frontal del muslo para estabilizar la extremidad inferior.

En la articulación del tobillo, la flexión dorsal debe ser de 15°, necesaria para una marcha aceptable. Generalmente la flexión plantar es nula.

## **2.7 Ciclo de marcha con ortesis en una pierna**

En los pacientes que usan bitutor largo pueden observarse variaciones de la marcha normal.

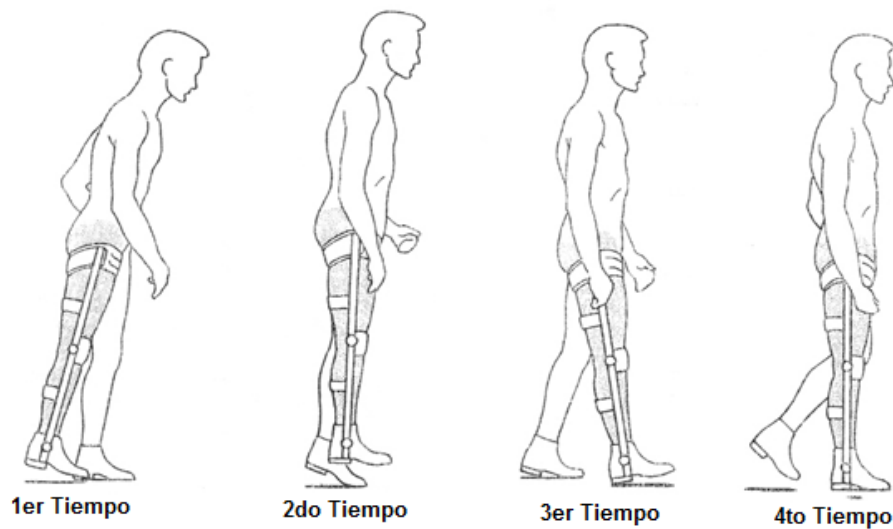
- **1<sup>er</sup> tiempo:** doble apoyo o de impulso. El cuerpo se desplaza hacia adelante para dar impulso a la extremidad afectada.
- **2<sup>do</sup> tiempo:** período oscilante o de elevación. La pierna sana debe estar en extensión completa.

El tope que bloquea la flexión plantar del tobillo de la extremidad lesionada ayuda a realizar una marcha correcta.

En este tiempo existe una báscula compensadora de la pelvis.

- **3<sup>er</sup> tiempo:** doble apoyo anterior o de recepción. La estabilización de la extremidad afectada está asegurada por el bitutor. La amortiguación es muy deficiente, por lo que es en este momento cuando se produce más deterioro en la ortesis, donde es necesaria una absorción adecuada de los impactos.
- **4<sup>to</sup> tiempo:** apoyo unilateral. De características similares a la anterior, está menos solicitada la ortesis de la extremidad afectada.

Todas estas características de la marcha con ortesis se pueden observar en la figura 2.15.



**Figura 2.15.** Ciclo de marcha con ortesis  
**Fuente:** Clavell Salvador et al. (1989)

# CAPÍTULO 3

## *Marco Metodológico*

---

### **3.1 Nivel de la investigación**

La presente investigación es de tipo aplicada, debido a que tiene como propósito solucionar un problema que se presenta en el I.V.S.S. de Naguanagua mediante el diseño y construcción de una ortesis para miembros inferiores.

### **3.2 Metodología propuesta**

#### 3.2.1 Revisar bibliografía

El desarrollo de la presente investigación empieza con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones relacionadas a la construcción de ortesis para miembros inferiores, específicamente a las HKAFO, a manera de comprender los principios en los cuales están basados el diseño y la construcción de las mismas. También se obtiene información referente a las diferentes tipos de ortesis existentes y los materiales más comunes usados para su fabricación. Además se presentará información sobre la anatomía humana, únicamente sobre



las extremidades inferiores para así comprender el proceso de marcha y bipedestación del hombre.

### 3.2.2 Modelo de ortesis propuesto

Una vez revisada la bibliografía se plantea el modelo de la ortesis, basada en los fundamentos dados en la revisión bibliográfica. Esta estuvo basada también en las características propuestas por los médicos especialistas, las restricciones dadas en las ortesis y en la evaluación de los dispositivos ya existentes en el mercado.

Posteriormente, se determinan las condiciones de contorno del modelo estableciendo las condiciones críticas a las cuales puede verse sometida. Se desarrolla el modelo computacional usando el módulo de diseño asistido por computadora AutoCAD que servirá posteriormente para generar el mallado en elementos finitos usando el programa ABAQUS CAE 6.9.

### 3.2.3 Elección del material

Paralelamente a la actividad anterior, se procede a seleccionar el material que se va a usar en el diseño, análisis y fabricación del modelo, de acuerdo a las ventajas y desventajas de los mismos considerando que el material elegido debe ser de comercialización nacional y de un bajo costo.

### 3.2.4 Analizar el modelo propuesto a través del método de elementos finitos.

A manera de determinar los esfuerzos y deformaciones a las cuales será sometido el dispositivo en condiciones de trabajo, se procede a analizar el modelo propuesto a partir de la utilización del programa de análisis de elementos finitos (MEF), empleando los siguientes pasos:

- Realizar el modelo en un sistema CAD e importarlo al programa a utilizar (MEF).
- Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función de tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación. Por ejemplo, elementos especiales para cálculos de tensiones planas, tensiones 3D, entre otras.
- Se define y asigna el material correspondiente a cada uno de sus partes que componen el modelo, colocando las características necesarias para realizar el estudio.
- Aplicación de las condiciones de contorno del modelo, definiendo las interacciones existentes entre cada una de sus partes.
- Definición de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales) dependiendo del estudio.
- Se realiza el mallado de los componentes del modelo que definen su forma correctamente.
- Selección del tipo de cálculo a realizar, por ejemplo si es un cálculo dinámico, sólido, estático entre otros.
- Configuración de los parámetros de cálculo. Selección de los intervalos de tiempo, norma del error, número de iteraciones, etc.
- Se inicia la simulación del modelo, para luego esperar y observar los resultados.
- Se analizan los resultados de la simulación para verificar que el diseño sea correcto.

### 3.2.5 Fabricar el modelo

A partir de las especificaciones del diseño del modelo, se determinan los procesos los cuales nos permitirán construir la ortesis, así como también las herramientas a utilizar tomando en consideración la disponibilidad de las mismas.

### 3.2.6 Realizar pruebas experimentales a la ortesis

Una vez construido el dispositivo se procederá a realizar pruebas para verificar su buen funcionamiento y ajustes posibles. El sujeto de prueba será un paciente de la unidad de fisioterapia del I.V.S.S de Naguanagua.

# CAPÍTULO 4

## ***Resultados***

---

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en el diseño de la ortesis para miembros inferiores, basados en un estudio analítico del equipo donde a través de un diagrama de corte y momento se obtendrá el valor del esfuerzo máximo al cual estará sometido el equipo y el factor de seguridad de la ortesis completa y un procedimiento de análisis por el método de elementos finitos. Inicialmente, se presenta la geometría de la ortesis diseñada. Se genera un modelo definiendo el material y las condiciones de contorno empleadas para evaluar numéricamente el comportamiento de tensiones que se producen durante su uso, usando el programa de análisis de elementos finitos ABAQUS versión CAE 6.9. Posteriormente, se muestran los resultados, destacando la distribución de los esfuerzos equivalentes de Von Mises, definiendo el factor de seguridad para las condiciones dadas, en este análisis se estudiará la sección del equipo correspondiente a la articulación de rodilla, por ser esta la zona sometida a mayores esfuerzos.

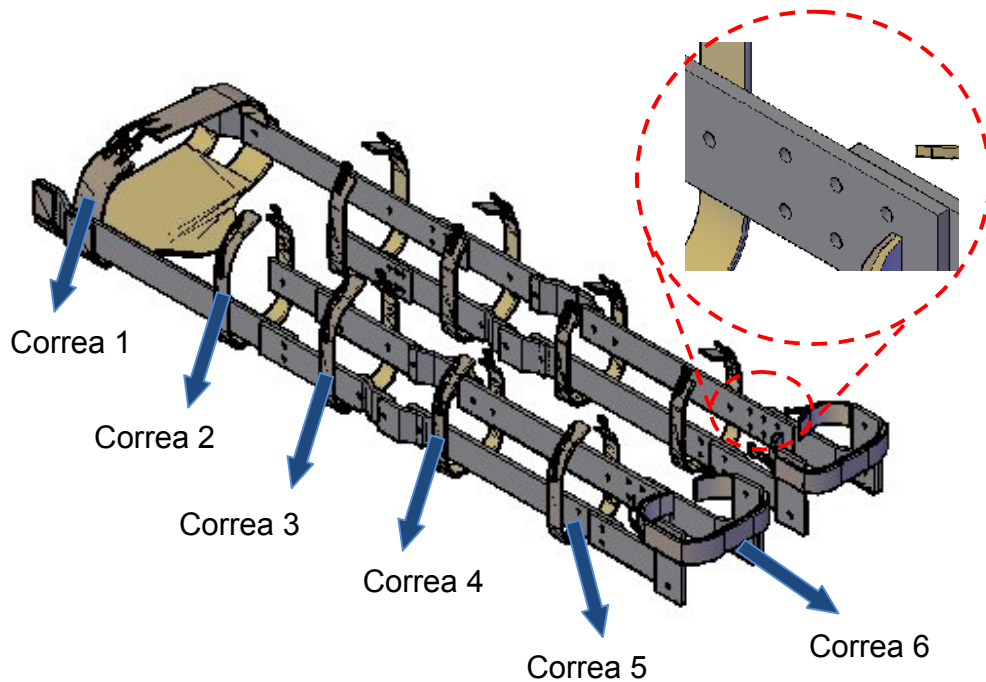
#### **4.1 Modelo propuesto para la ortesis**

Basados en la revisión de los antecedentes y el problema específico planteado por el equipo de fisiatras del I.V.S.S. se plantean las siguientes especificaciones con las cuales debe cumplir la ortesis a diseñar:

- Debe ser modular, capaz de transformarse en HKAFO, KAFO, AFO para poder probarla en distintos pacientes dependiendo de la patología y hacer la prescripción del aparato correcto.
- Debe ser ajustable, tanto la altura como el diámetros de las correas de la ortesis se deben poder ajustar para usarse en pacientes con diferentes talla y peso, tomando como peso máximo aproximadamente 70 Kg.
- Las articulaciones de cadera y rodilla deben ser bloqueables, esto para evitar en el caso de la cadera que la articulación gire durante la marcha con ortesis y se mantenga alineada con el resto de la estructura y en el caso de la rodilla que el paciente pierda el control sobre el equipo y se caiga.
- Las correas deben ser rígidas para mantener las piezas alineadas y en la posición correcta respecto a la pierna. Además Deben fabricarse en un material resistente y suave para garantizar su durabilidad y que no lastime al paciente con el roce.

En base a las variables anteriores se propone que la ortesis este conformada por un conjunto de platinas rectangulares de diversos tamaños, las cuales poseen una serie de agujeros (ver figura 4.1), que permitirán ajustar el tamaño de la ortesis para que pueda ser usado por personas de alturas diferentes. Se presentan articulaciones a la altura de la cadera y rodillas para permitir tanto el desplazamiento como la posibilidad de sentarse y levantarse al paciente mientras usa el dispositivo. Estas articulaciones están más alejadas de la pierna que el resto de las piezas para evitar lesiones y roce a la hora de

realizar movimientos de flexión y extensión. La ortesis presenta un grupo de correas los cuales son usados para ajustarla al paciente al momento de darle uso a la ortesis. En la figura 4.1 se muestra la ortesis para miembros inferiores diseñada donde se señala la posición aproximada de las correas.



**Figura 4.1.** Ortesis para miembros inferiores diseñada

La geometría de cada una de las piezas así como el despiece del dispositivo se puede apreciar en los planos ubicados en los anexos de este trabajo.

Las correas del dispositivo que sujetan la pierna fueron diseñadas de tal manera que puedan ajustarse a distintas circunferencias dependiendo de la persona que usará el dispositivo. La primera correa está situada a la altura de la cintura y rodea el tranco del paciente, la segunda correa fue colocada a 20 cm de la parte superior de la pieza "2". La tercera correa está situada en la pieza 3 a 4 cm de donde se une esta pieza con la pieza 4. La cuarta y quinta correa están situadas en la pieza 5, la cuarta correa a 3 cm de la unión de esta pieza con la pieza 4 y la quinta correa a 17 cm por debajo de la cuarta correa, la sexta correa está ubicada en la pieza 7 para sujetar el calzado.

La ortesis diseñada tiene la facultad de ajustarse a varios tamaños de persona, esta cualidad la hace única ya que los dispositivos construidos por las casas ortopédicas son hechos a la medida del paciente, imposibilitando que sea usado por varias personas. El dispositivo puede ajustarse a 5 alturas, las cuales van desde 4 cm por encima del trocante mayor del paciente hasta el tobillo. En la tabla 4.1 se muestran las alturas a las que se puede ajustar la ortesis.

**Tabla 4.1.** Alturas a las que se puede ajustar la ortesis.

<b>Posición N<sup>o</sup></b>	<b>Altura (cm)</b>
1	83,5
2	85,5
3	87,5
4	89,5
5	91,5

Las correas de la ortesis poseen la capacidad de ajustarse a distintos diámetros dependiendo del peso del paciente, el rango de ajuste de las correas se muestra en la tabla 4.2.

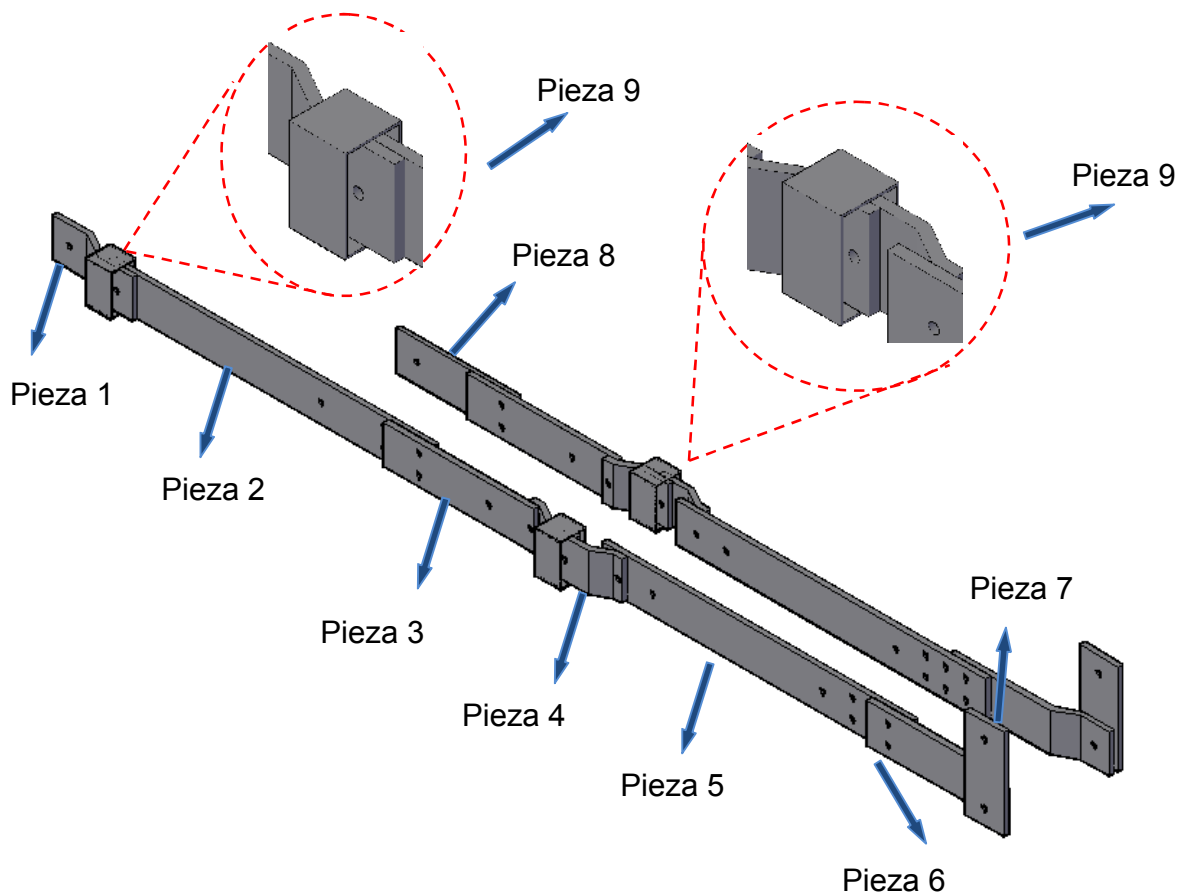
**Tabla 4.2.** Rango de diámetros de las correas

<b>Correa</b>	<b>Desde (cm)</b>	<b>Hasta (cm)</b>
1	88	105
2	52	62
3	45	55
4	40	50
5	35	45

En la tabla 4.3 se muestra la cantidad de partes por piezas necesarias para armar la ortesis.

**Tabla 4.3.** Piezas necesarias para el armado de la ortesis

Piezas	Cantidad
1	2
2	2
3	4
4	8
5	4
6	4
7	4
8	2
9	6
Tornillos acero 1010 de 3/16"	58
Tuercas	68
Arandelas de presión	30



**FIGURA 4.2.** Piezas de la ortesis



## 4.2. Materiales

Para la fabricación del dispositivo se seleccionó como material, aluminio 6063, la selección de este material se debió a que se encuentra con facilidad en el mercado nacional, es de bajo costo y sus propiedades son idóneas para el dispositivo. Debido a que el aluminio es un material dúctil, los concentradores de esfuerzos que se generen serán absorbidos por el material sin afectar los resultados finales del estudio.

Los tornillos seleccionados son de acero 1010, esto se debe a que los mismos no estarán sometidos a grandes esfuerzos y se adquieren fácilmente en el mercado nacional.

**Tabla 4.4.** Propiedades mecánicas de materiales usados. Fuente: 1986 SAE handbook p.215

Material	Carga de rotura (MPA)	Límite elástico (MPA)	Alargamiento (%)	Resistencia a la cizalladura (MPA)	Módulo de elasticidad (GPA)
Aluminio 6063	220	170	14	140	69
Acero 1010	370	300	20	-	21

## 4.3 Estudio analítico

A continuación se presenta el estudio realizado al dispositivo considerándose el aparato como una viga simplemente apoyada. Se presentará el diagrama de cuerpo libre (D.C.L.), el cual se puede apreciar en la figura 4.4, así como el factor de seguridad que se obtienen al ser sometido a las condiciones presentadas al inicio de esta sección. Se determinará el comportamiento de las piezas bajo flexión.

Las piezas están sometidas a una carga distribuida aplicada sobre el área ocupada por las correas. Esta carga viene dada por el 10 % del peso máximo soportado por el equipo que es 7Kg, esta carga se divide equitativamente entre las dos correas más próximas a la articulación de rodilla que son la correa 3 y la correa 4, cada correa tendrá una fuerza aplicada de 35 N, distribuida a lo largo del área que ocupan las correas que es de 0,66 m cada una, para determinar la carga distribuida sobre el dispositivo se utilizó la ecuación 4.1:

$$3,5\text{Kg} \longrightarrow F = 35 \text{ N}$$

$$= \dots = \frac{\dots}{\dots} = 530,3 \text{ —} \quad (4.1)$$

Donde:

P: Carga distribuida sobre la pieza

F: Fuerza aplicada

D: Distancia en la cual está distribuida la pieza

El esfuerzo generado en la sección transversal de las barras, viene dado por la ecuación:

$$= \text{—} \quad (4.2)$$

Donde M es el momento flexionante causado por la carga y se obtiene del estudio de la viga a través del diagrama de corte y momento.

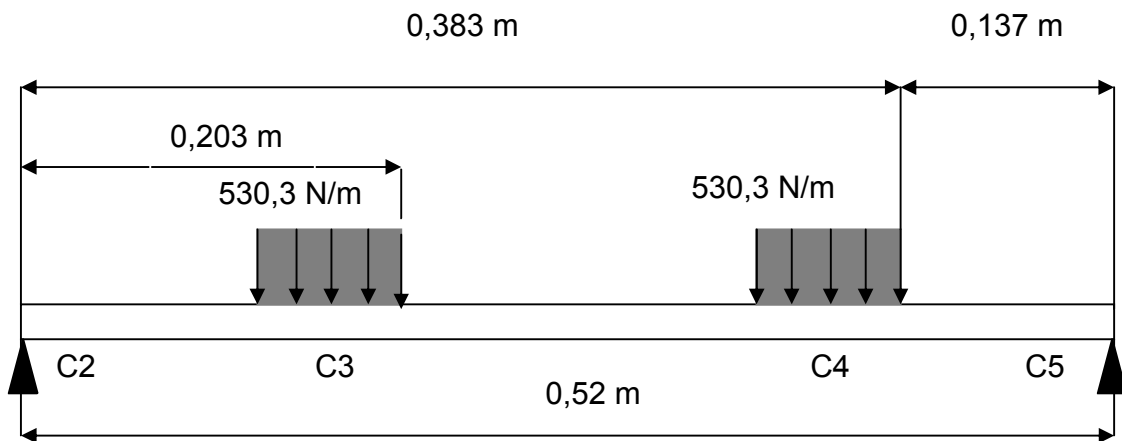
La relación I/C es el moduló de sección transversal de la pletina de ancho b y altura h:

$$= \frac{\quad}{\times} \quad (4.3)$$

El factor de seguridad para materiales dúctiles es definido por la ecuación:

$$= \frac{\quad}{\quad} \quad (4.4)$$

Donde  $S_y$  representa el límite elástico del material y  $\sigma$  representa el esfuerzo al que está siendo sometido el material.



**Figura 4.3.** Esquema del sistema analizado

Para trazar el diagrama de corte momento es necesario hallar la reacción en la correa 5 ( $R_{C5}$ ) se hace una sumatoria de momento en el punto donde se ubica la correa 2:

$$\sum M_{C2} = 0 = P_{C3}(L_3) + P_{C4}(L_4) - R_{C5}(L_5) \quad (4.5)$$

Donde:

$M_{C2}$ : Momento en el punto C2

$P_{C3}$ : Carga distribuida en el área ocupada por la correa

$L_3$ : Longitud desde el apoyo C2 hasta C3

$P_{C4}$ : Carga distribuida en el área ocupada por la correa

$L_4$ : Longitud desde el apoyo C2 hasta C4

$L_5$ : Longitud desde el apoyo C2 hasta C5

Sustituyendo los valores correspondientes en la ecuación 4.2:

$$\sum M_{C2} = 0 = 35N(0,17m) + 35N(0,35m) - R_{C5}(0,52m)$$

Obteniendo como resultado el valor de:

$$R_{C5} = 35 \text{ N}$$

De igual manera se procede para la reacción:

$$R_{C2} = 35 \text{ N}$$

Mediante el diagrama de corte y momento de la figura 4.5 se obtuvo el valor del momento máximo flexionante del sistema el cual es:

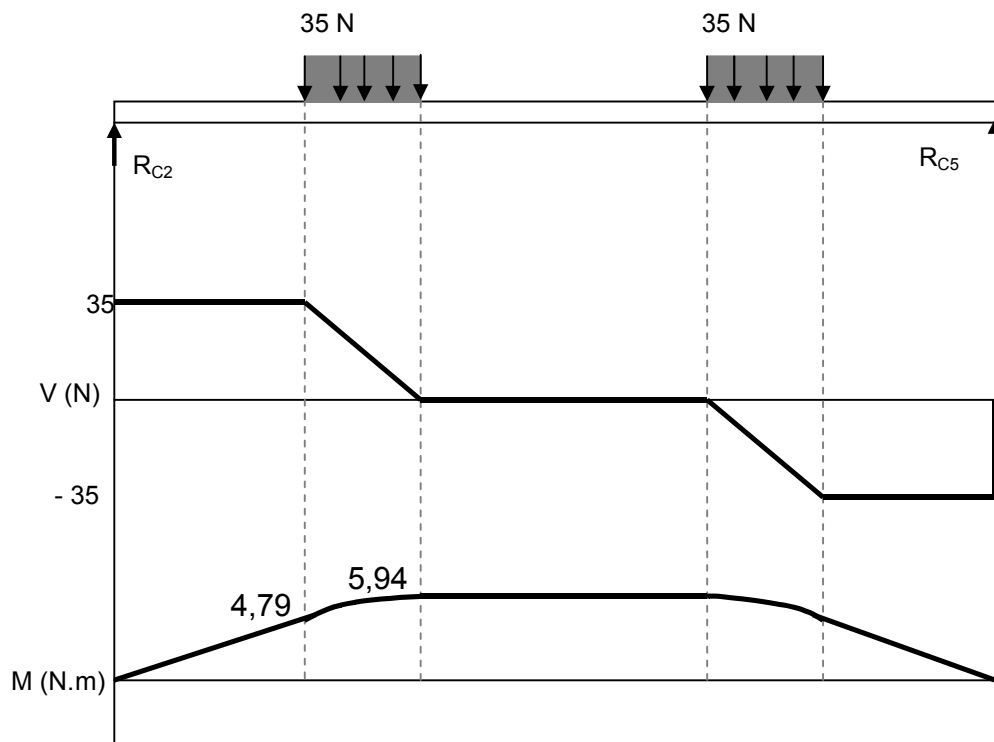
$$M_{\text{máx}}: 5,94 \text{ N.m} = 5.945 \text{ N.mm}$$

Mediante el uso de la ecuación (4.2) se calculó el esfuerzo, dando como resultado:

$$= \frac{6 \times 5.945}{4,7625 \times (38,1)} = 5,1592$$

Por último obtenemos el factor de seguridad para materiales dúctiles con la ecuación (4.3):

$$= \frac{170}{5,16} = 33$$

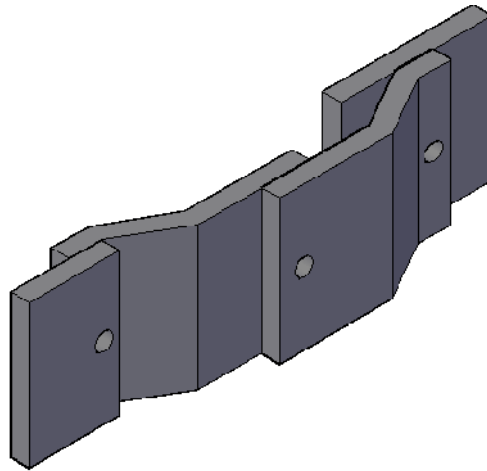


**Figura 4.4.** Diagrama de cuerpo libre, corte y momento

#### 4.4 Análisis numérico

##### 4.4.1 Sistema analizado

Para la evaluación de la ortesis se utilizó el conjunto de piezas que conforman la articulación de la rodilla (ver figura 4.3) cuando la ortesis está en su posición de mayor longitud. Se seleccionó este sistema debido a que es la posición más extendida que adoptará la ortesis y por lo tanto se considera como la más crítica.



**FIGURA 4.5.** Sistema analizado de la ortesis

La geometría del sistema se obtiene a partir del módulo de diseño asistido por computadora Auto CAD, el cual proporciona una interfaz que permite la transferencia directa de la geometría del sistema al programa de análisis de elementos finitos, exportando el modelo a través del formato normalizado de intercambio de datos SAT.

Para el sistema se lleva a cabo un análisis estático con cargas constantes, y se evalúa la distribución de tensiones que se presentan bajo flexión. El sistema no se estudia a fatiga debido a que no es de uso continuo sino para pruebas.

Las condiciones de las cargas aplicadas al sistema vienen dadas en el momento en que el paciente está realizando la marcha con ortesis y la pierna tiende a desviarse hacia afuera. Esta carga fue estimada como el 10% del peso máximo que soporta el equipo.

#### **4.5 Discretización del sistema por elementos finitos**

Por las características geométricas del sistema del conjunto de barras, se crea un mallado libre para todo el conjunto empleando elementos tetraédricos.

Todos los cuerpos del sistema fueron mallados con C3D4, Está definido por diez nodos, con tres grados de libertad en cada uno (traslación según X, Y e Z, como se indica en la figura 4.6) modificado para formulaciones de orden cuadrático y admite la formulación de materiales con plasticidad, endurecimiento, fluencia y capacidad de grandes deformaciones, además, su configuración tetraédrica le permite adaptarse a la forma de la pieza (ABAQUS versión 6.9).

Una vez creados y ensamblados los elementos de la ortesis, se realizó el primer mallado y se refinó hasta obtener la convergencia del modelo. Se tomó como parámetro de convergencia cuando el error del esfuerzo de Von Mises es menor al 10%, empleándose la ecuación:

$$E(\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_{n-1}} \quad (4.5)$$

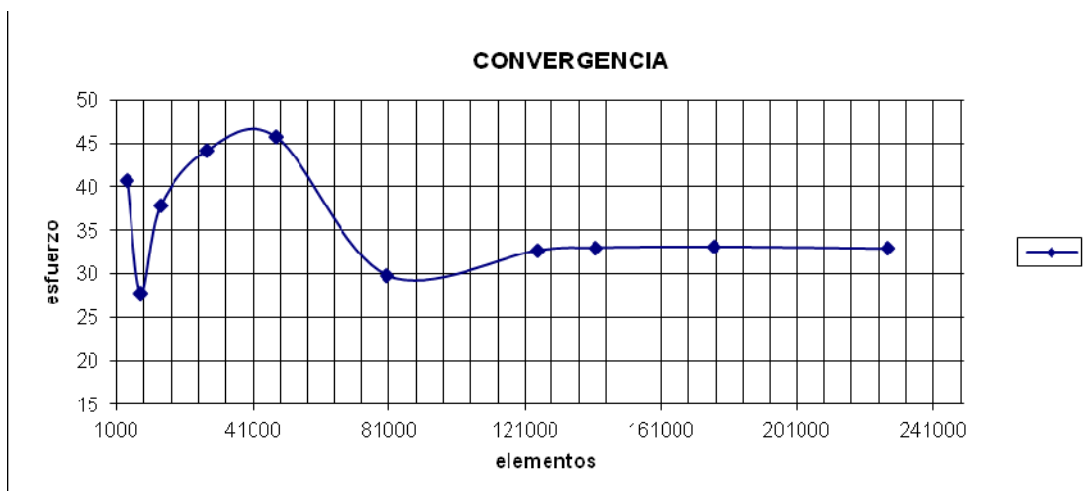
El análisis es de tipo estático y se realizó para un instante considerado como crítico, en el cual el dispositivo sería usado en su medida de mayor longitud y estaría en la posición de apoyo unilateral de la extremidad correspondiente al cuarto tiempo del ciclo de marcha con ortesis como se observa en la figura 2.15. La tabla 4.5 muestra los resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von mises y el error porcentual del sistema correspondientes al estado de carga a flexión.

Para esto se tomó el valor del momento flector del diagrama de corte y momento (ver figura 4.4) y se determinó el esfuerzo al cual está sometido mediante la ecuación 4.2 dando como resultado 8,03 MPa.

**Tabla 4.5.** Resultados numéricos del esfuerzo máximo de Von Mises y error porcentual para el sistema

Mallado	Elementos	Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)	Error porcentual (%)
1	3.939	40,7	-
2	7.939	27,8	31,69
3	13.776	37,8	35,97
4	27.574	44,2	16,93
5	47.912	45,7	3,39
6	80.443	29,8	34,79
7	124.789	32,7	9,73
8	141.920	33	0,91
9	176.483	33,1	0,30
10	227.855	32,9	0,60

De forma gráfica, la convergencia del modelo para distintos mallados se pueden observar en la figura 4.7.



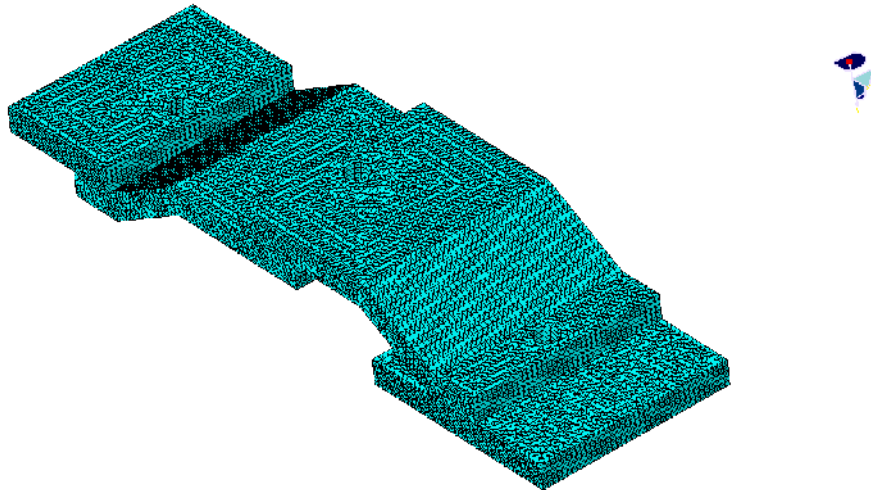
**Figura 4.6.** Análisis de convergencia del esfuerzo máximo de Von Mises respecto al número de elementos para el sistema

Por norma general cuanto más fina es la malla, es decir cuánto más es el número de los elementos, más cercana será la solución del análisis a la solución verdadera del modelo subyacente. Se selecciona la malla # 7 con 124.789 elementos ya que el porcentaje de error es menor al 10%, y donde se



obtuvo un esfuerzo máximo de Von Mises de 32,7 MPa.

La figura 4.8 muestra el sistema mallado, las piezas sometidas al estudio se suponen como unidas entre sí de forma que no existe movimiento relativo entre ellas.



**Figura 4.7.** Mallado del sistema modelado de la pieza 4.

#### **4.6 Análisis de resultados**

Una vez realizada la simulación del modelo bajo el estado de carga se determina el esfuerzo máximo de Von Mises, ya que dicha teoría es la más adecuada para materiales dúctiles. De acuerdo con este criterio, el modelo falla cuando en alguno de sus puntos, la energía de distorsión por unidad de volumen supera el límite de fluencia del material usado [Norton, 1999].

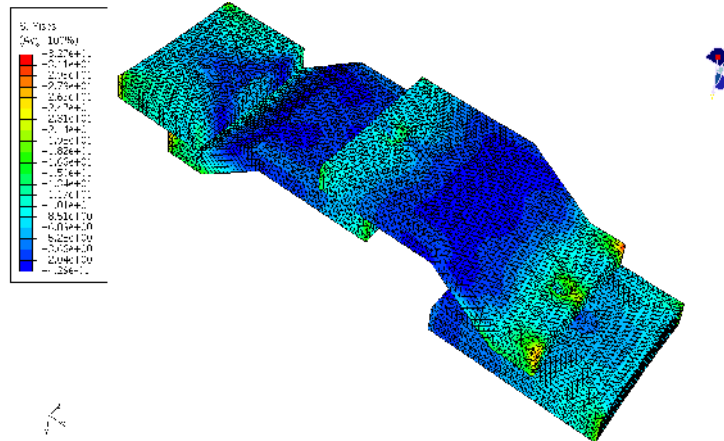
El programa ABAQUS CAE 6.9 puede presentar los resultados del análisis mediante una escala de colores, que van desde el azul hasta el rojo y representan los esfuerzos mínimos y máximos respectivamente en la pieza estudiada.

El estudio corresponde a cuando el paciente está usando el dispositivo en marcha y está apoyando un solo pie, o lo que se podría describir como cuarto tiempo en la marcha con ortesis (ver figura 2.12), en la figura 4.9 se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises del modelo sometido a flexión, en el

cual se obtuvo un esfuerzo máximo de:

$$(\sigma_{\text{á}}) = 32,7$$

Se puede observar la concentración del esfuerzo máximo, tal como lo muestra figura 4.9. en la esquina inferior de la parte externa de la articulación.



**Figura 4.8.** Esfuerzos de Von Mises ( $\sigma_{VM}$ : MPa) para el sistema sometido a flexión

$$= \frac{170}{32,7} = 5,19$$

Empleando esta ecuación se tiene un Factor de seguridad de 5,19.

El factor de seguridad obtenido mediante los cálculos analíticos del dispositivo completo es distinto del obtenido al evaluar la articulación mediante el programa ABAQUS, debido a que mediante el método analítico se simplifica el dispositivo a una viga simple y se usó el método de elementos finitos en la articulación para estudiarla con mayor detalle debido a las variaciones en su geometría que presenta.

# CAPÍTULO 5

## *Pruebas al prototipo*

---

A continuación se presentan los resultados obtenidos una vez realizada la fabricación de la ortesis, a partir del diseño presentado en los capítulos anteriores, a manera de evaluar el funcionamiento del dispositivo en condiciones de uso. Finalmente se discutirán los resultados de dichas pruebas.

### **5.1 Objetivo de la prueba**

Se realizó un estudio experimental, con el propósito de evaluar el comportamiento mecánico del dispositivo, fundamentalmente si el mismo puede adaptarse a diferentes tallas y pesos y si proporciona asistencia en la bipedestación y marcha, así como la comodidad del paciente al momento de usar la ortesis.

## 5.2 Método

Para lograr el objetivo planteado se construyó la ortesis para miembros inferiores (ver figura 5.1) con aluminio 6063, empleando máquinas-herramientas de conformado mecánico, con las especificaciones presentadas en el capítulo anterior.



**Figura 5.1** Ortesis para miembros inferiores

Para colocar el aparato se deben seguir los siguientes pasos:

1. Ajustar el dispositivo de acuerdo al tamaño del sujeto de prueba, esto se hace mediante el acoplamiento de los agujeros en las barras. En la tabla 4.1 se especifican las distintas alturas que el equipo puede manejar, tomando en cuenta que dicha altura corresponde a la

distancia existente entre la articulación de la cadera y los tobillos.

2. Se coloca la correa superior a la altura de la cadera del paciente, si éste presenta control de tronco, en caso contrario, la correa debe ir a la altura de las costillas inferiores, luego se ajusta la misma hasta quedar bien sujeta.
3. Se sujeta el resto de correas que van en ambas piernas, esto se hace de manera que no queden muy apretadas para que no lastimen al paciente pero lo suficientemente ajustadas para que no se suelten. El diámetro de las correas de las piernas va a depender de la contextura del paciente y el rango de las mismas se puede apreciar en la tabla 4.2.



**Figura 5.2.** Ajuste de altura de la ortosis



**Figura 5.3.** Colocación de la ortesis al paciente

El paciente al cual se le probó la ortesis es un joven de 25 años de edad, con un peso de 65 Kg aproximadamente y una altura de 1.70 m el cual presenta una lesión medular producida por un impacto de arma de fuego que le causó pérdida de control de movimientos y dificultad en la marcha, pasó aproximadamente 3 meses en cama, para posteriormente comenzar su rehabilitación, al momento de realizar la prueba el paciente había estado en terapia por 6 semanas, presentaba control de tronco y realizaba pasos cortos con dificultad para avanzar en la pierna derecha.

Una vez puesta la ortesis, se colocó al paciente en postura de bipedestación, como se observa en la figura 5.4, para corroborar el funcionamiento de la misma. Luego se realizó una marcha de 5m aproximadamente para comprobar la asistencia en marcha del dispositivo.



**Figura 5.4.** Bipedestación

En la figura 5.5 se puede observar con detalle la posición de primer y tercer tiempo de la marcha con ortesis, con lo cual se confirma que la ortesis diseñada cumple con los lineamientos teóricos descritos en diferentes textos de cómo debe ser la marcha al usar una ortesis.



**Figura 5.5.** Marcha con ortesis

La ortesis diseñada también permite al paciente que la use realizar movimientos de flexión y extensión tanto de rodilla como de tobillo, los cuales son movimientos básicos durante la marcha. Estos movimientos se pueden apreciar en las figuras 5.6 y 5.7 respectivamente.



**Figura 5.6.** Flexión y extensión de rodilla





**Figura 5.7.** Flexión y extensión de tobillo

La articulación de cadera gira únicamente para permitirle al paciente sentarse como se aprecia en la figura 5.8, durante la bipedestación y la marcha, la articulación se mantiene alineada en posición vertical con el sistema de pletinas que conforman la ortesis.



**Figura 5.8.** Articulación de cadera en sedestación

Una de las particularidades de la ortesis diseñada que la hace diferente de las ortesis comerciales es que además de ajustar su altura a diferentes medidas la misma puede separarse en secciones, transformándose así de una HKAFO a una KAFO o AFO según sea el requerimiento, separando las piezas a la

altura q se desea. En las figuras 5.9 y 5.10 se puede observar la ortesis adaptada para funcionar como una KAFO y una AFO respectivamente.

Para convertir la ortesis diseñada en una HKAFO solo se debe liberar la unión de la pieza 2 con la 3 y el resto del dispositivo permanece igual, la correa 3 se mantiene para que proporcione estabilidad a la articulación de rodilla. (Figura 5.9).



**Figura 5.9.** KAFO

Para convertir la ortesis diseñada en una AFO se debe separar el equipo a la altura de la pletina 5, esta se separa de la pieza 4 la cual que corresponde a la articulación de rodilla, se conservan todas las correas inferiores a la articulación de rodilla para proporcionar estabilidad al tobillo.



**Figura 5.10.** AFO

Se realizó una prueba adicional para comprobar la capacidad del equipo de adaptarse a personas de distinta talla y peso en este caso se usó una paciente sana de 30 años de edad, 1.66 m de altura y 62 Kg de peso.



**Figura 5.11.** Colocación de la ortesis a paciente sana



**Figura 5.12.** Marcha de paciente sana con ortesis

### **Resultados**

No se observaron deformaciones significativas del equipo que comprometieran su funcionamiento o estabilidad.

El paciente de prueba no acuso molestias al momento de caminar asociadas al dispositivo, manifestando que el mismo es ligero, cómodo, estable y fácil de llevar.

Ninguna de las sujeciones del equipo presento fallas o deformación, manteniendo las piezas bien sujetas en su posición correcta.

Las correas de ajuste mantuvieron su diámetro durante la realización de la marcha con ortesis.

# CAPÍTULO 6

## *Conclusiones y recomendaciones*

---

### **6.1 Conclusiones**

Se seleccionó como material de construcción el aluminio 6063 basado en las prestaciones de sus propiedades mecánicas como son: módulo de elasticidad 69 GPa, límite elástico 170 MPa y resistencia a la cizalladura 140 MPa. Todos los componentes en el dispositivo se encuentran disponibles en el mercado nacional y son económicos.

Se diseñó una ortesis larga para miembros inferiores para pacientes que presenten lesiones medulares, los cuales requieran asistencia en la marcha y bipedestación. La ortesis fue evaluada analíticamente considerándose el aparato como una viga simplemente apoyada, obteniéndose un factor de seguridad de 1,63. La zona evaluada por el método de los elementos finitos fue la correspondiente a la articulación de rodilla, por ser la zona que está sometida a mayores esfuerzos, los esfuerzos máximos alcanzados no superan el límite elástico del material y se obtuvo un factor de seguridad de 5,19.

Se construyó la ortesis diseñada la cual ofrece la posibilidad de modificar su altura y diámetro de las correas para ajustarse a pacientes de distinta talla y

peso. También limita los movimientos de abducción y aducción en rodillas y tobillos para evitar lesiones durante la marcha con ortesis. Además se separa en módulos para transformarse en otros tipos de ortesis, puede ser de una HKAFO a una KAFO o AFO según se requiera.

Se realizaron pruebas y ajustes al dispositivo donde se corroboró su funcionamiento bajo condiciones de trabajo, así como la comodidad que proporciona al paciente durante su uso.

El prototipo tuvo un costo aproximado de BsF 3.000, esto incluye materiales, transporte, mecanizado y costura de las correas.

## **6.2 Recomendaciones**

Luego de realizar las pruebas, el personal del departamento de fisioterapia hizo las siguientes recomendaciones: (1) cubrir la cara interna de las piezas del dispositivo con material acolchado, (2) realizar un avellanado en los agujeros de los tornillos para esconder las cabezas de los mismos, (3) sustituir las correderas de las correas por cierre mágico para disminuir el tiempo de colocación del dispositivo, (4) redondear las esquinas de las piezas para darle un aspecto más seguro y prevenir algún accidente aunque estas no están en contacto directo con la piel del paciente. Estas modificaciones no fueron hechas puesto que no representan cambios significativos en la estructura del dispositivo ni en su funcionamiento, en su mayoría son de tipo estético, aunque se recomienda para trabajos futuros sean aplicadas.

# *Referencias Bibliográficas*

---

- Alexander Michael A. (2009) Lower Limb Orthotics. <http://emedicine.medscape.com>.
- Barenys Rut, et al. (2005) Uso de las férulas y ortesis para las extremidades inferiores. Revisión de la literatura sobre la eficacia en niños con trastornos neurológicos.
- Brunetti Fernando et al. (2005). Biomimetismo para el diseño de ortesis robóticas para compensación de la marcha humana.
- Brunetti Fernando, et al. (2004). Estudios de variables biomecánicas para discriminación de actividades con una ortesis de miembro inferior.
- Central dupage hospital. Dolores y problemas del pie [en línea] <<http://www.cdh.org/Health-Library/Spanish-Adult-Health-Information-Topics/Los-Transtornos-Ortopdicos-Comunes-Orthopae/Los-Dolores-y-Problemas-del-Pie-Orthopaedic-Surge.aspx>> [consulta: 10 marzo 2011]
- Clavell Salvador et al. (1989) Ortesis y prótesis del aparato locomotor, Tomo 2.2 Extremidad Inferior.
- González R, et al. (2007) Utilización de las nuevas tecnologías en el diseño de un dispositivo ortopédico.
- Gutiérrez D y Sira O (1986). Educación física 1 y 2 nociones fundamentales [en línea] <[www.rena.edu.ve/deporte/movimiento.html](http://www.rena.edu.ve/deporte/movimiento.html)> [consulta: 22 abril 2011].

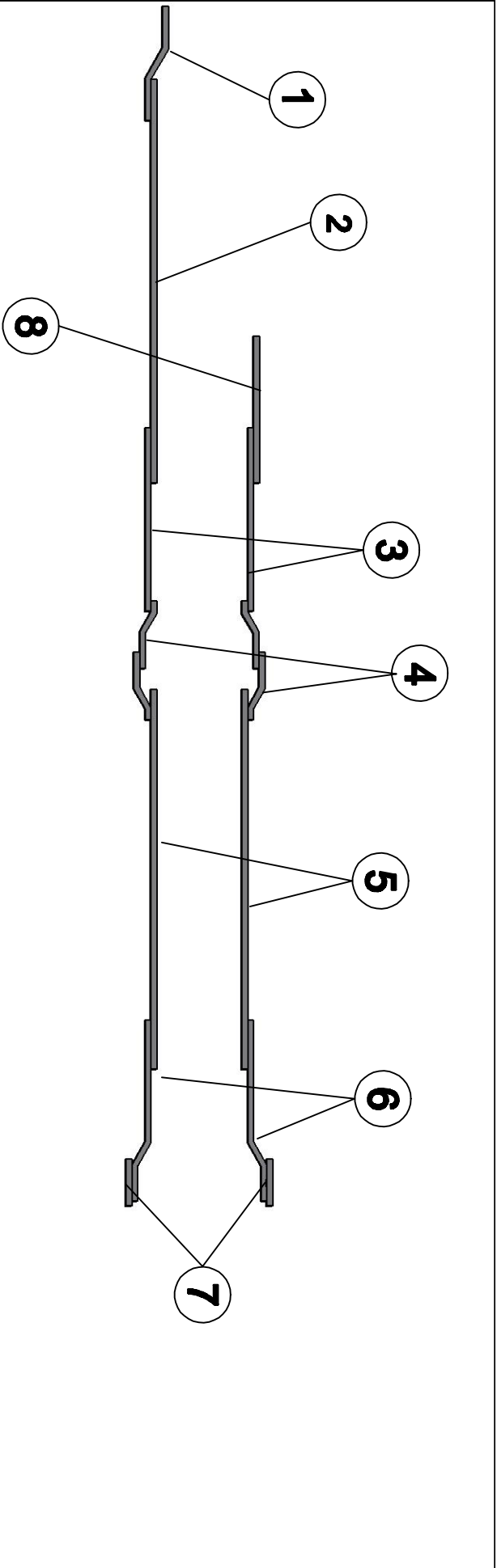
- Kapandji, A. I. (1997). *Fisiología Articular Tomo II Miembro Inferior*.
- Molla Blasco et al. (1995) *Ortesis para la prevención de la subluxación y luxación de rodilla en alargamientos femorales complejos*.
- Mott Robert L., (1996). *Resistencia de materiales aplicada*. Tercera edición.
- Norton, R., (1999). *Diseño de Máquinas*. Mexico: Prentice Hall.
- Shigley Joseph E., Charles R. Mischke. (2002). *Diseño en Ingeniería Mecánica*, sexta Edición.



# *Anexos*

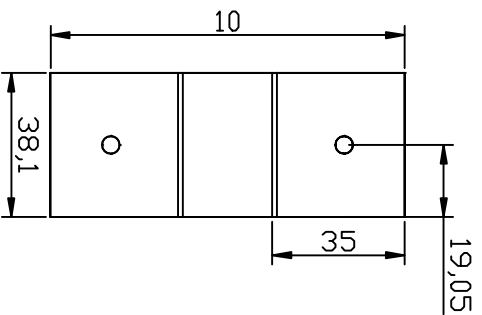
---

---



Pieza	Cantidad
1	2
2	2
3	4
4	8
5	4
6	4
7	4
8	2
9	6
Tornillos acero 1010	
Tuercas	58
Arandelas	68
	30

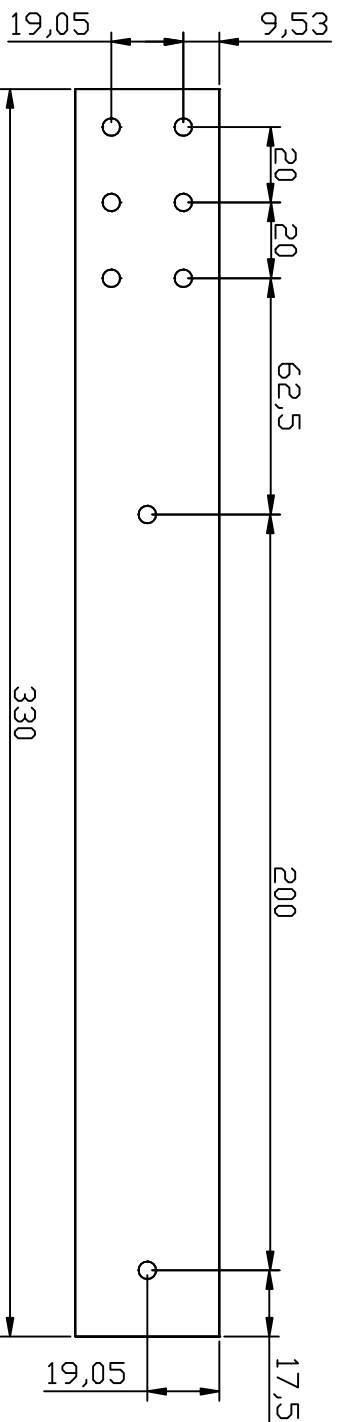
Cantidad		Materia		Referencia	
1		Aluminio 6063			
Diseñado por		Revisado por		Fecha	
Moreno & Lendo				26/03/2011	
Escala: 1/5		Ortesis para miembro inferior			
UNIDADES		Escala		Largo	
MILIMETROS		1/6		1/6	
<b>Universidad de Carabobo</b>					



Pieza 1  
Esc: 1:2

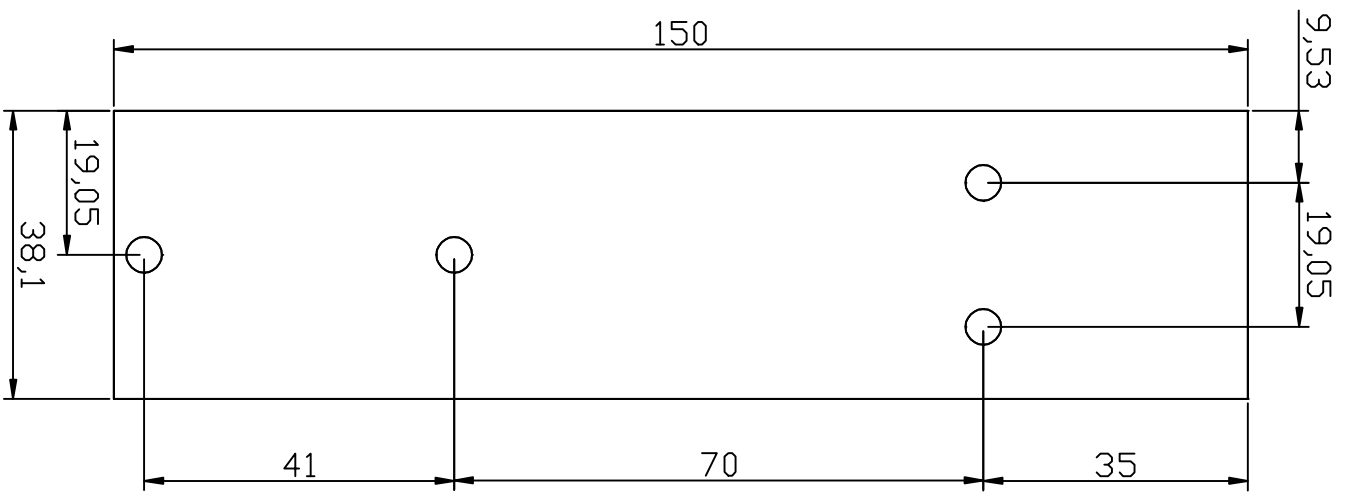


Pieza 1  
Esc: 1:2

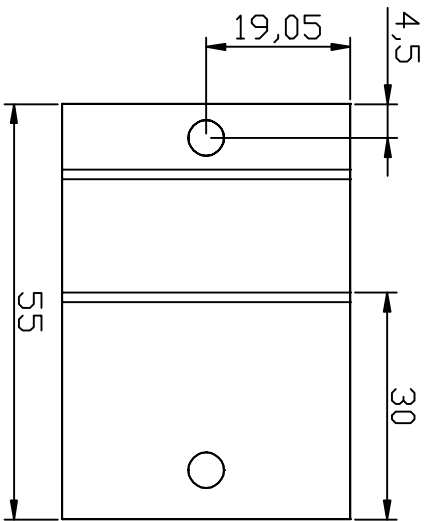


Pieza 2  
Esc: 1:2

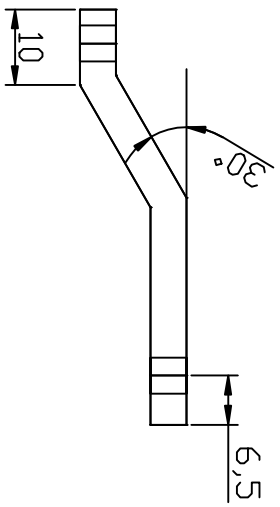
Cantidad	Pieza 1 = 2 Pieza 2 = 2	Materia	Aluminio 6063	Referencia
Diseñado por	Moreno & Lendo	Revisado por	Pieza 1 y 2	Fecha 26/03/2011
<b>Universidad de Carabobo</b> <small>Observaciones: El espesor de todas las piezas es de 4/16 Las espigas tienen un diámetro de 4/16</small>		<b>Ortesis para miembro inferior</b>		Edición Lámina <b>2/6</b>



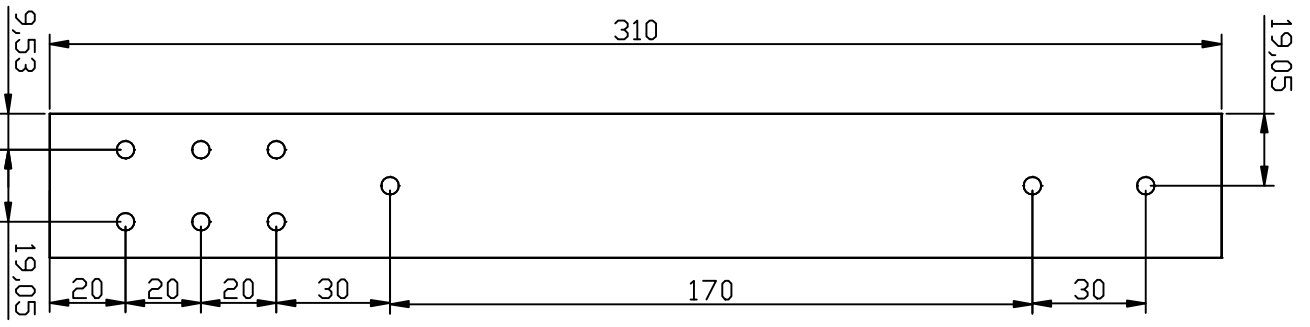
Pieza 3  
Esc: 1:1



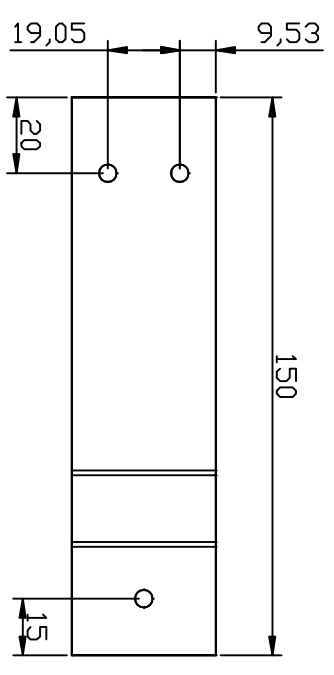
Pieza 4  
Esc: 1:1



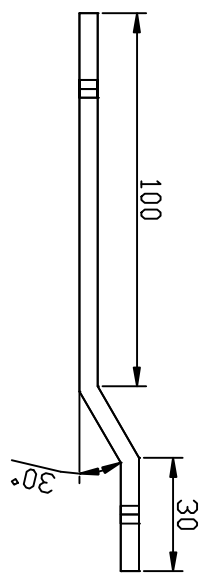
Condición:	Pieza 3 = 4 Pieza 4 = 8	Materia:	Aluminio 6063	Referencia:	
Diseñado por:	Moreno & Liendo	Revisado por:	Pieza 3 y/4	Fecha:	26/03/2011
<b>Universidad de Carabobo</b> <small>Observaciones: El espesor de todas las piezas es de 4,76 Los agujeros tienen un diámetro de 4,76</small>			Ortista para miembro inferior	Escala:	3/6
UNIDADES MILIMETROS		Escala:			



Pieza 5  
Esc: 1:2

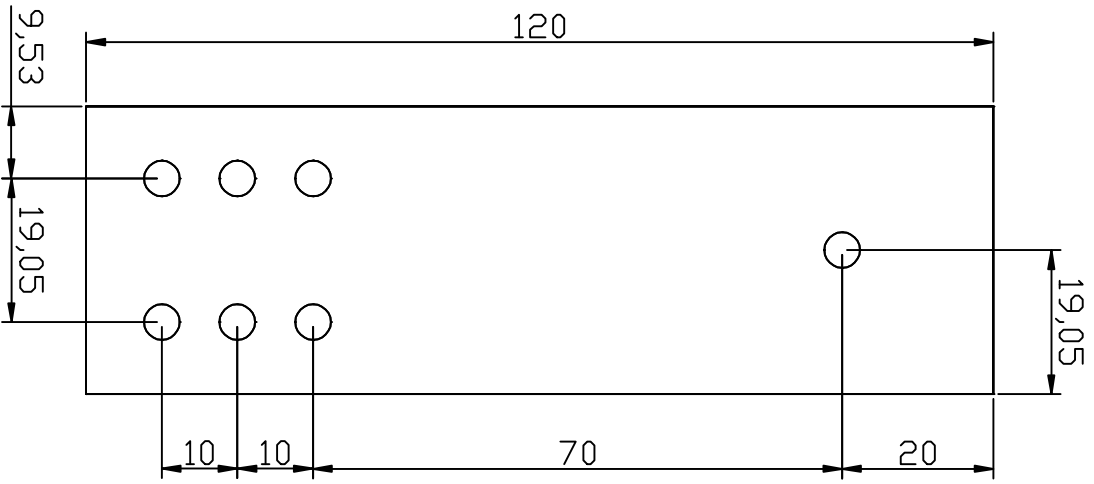


Pie  
Esc

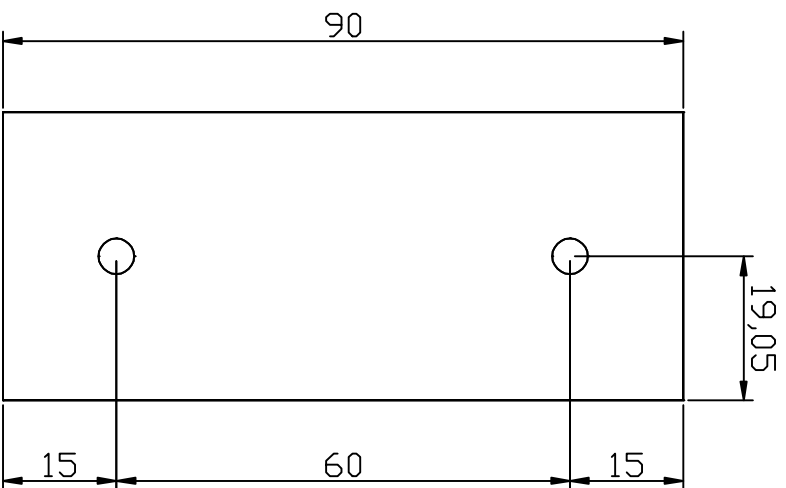


Pie  
Esc

Cantidad:	Pieza 5 = 4 Pieza 6 = 4	Materia:	Aluminio 6063	Referencia:	
Diseñado por:	Moreno & Liendo	Revisado por:	Pieza 5 y 6	Fecha:	26/03/2011
<b>Universidad de Carabobo</b>			<b>Ortesis para miembro inferior</b>		
Observaciones: El espesor de todas las piezas es de 4/6 Las agujetas tienen un diámetro de 4/6			UNIDADES MILIMETROS	Escala:	Lámina 4/6

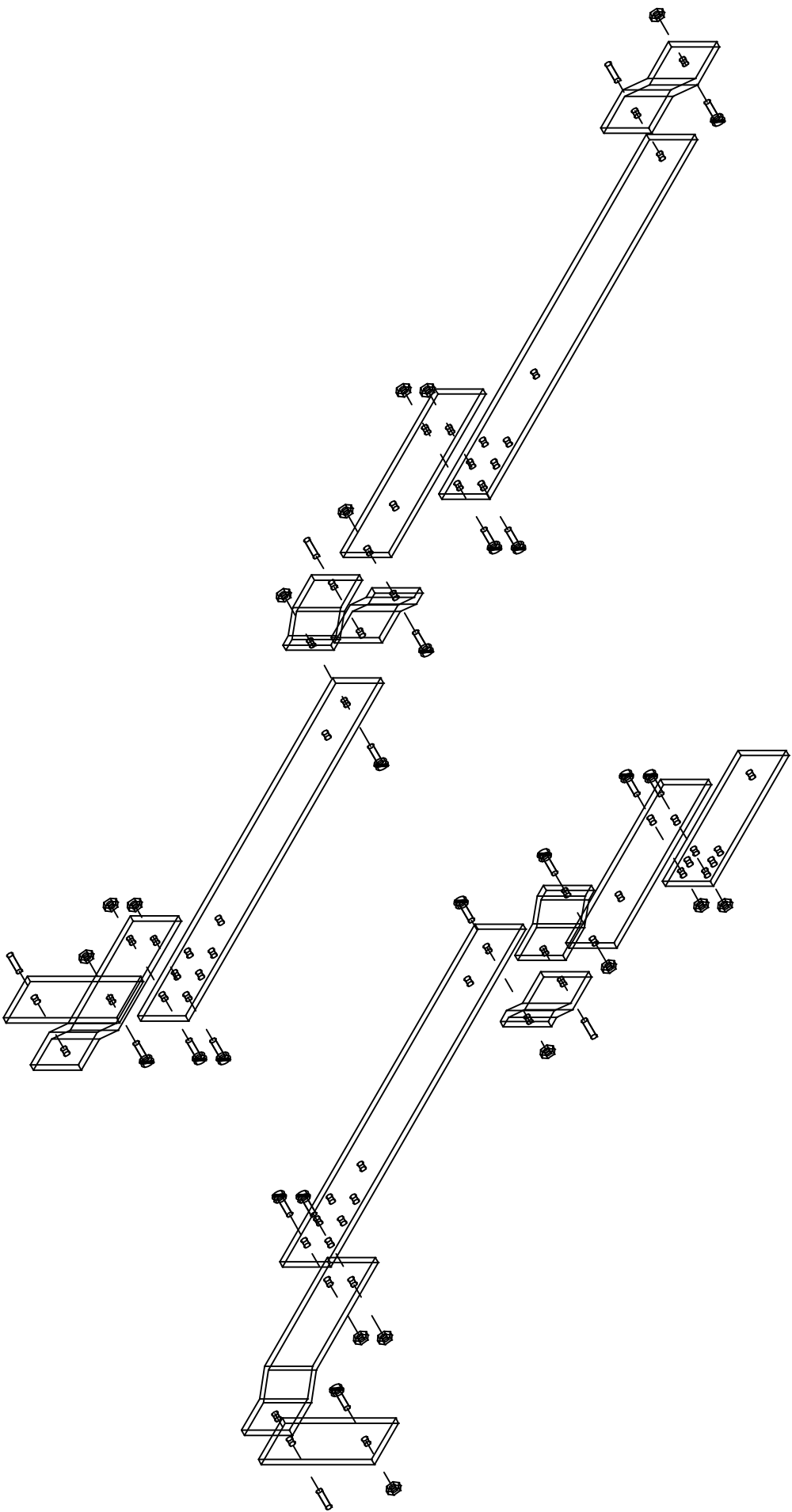


Pieza 8  
Esc: 1:1



Pieza 7  
Esc: 1:1

Cantidad	Pieza 7 = 4 Pieza 8 = 2	Materia	Aluminio 6063		Referencia	Pieza 7 Esc: 1:1	
Diseñado por	Moreno & Lendo	Revisado por	Pieza 7 y 8	Fecha	26/03/2011	Bocha	
<b>Universidad de Carabobo</b>			<b>Ortesis para miembro inferior</b>				
Observaciones	El espesor de todas las piezas es de 4,76 Los agujeros tienen un diámetro de 4,76			UNIDADES	MILIMETROS	Escala	5/6



Cantidad	Materia	Referencia
1	Aluminio 6063	
Revisado por Moreno & Lendo	Revisado por	
	Conjunto armado	
		Fecha 15/04/2011
		Escala 6/6
<b>Universidad de Carabobo</b> Observaciones: El espesor de todas las piezas es de 4.75 Los acabados tienen un diámetro de 4.75		Ortesis para miembro inferior UNDAVIS Milímetros Edición Lámina 6/6