

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA AYUDA ORTÉSICA
PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE

JUAN NICOLAS AYALA MOSQUERA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FICOMECAÑICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA
2006

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA AYUDA ORTÉSICA
PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE

JUAN NICOLAS AYALA MOSQUERA

Trabajo de grado presentado como requisito
parcial para optar por el título de
DISEÑADOR INDUSTRIAL.

Directora: ISABEL CONSUELO BECERRA
Diseñadora Industrial

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FICOMECÁNICAS
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL
BUCARAMANGA

2006

DEDICATORIA

Este proyecto lo dedico al padre creador que aunque algunas veces lo sentí distante, nunca me abandono en los momentos de mayor crisis

A mi Madre: La mujer mas valiente con la que he convivido en mi vida y que gracias a su esfuerzo, paciencia y dedicación pude terminar este proyecto.

A mi hermano: Que aunque lejos yo se que siempre estuvo espiritualmente al lado mio para apoyarme

A mi tía Esperanza: quien con su cariño y consejos pude sortear obstáculos que creía infranqueables.

A mis amigos, los incondicionales los que compartieron conmigo y fueron mi tercera mano cuando con las otras dos no me era suficiente.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi madre por su paciencia, comprensión, consejos, cariño y los esfuerzos que ha tenido que hacer para apoyarme en la consecución de este título con el que se merece todo mi respeto y amor.

Agradezco a la directora de proyecto de proyecto: Isabel Consuelo Becerra por guiarme para obtener los resultados de este proyecto de grado, sus consejos y observaciones fueron muy acertados

Agradezco a la doctora irma quien me dio las pautas para comprender mejor la ortopedia y la fisioterapia y a todas la personas que de una u otra forma me aportaron su conocimiento para culminar con éxito esta meta.

.

Muchísimas Gracias.

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA AYUDA ORTESICA PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE*.

PALABRAS CLAVES: AYUDA ORTESICA, LESIÓN TEMPORAL, COMODIDAD, EQUILIBRIO.

AUTOR: AYALA, Mosquera Juan Nicolas¹

El objetivo principal de este proyecto es mejorar la calidad de vida de los pacientes que sufren una lesión temporal de pie de tipo traumático, durante el periodo de convalecencia en el que se vean obligados a usar una ayuda ortésica de descarga. El perfil del usuario hacia el que esta dirigido es el de los pacientes que no puedan apoyar el pie lesionado y por tanto deban mantenerlo levantado cuando esta realizando actividades de la posición de pie.

El proyecto se desarrolla a partir de un análisis de los pacientes con lesiones temporales de pie y su interacción con las diferentes ayudas ortésicas existentes en el mercado. Tomando como punto de referencia las ayudas ortésicas de marcha como bastones, muletas y caminadores. De este análisis se encontró que la mayoría de ayudas ortésicas están diseñadas en una forma muy funcional y no tienen en cuenta la comodidad del paciente y muchas veces no generan un equilibrio seguro al lesionado.

Como resultados se pueden destacar el mejoramiento ergonómico de la ayuda ortésica tanto en asas como en estabilidad; una disminución del desgaste físico del paciente, lograr un modo de uso diferente al tradicional para hacer mas cómoda la interfase con este tipo de dispositivos y el aprovechar los recursos tecnológicos de la región para fabricar ayudas ortésicas a bajo costo.

* Proyecto de grado

¹ Facultad d Físico-Mecánicas, Escuela de Diseño Industrial, Isabel Consuelo Becerra

SUMMARY

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN AID ORTESIC FOR FOOT TEMPORARY WOUNDS*

KEY WORDS: AID ORTESIC, TEMPORARY WOUND, COMFORT, EQUILIBRIUM. .

AUTHOR: AYALA. Mosquera Juan Nicolas

The main objective of this project is to improve the quality of life of the patient that suffer a standing temporary wound of type traumatic, During the period of convalescence in which they be seen obliged to use an aid ortesic of discharge. The profile of the user toward the one that this directed is that of the patient that they cannot support the foot wound and therefore they should maintain it raised when this carrying out activities of the standing position.

The project develops as of an analysis of the patient with standing temporary wounds And its interaction with the different aids ortesics existing in the market. Taking like point of reference the aids ortesics of march as canes, crutch and walkings. Of this analysis was found that the majority of aids ortesics are designed in a very functional form and do not they keep in mind the comfort of the patient one and many times do not generate a sure equilibrium to the wounder.

As results can be emphasized the ergonomic improvement of the aid ortesic, so much in handle as in stability; a decrease of the physical wear of the patient one, to achieve a different way of use to the traditional one traditional to do but comfortable the interface with this type of devices and the to take advantage of the technological resources of the region to manufacture you help ortesics to under cost.

* Project of degree

¹Faculty de Physical-Mechanics, Industrial School of Design, Isabel Consuelo Becerra

INDICE

1. ESTRUCTURACIÓN DEL PROBLEMA	1
1.1 INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA	1
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2.1 Justificación	1
1.2.2 Perfil del usuario.	
2.2.2.1 estadísticas clínicas de trauma del pie	3
1.2.2.2 Usuario directo.	4
1.2.2.3 Usuario indirecto.	5
1.2.3 Subproblemas.	5
1.3 OBJETIVOS	6
1.3.1 Objetivos general	6
1.3.2 Objetivos específicos.	6
1.4 MARCO DE REFERENCIA	7
1.4.1 Marco teórico.	7
1.4.1.1 Anatomía de la extremidad inferior.	7
1.4.1.1.1 Los músculos del miembro inferior	7
1.4.1.1.2 Drenaje venoso del miembro inferior.	12
1.4.1.2. Anatomía del pie.	14
1.4.1.2.1 El tobillo	14
1.4.1.2.2 Los huesos del pie	16
1.4.1.2.3 Los músculos del pie.	17
1.4.1.2.4 Piel del pie.	18
1.4.1.2.5 Los nervios del pie.	18
1.4.1.2.6 Arterias del pie.	20
1.4.1.2.7 Drenaje venoso del pie.	21

1.4.1.2.8 Drenaje linfático del pie	21
1.4.1.2.9 Los ligamentos del pie.	22
1.4.1.2.10 Los arcos del pie.	22
1.4.1.3 Anatomía de la extremidad superior	23
1.4.1.3.1 Los músculos del miembro superior	23
1.4.1.4 Anatomía funcional de la extremidad inferior.	28
1.4.1.4.1 Articulación de la cadera o coxofemoral.	28
1.4.1.4.2 Articulación de la rodilla	33
1.4.1.4.3 Articulación del tobillo.	39
1.4.1.4.4 El pie.	44
1.4.1.4.5 Interdependencia de las articulaciones del miembro inferior.	48
1.4.1.5 Biomecánica de la extremidad inferior.	50
1.4.1.6 Estudio de la marcha normal y patológica	52
1.4.1.6.1 Estudio de la marcha normal.	52
1.4.1.6.2 Tiempos de la marcha.	54
1.4.1.6.3 Fases de apoyo plantar.	56
1.4.1.6.4 Mecanismo de la marcha	57
1.4.1.6.5 Cinética de la marcha.	61
1.4.1.6.6 Análisis del centro de gravedad en una lesión de pie en la que no se pueda apoyar el pie.	63
1.4.1.6.7 Acciones musculares durante la marcha	68
1.4.1.7 Lesiones temporales de pie	70
1.4.1.7.1 Lesiones Deportivas.	70
1.4.1.7.2 Fracturas	72
1.4.1.7.3 Rotura del tendón calcáneo.	73
1.4.1.7.4 Fascitis plantar.	74
1.4.1.7.5 Contusión del músculo extensor corto de los dedos.	74
1.4.1.7.6 Heridas punzantes de la planta el pie.	74
1.4.1.7.7 Tendinitis aquiliana o tendinitis de talón.	75
1.4.1.7.8 Lesiones del tobillo	75

1.4.1.7	Actividades indispensables para la posición de pie	79
1.4.1.8.2	Elementos ortopédicos para la posición de pie.	83
1.4.1.9	Ayudas para marcha.	83
1.4.1.9.1	Bastones.	84
1.4.1.9.2	Bastones ingleses.	85
1.4.1.9.3	Bastones modificados.	87
1.4.1.9.4	Muletas.	88
1.4.1.9.5	Andadores.	89
1.4.1.10	Función practica	93
1.4.1.10.1	Como medir la longitud del dispositivo de marcha	95
1.4.1.10.2	Biomecánica con aparatos de marcha.	101
1.4.1.11	Función sensible	101
1.4.1.12	Reseña de aparatos de descarga	102
1.5	ESTADO DEL ARTE	108
1.6	Análisis de la información	115
1.7	DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	119
1.7.1	Requerimientos de diseño	119
1.7.2	Estructuración del problema	124
2.	ALTERNATIVAS DE DISEÑO	125
2.1	Aspecto ergonomico de las alternativas	125
2.2	Reconsiderando las partes principales	129
2.2.1	Primera alternativa.	129
2.2.1.1	Aspecto Formal – Estético	129
2.2.1.2	Propuesta final de la primera alternativa	132
2.2.2	Segunda alternativa	138
2.2.2.1	Aspecto Formal – Estético	138
2.2.2.2	Propuesta final de la segunda alternativa	139

2.2.3 Alternativa final de muletas	145
2.2.3.1 Aspecto Formal – Estético	145
2.2.3.2 Propuesta final de la alternativa final de muletas	145
2.2.4. TERCERA ALTERNATIVA	149
2.2.4.2 Propuesta final de la tercera alternativa	167
2.3 ASPECTO TECNICO	170
2.3.1 Construcción de modelos	170
2.3.2 Coprobación de sistemas de acople para los tubos	170
2.3.3 Evaluación de alternativas	178
2.3.3.1 Encuesta	185
2.3.3.1.1 Resultados de la encuesta	186
2.3.3.2 Prueba piloto	187
2.3.3.2.1 Resultados de la prueba piloto	187
2.4 INNOVACIÓN DEL PRODUCTO	191
2.5 ESPECIFICACIONES DE USO	192
2.6 ASPECTOS TÉCNICO – PRODUCTIVOS	197
2.6.1 Factor Técnico	197
2.6.1.1 Material	197
2.6.2. Factor productivo	197
2.6.2.1 Construcción de muletas	198
2.6.2.2 Diagrama de Operaciones	199
2.6.2.2.1 Formulación piezas de polipropileno	200
2.6.2.3 Determinación de costos	201
2.6.2.4 Construcción del dispositivo	204
2.6.2.5 Diagrama de Operaciones	205
2.6.2.6 Determinación de costos	206
2.7 COMERCIALIZACIÓN	208
2.7.1 canales de distribución	208
2.8 ESTUDIO DE MERCADO	209
2.8.1 Muestra	209
2.8.2 Resultados de la encuesta	209

2.9 CONCLUSIONES	211
2.10 BIBLIOGRAFÍA	211
ANEXOS	213

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Estadística de Traumas del Pie	3
Tabla 2. Actividades de la vida diaria en posición de pie	77
Tabla 3. Ayudas para la marcha	90
Tabla 4. Materiales utilizados en aparatos ortopédicos	92
Tabla 5. Principios físicos	114
Tabla 6. Perímetros de la pierna	126
Tabla 7. Largo de la columna según la estatura del paciente	132

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Los Músculos anteriores del muslo

Figura 2. Los músculos anteriores del muslo

Figura 3. Los Músculos mediales del muslo

Figura 4. Los músculos de la región glútea

Figura 5. Los músculos femorales posteriores

Figura 6. Los músculos anteriores y laterales de la pierna

Figura 7. Los músculos posteriores de la pierna

Figura 8. Músculos femorales posteriores

Figura 9. Los huesos del pie

Figura 10. Los músculos de la planta del

Figura 11. Los músculos de la planta del pie

Figura 12. Los músculos toracoapendiculares anteriores

Figura 13. Los músculos escapulohumerales toracoapendiculares posteriores

Figura 14. los músculos del brazo

Figura 15. Los músculos del compartimiento anterior del antebrazo

Figura 16. Los músculos del compartimiento posterior del antebrazo

Figura 17. Los músculos intrínsecos de la mano

Figura 18. Sistemas de palancas de primer grado en cadera, rodilla y tobillo en apoyo monopodal. Potencia muscular. Eje de gravedad. Eje mecánico. Punto de apoyo.

Figura 19. distribución de las fuerzas por unidad de superficie según la congruencia de la articulación coxofemoral

Figura 20: Movimientos de retroversión y anteversión de la cadera

Figura 21. Movimientos de abducción y aducción de la cadera

Figura 22. Movimientos de rotación externa e interna de la cadera

Figura 23. Distribución de las fuerzas en la rodilla en el plano sagital y en semiflexión. Peso del cuerpo (W). B. Triángulo de fuerzas. Reacción al peso. Potencia del cuádriceps

Figura 24. Distribución de las fuerzas de los cóndilos femorales gracias a los meniscos

Figura 25. Fuerzas femoropatelares. Potencia del cuádriceps (P) Tendón rotuliano (t.r.)

Figura 26. Centraje de rótula en sentido vertical (tendón rotuliano y cuádriceps) y en sentido frontal (aletas rotulianas y cuádriceps)

Figura 27. Movimientos de extensión y flexión de la rodilla.

Figura 28. Movimientos de deslizamiento y rotación del fémur sobre la tibia.

Figura 29. Movimiento de rotación interna y externa de la rodilla

Figura 30. Tróclea astragalina

Figura 31. El retropié. Maléolo peróneo (m.p.). Sustentaculum tali (s.t.) Ligamento deltoideo (l.d.) Ligamento interóseo (l.i.) Tendones flexores (t.f.). Tendones peróneos (t.p.)

Figura 32. Congruencia entre la mortaja y la tróclea. Grado de movimiento.

Figura 33. El pie en posición de puntillas y en el plano sagital como una palanca de segundo grado. Apoyo A

Figura 34. Movimientos de flexión dorsal y plantar del tobillo

Figura 35. Movimientos de varo y valgo del pie. Eje de Henke

Figura 36. Triangulo de fuerzas en el pie en posición de perfil.

Figura 37. Centro de gravedad (C.G.) y el eje de gravedad (G). eje anatómico (A) y el eje mecánico (M)

Figura 38. Base de sustentación y triangulo de apoyo

Figura 39. Marcha normal

Figura 40. Tiempos de la marcha

Figura 41. Fases de apoyo del pie en la marcha

Figura 42. desplazamiento rítmico del cuerpo hacia arriba y hacia abajo del cuerpo durante la marcha

Figura 43. Movimientos de tijeras y de compás

Figura 44. Desplazamiento vertical del centro de gravedad

Figura 45. Fases de frenado y empuje durante la marcha

Figura 46. Desplazamiento lateral del centro de gravedad

Figura 47. Fuerza vertical

Figura 48. Fuerza horizontal

Figura 49. Fuerza anteposterior

Figura 50. Fuerza de torsión

Figura 51. variación del centro de gravedad.

Figura 52. invariabilidad del centro de gravedad en un salto

Figura 53. localización del centro de gravedad por fuera del cuerpo.

Figura 54. Desequilibrio anterior del hombre de pie. Solicitaciones de las fascias posteriores.

Figura 55. Desequilibrio anterior

Figura 56. Apoyo unipodal desequilibrios frontales.

Figura 57. Desequilibrio anterointerno del miembro inferior

Figura 58. Ciclos de marcha y los grupos musculares que actúan en cada fase

Figura 59. Fractura de los metatarsianos

Figura 60. Fascitis plantar

Figura 61. Rotura de tobillo

Figura 62. Ligamentos del tobillo

Figura 63. Esguince de tobillo

Figura 64. Tobillo lesionado con laxitud de ligamentos

Figura 65. Bastones

Figura 66. Empuñaduras

Figura 67. Bastones ingleses

Figura 68. Contera articulada

Figura 69. Bastones modificados

Figura 70. Muletas

Figura 71. Andadores o caminadores

Figura 72. Base o polígono de sustentación con el uso de muletas y bastones

Figura 73. Reacción de las fuerzas por el uso de bastones en las extremidades superiores

Figura 74. Un bastón y reducción de la carga en una extremidad.

Figura 75. Dos bastones y un solo pie de apoyo

Figura 76. Dos bastones y carga parcial de ambas extremidades

Figura 77. Andadores

Figura 78. Aparato de descarga tipo Hessing

Figura 79. Aparato con correa de apoyo isquiatico

Figura 80. Aparato de correa de apoyo isquiatico con anillo de cierre en la rodilla y zueco

Figura 81. Aparato para artrosis de cadera

Figura 82. Férula de Thomas de descarga para la marcha

Figura 83. Estructura básica y articulación de la férula de Thomas

Figura 84. Bitutor largo por encima de la rodilla

Figura 85. Bitutores largos con cinturón pelvico

Figura 86. Marcha con el bitutor

Figura 87. Sitzstock

Figura 88. Ortesis para descarga de la extremidad inferior por debajo de la rodilla

Figura 90. Angulo de apoyo palmar

Figura 91. Perímetro de la concavidad interior de la mano

Figura 92. Concavidad axilar vista lateral

Figura 93. Concavidad axilar vista frontal

Figura 94. Concavidad axilar vista inferior

Figura 95. Angulo entre el muslo y la pierna

Figura 96. Angulo entre la pierna y suelo

Figura 97. Estudio inicial de la muleta.

Figura 98. Simplificación formal de la muleta

Figura 99. Estudio inicial del apoyo

Figura 100. Primer acercamiento formal

Figura 101. Partes principales del apoyo a diseñar

Figura 102. Forma final de la primera alternativa

Figura 103. Vista lateral del agarre

Figura 104. Perímetro de la manija

Figura 105. Manija a 7° Vs. Manija perpendicular a la caña

Figura 106. Desplazamiento de la manija en la columna.

Figura 107. Vista lateral y superior del axilar

Figura 108. Primer acercamiento formal - funcional del apoyo

Figura 109. Angulo de rotación de la columna

Figura 110. Amortiguación en el acumulador de energía

Figura 111. Moldeo y deformación de la curva en un metal

Figura 112. Moldeo y deformación de la curva en PVC

.Figura 113. Elementos de unión de las partes del punto de apoyo

Figura 114. Forma final de la segunda alternativa

Figura 115. Vista lateral y superior del axilar

Figura 116. Tubos y su unión en forma telescópica

Figura 117. Sistema de ajuste a presión.

Figura 118. Partes del agarre

Figura 119. Detalle de la anilla interior

Figura 120. sistema de ajuste del agarre.

Figura 121. Rotación del agarre

Figura 122. Amortiguación en el acumulador de energía

Figura 123. Vista frontal y lateral del apoyo

Figura 124. Falla en el axilar.

Figura 125. Forma final de la alternativa final de muletas.

Figura 126. Vista superior y lateral del axilar

Figura 127. Tubos y su unión en forma telescópica

Figura 128. Sistema de ajuste agujero - perno con resorte

Figura 129. Vista lateral del agarre izquierdo y del agarre derecho

Figura 130. Vista frontal del agarre derecho y del agarre izquierdo

Figura 131. Vista superior e inferior de un agarre derecho e izquierdo

Figura 132. Vista frontal y lateral del apoyo

Figura 133. Aspecto formal de la Primera idea

Figura 134. Aspecto formal de la Segunda idea

Figura 135. Aspecto formal de la Tercera idea

Figura 136. Modelo funcional de la tercera idea

Figura 137. Aspecto formal de la cuarta idea

Figura 138. Modelo funcional de la cuarta idea

Figura 139. Aspecto formal de la quinta idea

Figura 140. Modelo funcional de la quinta idea

Figura 141. Evolución y modo de uso de las ideas 1, 2, 3, 4 y 5

Figura 142. Aspecto formal de la sexta idea

Figura 143. Aspecto formal y modo de uso de la séptima idea

Figura 144. Evolución y modo de uso de las ideas 5, 6, y 7

Figura 145. Estudio formal de la curva

Figura 146. Aspecto formal de la octava idea

Figura 147. Continuidad de la línea.

Figura 148. Sobreposición de las piezas de la estructura de sostén

Figura 149. Aspecto formal y despiece de la novena idea

Figura 150. Modelo a escala de la novena idea

Figura 151. Piezas en MDF sobre una base de cartón agujereado

Figura 152. Termoformado de las piezas

Figura 153. Colada de las piezas en el molde de termoformado.

Figura 154. Fallas por pandeo de las piezas

Figura 155. Aspecto formal de la décima idea

Figura 156. Cono de presión de concavidad cónica

Figura 157. Anillas de presión de tornillo o palanca

Figura 158. Acople por tuerca de rosca cónica y tubo roscado

Figura 159. Acople de cuña interior

Figura 160. Prueba de compresión con tubos cold roll

Figura 161. Tubos de aluminio

Figura 162. Cilindros de caucho con conicidad interna

Figura 163. Prueba de compresión con tubos de aluminio y cilindros de caucho

Figura 166. Juego entre los tubos

Figura 167. Materiales usados para disminuir el diámetro interior.

Figura 168. Tubo interno con cinta reflectiva

Figura 169. Prueba de compresión del tubo con una capa de cinta reflectiva

Figura 170. Sector de Paloquemao, Bogota – Colombia.

Figura 171. Juego nulo entre los tubos

Figura 172. Maquinado del tubo de 7/8 “

Figura 173. Prueba de compresión del tubo de 3/4 “ maquinado.

Figura 174. Paciente usando las muletas en un terreno liso y bajando escaleras

Figura 175. Paciente transportando el dispositivo de descarga

Figura 176. Paciente usando el dispositivo de descarga para estudiar en una mesa.

Figura 177. Paciente usando las muletas en un terreno liso

Figura 178. Paciente usando el dispositivo de descarga para ver televisión

1. ESTRUCTURACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA

Las lesiones en extremidades inferiores son mas comunes de lo que podría pensarse, sobre todo las relacionadas con las de los pies; los cuales están en constante riesgo de lesión, por una gran cantidad de factores externos propios de la vida moderna. Desafortunadamente las ayudas ortésicas de marcha existentes para este tipo de lesiones están diseñadas para generar un equilibrio seguro o para que el paciente tenga una marcha cuasinormal, pero no hay hasta el momento una Ayuda Ortésica que convine coherentemente estas dos características . Además muchas veces no se tiene en cuenta el desgaste físico al que se somete el lesionado al usar estos aparatos, pues aunque cumplen en gran medida la función específica por lo que fueron construidos (equilibrio o marcha), su modo de uso sobreesfuerza las demás partes del cuerpo del paciente que no se encuentran lesionadas.

Por otro lado, los diseños de estas ayudas no discriminan los diferentes tipos de lesiones y con ello sus diferencias específicas, como lo son el tiempo de convalecencia , cuidados especiales para la recuperación, grado de inmovilización del miembro y ortésis usada para la lesión. Tampoco se tiene en cuenta la discrepancia entre una lesión permanente y una temporal, ni el efecto que a largo plazo se crea por esta ambigüedad en la recuperación final del lesionado.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.2.1 Justificación. Las lesiones temporales de pie acarrear al lesionado una serie de problemas, debido a que la eventualidad de este tipo de lesiones cortan de un momento

a otro el ritmo de vida del paciente dejándolo sumido en una condición de invalidez, que aunque no es total si le impide realizar con facilidad, actividades tan comunes como desplazarse de un lugar a otro, llevar objetos en las manos, mantenerse de pie y otras aparentemente sencillas tales como el aseo personal y el vestirse por su propia cuenta.

Este tipo de lesiones son mas comunes de lo que se podría pensar, ya que gran parte de las actividades que realizamos y el tipo de terrenos por el que nos movilizamos, son factores potenciales de riesgo para sufrir lesiones de pie. Sin contar que el común de la población no toma las suficientes precauciones para evitarlas, en cierta forma el pensamiento habitual esta basado en el constricto mental, “ Esto a mi no me va a suceder”, y después de que se sufre una lesión es cuando realmente se toma conciencia, de lo valioso que puede ser tomar estas precauciones.

El proceso de recuperación del lesionado conlleva al uso de ayudas ortésicas que no siempre son las mas adecuadas para la fisonomía humana, pues aunque el diseño de las ayudas logra suplir necesidades de estabilidad y desplazamiento, la readaptación del cuerpo a estas ayudas ortésicas, limita el patrón de marcha y genera una sobrecarga de esfuerzo en otros grupos musculares. Como son, los grupos de músculos de las extremidades superiores y sobre todo los grupos musculares de la extremidad inferior contraria que no se encuentra afectada.

Toda esta problemática nos lleva a pensar, que es necesario rediseñar una ayuda ortésica que mejore la calidad de vida de este tipo de pacientes, que por ser temporales no han sido considerados con la importancia que se merecen por los fabricantes y diseñadores de aparatos ortopédicos; algo que se ve reflejado en la variedad de ayudas ortésicas existentes que son a veces demasiado funcionales en cuanto a puntos de apoyo y mantenimiento de la ortesis, pero no lo suficientemente coherentes con los demás problemas con los que tiene que lidiar el paciente durante su convalecencia.

1.2.2 Perfil del usuario.

2.2.2.1 ESTADÍSTICAS CLÍNICAS DE TRAUMAS DE PIE

El objetivo de conocer las estadísticas de traumas en el pie que se presentaron en Bucaramanga en la vigencia de 2005, es la de determinar que cantidad, que clasificación y que tratamiento ortopédico se realizó para cotejarlo con la necesidad de disponer oportunamente de una ayuda ortésica. La disposición de parte de las entidades para entregar la información no fue la esperada, de las 5 clínicas importantes de la ciudad que fueron consultadas solo 2 dieron información una de tipo estatal y otra privada.

La solicitud de información se hizo teniendo en cuenta la clasificación CIE-10.

Tabla .1 Estadística de Traumas del Pie

Código	Clasificación	Clínica Metropolitana	Hospital Universitario de Santander Urgencias
S91	Herida del tobillo y del pie	46	0
S92	Fractura del pie excepto el tobillo,	79	22
S93	Luxación, esguince y torcedura de articulación y ligamentos del tobillo y del pie.	151	2
S99	Otros traumatismos y los no especificados de pie y tobillo	253	0

Fuente: Unidad estadística de la clínica metropolitana y del H.U.S.

La clínica Metropolitana y el H.U.S. Presentan que las clasificaciones S92 y S93, como los traumas con mayor ocurrencia.

La clínica metropolitana presenta en la clasificación S99, la de mayor ocurrencia de los traumas del pie solo que su definición no es puntual.

Conclusión:

Los procedimientos administrativos en las clínicas privadas, como lo es la clínica metropolitana, por extensión estadística, tienden a tener el mismo comportamiento de atención debido a que son instituciones, contratistas de servicios de las EPS con cobertura muy similar, por lo cual podría decirse que con La clínica Bucaramanga, Saludcoop y Chicamocha, las estadísticas totalizarían:

- S91= 184 pacientes
- S92= 316 pacientes
- S93= 604 pacientes
- S99= 1012 pacientes

para un total de atenciones de 2116 anuales, 176 mensuales, información coherente con lo encuestado a los negociantes de ayudas ortésicas o aparatos de marcha.

1.2.2.2 Usuario directo.

Perfil del usuario

Existen dos tipos de lesiones de pie, las temporales y las permanentes, las permanentes son las que no tienen recuperación, y solo se pueden disminuir los síntomas con cuidados especiales, medicación y en casos extremos con la amputación de parte o de la totalidad del pie afectado; en estas encontramos las producidas por diabetes, infecciones, traumas severos y cualquier tipo de alteración fisiológica del pie que no permita una recuperación de la lesión.

En el segundo tipo se encuentran las lesiones temporales, las cuales se pueden curar con tratamientos médicos tradicionales, cirugías, fisioterapia y aparatos correctivos. Normalmente en este tipo de lesiones las secuelas que quedan son mínimas y en la mayoría de los casos la recuperación es total.

Este subgrupo se puede dividir a su vez, en dos subgrupos; lesiones temporales de carácter degenerativo o progresivo, que son las que se van desarrollando poco a poco debido al abuso de las estructuras del pie, por el uso de calzado inadecuado o por un trauma anterior mal tratado. Ejemplos de estas lesiones son los juanetes, los dedos en martillo, los dedos en garra y hasta atrapamiento de nervios conocidos como neuromas.

En el otro subgrupo se encuentran las lesiones causadas por grandes fuerzas o presiones aplicadas en el pie durante un corto tiempo, estas se dan debido a golpes, caídas, accidentes de tráfico, sobreesfuerzos de las estructuras del pie y cualquier situación que afecte la integridad física del pie.

Para poder definir el grupo objetivo se hizo una investigación de las estadísticas clínicas en la ciudad de Bucaramanga, basándose en la clasificación internacional de las enfermedades cie-10 para traumatismos en tobillos y pies (S90 a S99); los tipos de lesiones mas comunes estan clasificadas con los codigos S91, S92, S93, S99 (ver anexo). De estas estadísticas se puede concluir, que la mayoría de tratamiento ortopédico esta dirigido hacia las lesiones temporales del segundo subgrupo ósea las que no son de carácter progresivo.

Para cerrar aun mas el grupo se toma como referencia el atenuante del tercer objetivo del proyecto, que el paciente no puede apoyar el pie lesionado sobre la superficie para el sostenimiento del peso corporal. Por tanto se escoge de la clasificación anterior las lesiones que obliguen para su recuperación a evitar el apoyo del pie sobre la superficie. A

partir de este filtro se toman las recomendaciones de ortopedia y traumatología para el tratamiento de este tipo de pacientes.

Con estas recomendaciones se plantea el siguiente perfil:

- Hombres y mujeres
- Lesión temporal de pie en la que no se pueda apoyar el pie y por tanto requiera el uso de ayudas ortésicas de descarga.
- No sea deportista de alto rendimiento.
- Fisicamente pueda usar dispositivos de descarga para soportar su peso corporal.
- Es ambiguo determinar un rango de edad pues el uso de los dispositivos de descarga depende del estado físico del paciente y de las recomendaciones médicas.

1.2.2.3 Usuario indirecto. El personal especializado en tratar estas lesiones:

- médicos generales
- médicos podólogos
- médicos ortopedistas
- médicos fisiatras
- fisioterapeutas

1.2.3 Subproblemas. Debido a que el proyecto está planteado para la primera fase de recuperación del paciente la cual va desde el momento en que se comienza a usar la ayuda de marcha hasta cuando se pueda apoyar el pie sobre una superficie para el soporte de una parte del peso corporal; se decidió dividir el problema en subproblemas parciales para su estudio y análisis, para posteriormente integrarse y dar una solución global al problema.

Los planteamientos de los subproblemas son:

1. Por medio de la ayuda ortésica generar un equilibrio seguro, para las actividades de mayor prioridad que tenga que realizar el paciente en posición de pie.

2. Lograr una disminución de la Sobre carga física, propia del uso de las ayudas de marcha.

3. Elaborar una ayuda ortésica que le permita al paciente, una Marcha cuasinormal en la mayoría de superficies en las que sea recomendable su desplazamiento para la realización de sus actividades cotidianas.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivos general. Diseñar una ayuda ortésica que permita un punto de apoyo para la redistribución del peso corporal cuando el lesionado este en posición de pie, sin que el pie toque el suelo.

1.3.2 Objetivos específicos.

1 Lograr que el paciente tenga una recuperación mas cómoda de la que tendría con otro tipo de ayudas ortésicas; durante el periodo correspondiente entre la inmovilización del pie, y el momento en que pueda redistribuir parte del peso corporal sobre la extremidad.

2 Por medio de una redistribución mas eficiente del peso corporal sobre la ayuda ortésica; evitar que todo el esfuerzo de diferentes actividades propias de la posición de pie, lo realice la pierna que no se encuentra lesionada; y así disminuir las molestias musculares y de las articulaciones. Que se derivan de un sobreesfuerzo compensatorio de la extremidad sana.

3 Diseñar una ayuda ortésica para lesiones temporales de pie en las que halla inmovilización parcial o total del pie; con el atenuante de que el paciente no pueda apoyar el pie lesionado sobre superficies para el sostenimiento del peso del cuerpo.

4 Desarrollar una ayuda ortésica con tecnología nacional, de acuerdo a recomendaciones médico – ortopédicos y de recuperación fisioterapéutica. Aplicando teorías y conceptos ya comprobados de la ortopedia y del diseño de ayudas ortésicas; como base de sustentación, triangulo de apoyo posición bipodal, y centro de gravedad.

5 Mejorar la estabilidad del paciente cuando se encuentre realizando actividades propias de la posición de pie. Con un diseño de ayuda ortésica que le permita mantener el equilibrio con una disminución de la sobrecarga física del cuerpo. Reduciendo el riesgo de caídas originadas por el agotamiento que deriven en golpes directos al pie.

1.4 MARCO DE REFERENCIA

1.4.1 Marco teórico.

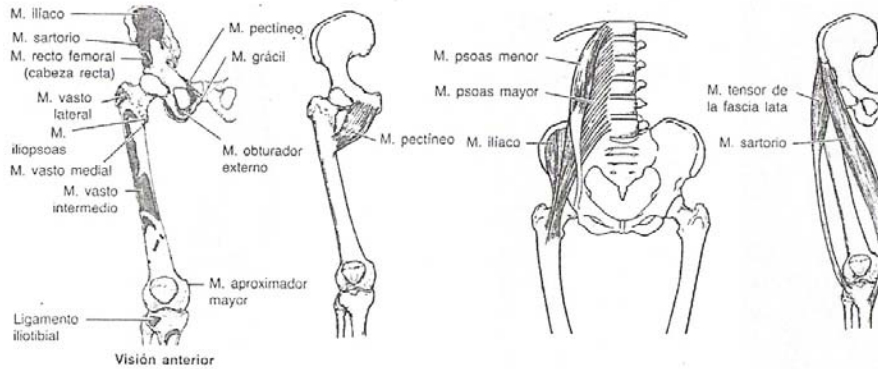
1.4.1.1 Anatomía de la extremidad inferior.

1.4.1.1.1 Los músculos del miembro inferior

Los Músculos anteriores del muslo

- Pectíneo: Aproxima y flexiona el muslo; ayuda la rotación medial del muslo
- Iliopsoas, Psoas mayor, Psoas menor y Iliaco: Actúan conjuntamente para flexionar el muslo por la cadera y estabilizar esta última articulación
- Tensor de la fascia lata: Separa, rota medialmente y flexionar el muslo; contribuye a mantener extendida la rodilla; endereza el tronco sobre el muslo
- Sartorio: Flexiona, separa y rota lateralmente el muslo por la cadena ; flexiona la pierna or la cadera

Figura 1. Los Músculos anteriores del muslo

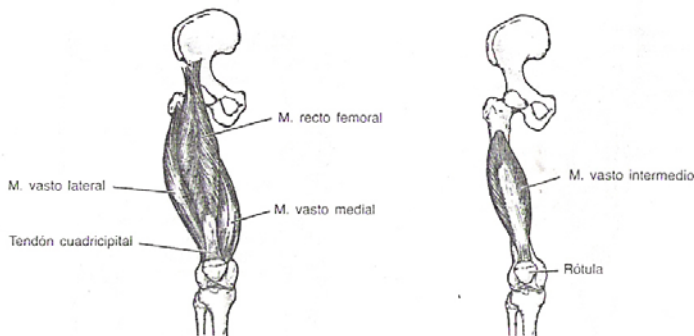


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos anteriores del muslo

- Caudriceps femoral, Recto femoral, Vasto lateral, Vasto medial y Vasto intermedio: Extienden la pierna por la rodilla; el m. recto femoral endereza, además, la articulación coxofemoral y ayuda al m. iliopsoas a flexionar el muslo

Figura 2. Los músculos anteriores del muslo



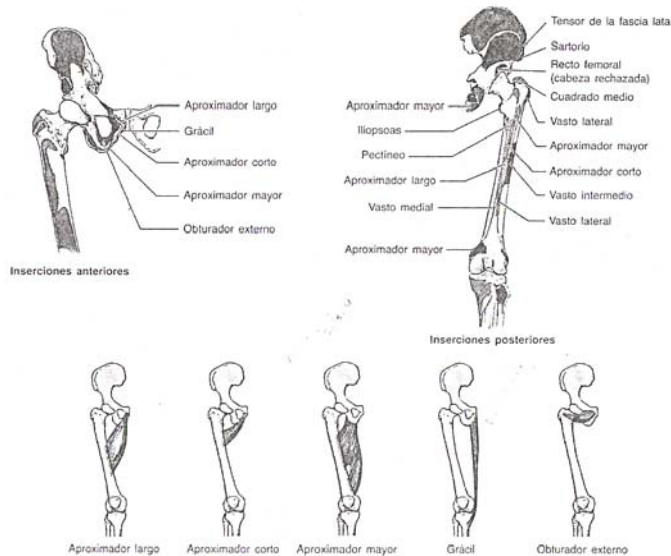
Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los Músculos mediales del muslo

- Aproximador largo: Aproxima el muslo
- Aproximador corto: Aproxima el muslo y en cierta medida lo flexiona

- Aproximador mayor: Aproxima, flexiona y extiende el muslo.
- Grácil: Aproxima el muslo, flexiona la pierna y ayuda a la rotación medial.
- Obturador externo: Rotación lateral del muslo; endereza la cabeza del fémur dentro del acetábulo

Figura 3. Los Músculos mediales del muslo

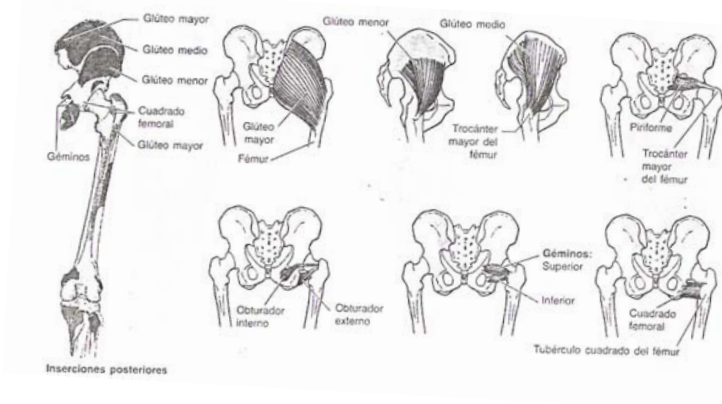


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos de la región glútea

- Gluteo mayor: Extiende en muslo (sobre todo, si está flexionado) y contribuye a la rotación lateral; endereza el muslo y facilita el levantamiento desde la silla
- Gluteo medio y Glúteo menor: Separa y rota medialmente el muslo; mediante nivelada la pelvis cuando se levanta la pierna contralateral
- Piriforme, Obturador interno y Géminos superior e interior: Rota lateralmente el muslo extendido y separa el muslo flexionado, endereza la cabeza del fémur dentro del acetábulo
- Cuadrado femoral: Rota lateralmente el muslo; endereza la cabeza del fémur dentro del acetábulo

Figura 4. Los músculos de la región glútea

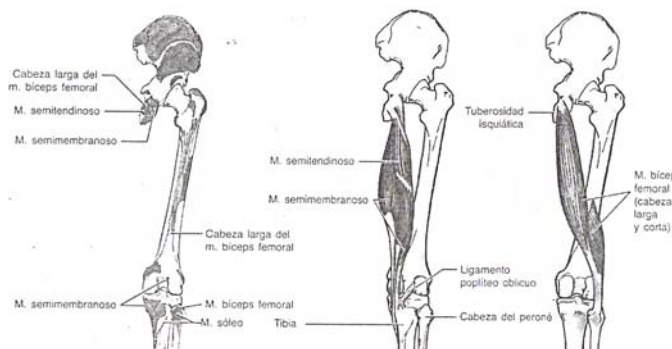


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos femorales posteriores

Semitendioso, Semimembranoso y Bíceps femoral : Extiende el muslo; flexiona la pierna y la rota medianamente cuando se flexiona la rodilla; estos músculos extienden el tronco con el muslo y la rodilla flexionadas

Figura 5. Los músculos femorales posteriores



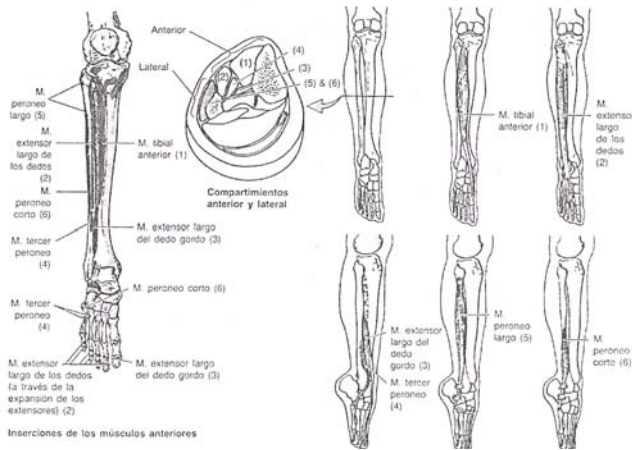
Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica

Los músculos anteriores y laterales de la pierna

- Tibial anterior: Dorsiflexiona el tobillo e invierte el pie
- Extensor largo de los dedos: Extiende los 4 últimos dedos y dorsiflexiona el tobillo
- Extensor largo del dedo gordo: Extiende el dedo gordo y dorsiflexiona el tobillo.
- Tercer peróneo: Dorsiflexiona el tobillo y facilita la eversión del pie.
- Peróneo largo: Eversión del pie y flexión plantar débil del tobillo

- Peróneo corto: Eversión del pie y flexión plantar débil del tobillo

Figura 6. Los músculos anteriores y laterales de la pierna

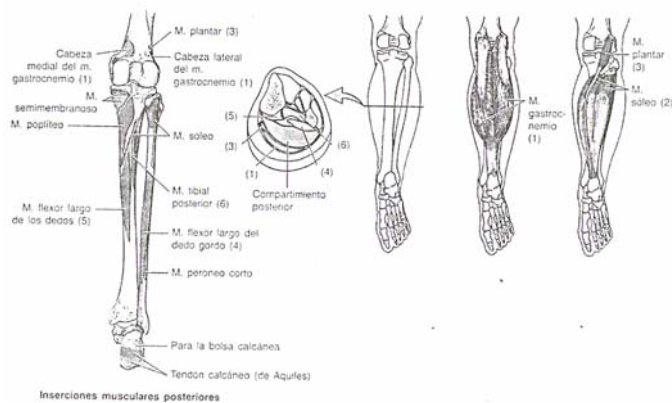


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos posteriores de la pierna

- Gastrocnemio: Flexión plantar del tobillo con la rodilla extendida, levantamiento del talón al caminar y flexión de la pierna por la rodilla
- Sóleo: Flexión plantar del tobillo, con independencia de la posición de la rodilla, y enderezamiento de la pierna sobre el pie
- Plantar: Ayuda un poco al m. gastrocnemio a la flexión plantar del tobillo y a la flexión de la rodilla

Figura 7. Los músculos posteriores de la pierna

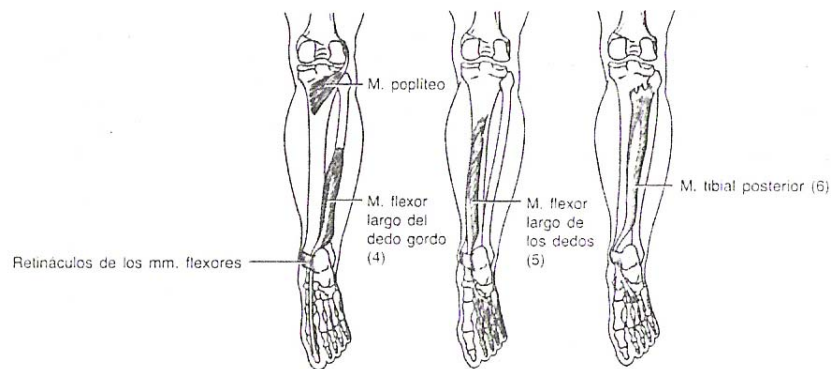


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica

Músculos femorales posteriores

- Popliteos: Flexión débilmente la rodilla y la desencaja
- Flexor largo del dedo gordo: Flexión del dedo gordo por todas las articulaciones y flexión plantar débil del tobillo; soporta los arcos longitudinales mediales del pie
- Flexor largo de los dedos: Flexión de los 4 últimos dedos y flexión plantar del tobillo; soporta los arcos longitudinales del pie
- Tibial posterior: Flexión plantar del tobillo e inversión del pie

Figura 8. Músculos femorales posteriores



Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

1.4.1.1.2 Drenaje venoso del miembro inferior. El miembro inferior cuenta con venas superficiales y profundas; las venas superficiales residen en el tejido subcutáneo, y las profundas, dentro de la fascia profunda (acompañan a las grandes arterias). Las venas superficiales y profundas poseen válvulas, sobre todo las últimas. El tejido subcutáneo del muslo también representa una vía por la que discurren venas superficiales, vasos linfáticos y nervios cutáneos.

Venas superficiales del miembro inferior. Las dos grandes venas superficiales del miembro inferior son las *venas safenas* mayor y menor. casi todas sus afluentes son anónimas.

La vena safena mayor está formada por la unión de la vena dorsal del dedo gordo y el arco venoso dorsal del pie.

- Ascende delante del maléolo medial
- Pasa detrás del cóndilo medial del fémur
- Se anastomosa libremente con la vena safena menor
- Atraviesa el hiato safeno de la fascia lata
- Desemboca en la vena femoral.

La vena safena menor. nace en la crural del pie, por la unión de la vena dorsal del quinto dedo con el arco venoso dorsal. La *vena safena menor*:

- Ascende detrás del maléolo lateral como prolongación de la vena marginal lateral.
- Pasa por el borde lateral del tendón calcáneo.
- Se inclina hacia la línea media del peroné y penetra por la fascia profunda.
- Ascende entre las cabezas del músculo gastrocnemio.
- Desemboca en la vena poplítea dentro de la fosa poplítea

Las venas perforantes. penetran por la fascia profunda, cerca de su origen en las venas superficiales, y contiene válvulas; si las válvulas funcionan de la manera habitual, sólo permiten el flujo de sangre desde las venas superficiales a las profundas.

Las venas digitales dorsales del pie. Reciben sus afluentes del **arco venoso plantar** y se unen para formar las venas digitales dorsales comunes que terminan en el **arco venoso dorsal**. Las venas plantares medial y lateral discurren cerca de las arterias, y después de comunicarse con las venas safenas mayor y menor dan las **venas tibiales posteriores**, detrás del maléolo medial.

MECANISMO VALVULAR DE LA EXTREMIDAD INFERIOR.

Las venas poseen válvulas venosas, con forma de copa, que se llenan desde arriba. Una vez llenas obstruyen la luz venosa e impiden el reflujo de la sangre distal.

Bomba musculovenosa

Las venas perforantes atraviesan en ángulo oblicuo la fascia profunda, de modo que cuando los músculos se contraen aumenta la presión dentro de la fascia profunda y las venas perforantes quedan comprimidas. De esta manera se evita, que la sangre fluya de las venas profundas a las superficies además esto permite que las contracciones musculares impelan la sangre hacia el corazón venciendo la fuerza de la gravedad.

1.4.1.2. Anatomía del pie. La importancia clínica del pie se refleja en que los médicos destinada un 20 % de su ejercicio profesional a los problemas del pie, y en que la práctica de la *podología* se ocupa del diagnóstico y del tratamiento de las enfermedades, lesiones y anomalías del pie.

1.4.1.2.1 El tobillo

La articulación superior del tobillo está compuesta por tres huesos:

- la espinilla (tibia)
- el otro hueso de la pierna (peroné)
- el hueso del tobillo (astrágalo)

Los huesos de la pierna forman una cavidad redonda alrededor de la parte superior del astrágalo, lo que permite flexionar el pie hacia arriba y hacia abajo.

Justo por debajo de la articulación del tobillo existe otra articulación (subtalar), donde el astrágalo se conecta con el hueso del talón (calcáneo), esta articulación permite que el pie se mueva lateralmente. Existen tres conjuntos de tejidos fibrosos que conectan los huesos y brindan estabilidad a ambas articulaciones. Las protuberancias que se sienten a ambos lados del tobillo son los extremos inferiores de los huesos de la pierna. La protuberancia en la parte externa del tobillo (maléolo lateral) es parte del peroné, y la protuberancia más pequeña que se encuentra en la parte interna del tobillo (maléolo medial) es parte de la tibia.

1.4.1.2.2 Los huesos del pie. El pie está formado por el tarso, el metatarso y las falanges. El tarso se compone de 7 huesos; el metatarso, de 5, y las falanges de 14.

El tarso. El *tarso consta de 7 huesos*; calcáneo, astrágalo, cuboides, escafoides y las tres cuñas. Solamente un hueso, es astrágalo, se articula con los huesos de la pierna.

El calcáneo (hueso del talón) es el hueso más grande y fuerte del pie. El calcáneo transmite casi todo el peso corporal del astrágalo al suelo. El calcáneo se articula con el astrágalo por arriba y con el cuboides por delante. La **apófisis menor del calcáneo** se proyecta, a modo de repisa, desde el borde superior de la cara medial del calcáneo y sujeta la cabeza del astrágalo. La cara lateral del calcáneo tiene una cresta oblicua –la **tróclea del peroné**-. Sobre la parte posterior del calcáneo aparece una prominencia –la **tuberosidad del calcáneo**- que dispone de los tubérculos (apófisis) medial, lateral y anterior. Sólo el tubérculo medial apoya en el suelo en bipedestación.

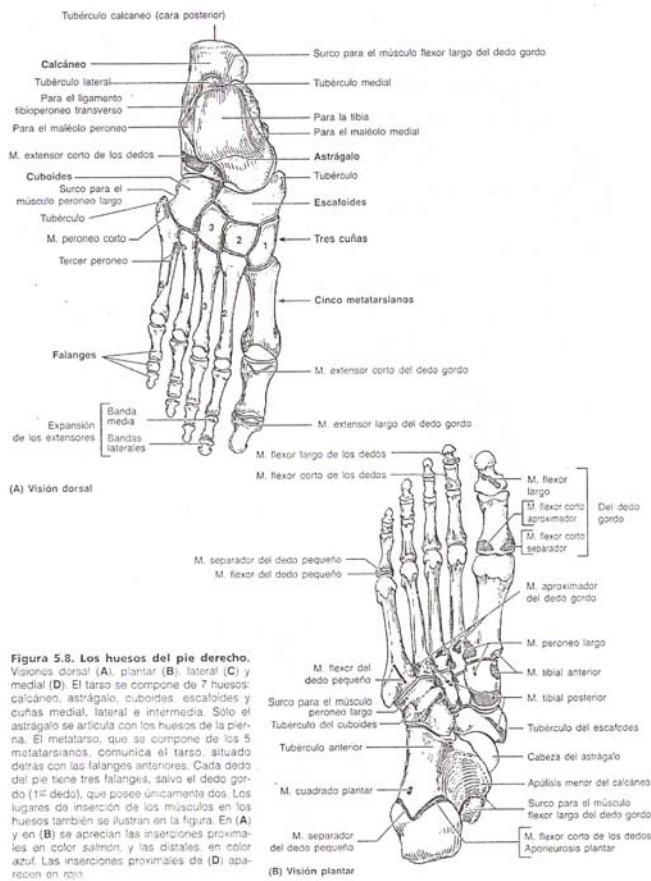
El astrágalo. Tiene cuerpo, cuello y cabeza . la cara superior del astrágalo soporta el peso del cuerpo, que se transmite desde la tibia. Además, se articula con el peroné, el calcáneo y el escafoides. El astrágalo es el único hueso del tarso que no dispone de inserciones musculares ni tendinosas. La **cabeza del astrágalo**, redonda, se dirige en el plano anteromedial y se apoya sobre una repisa o proyección lateral del calcáneo, la **apófisis menor del calcáneo** . El cuerpo del astrágalo es estrecho por parte posterior y tiene un surco para un tendón . El surco posee un **tubérculo lateral** prominente y otro **medial**, menos destacado .

El escafoides. Es un hueso aplanado, con forma de baquilla, situado entre la cabeza del astrágalo por detrás y las tres cuñas por delante . la cara medial del escafoides se proyecta hacia abajo para dar el **tubérculo del escafoides**. A veces, cuando este tubérculo hace mucha prominencia, comprime la parte medial del zapato y provoca dolor en el pie.

El cuboides, de forma aproximadamente cúbica, es el hueso más lateral de la hilera distal del tarso . Delante del **tubérculo del cuboides** se encuentra un surco para el tendón del músculo peróneo largo, en las caras lateral e inferior del hueso.

Las tres cuñas. son las cuñas medial (1ª), intermedia (2ª) y lateral (3ª). La **cuña medial** es la más grande, y la **intermedia**, la más pequeña. Cada cuña se articula con el hueso escafoides por detrás y con la base del metatarsiano correspondiente por delante. La **cuña lateral** se articula con el cuboides.

Figura 9. Los huesos del pie



Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

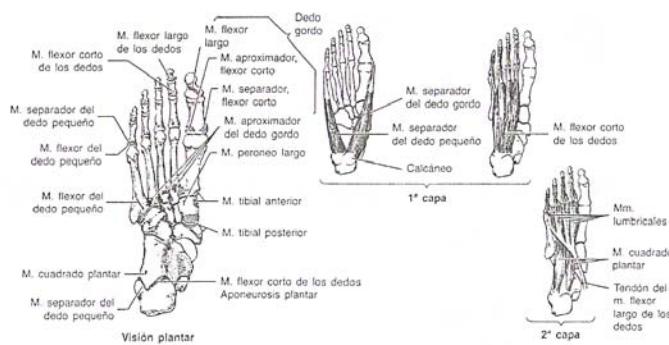
1.4.1.2.3 Los músculos del pie. Las 4 capas musculares de la planta ayuda a mantener los arcos del pie y permiten la bipedestación sobre un suelo irregular. Estos músculos

carecen de importancia por si solos, porque el control fino de cada uno de los dedos del pie no tienen interés de la mayoría de los casos.

Los músculos de la planta del pie primera y segunda capa

- Separador del dedo gordo: Separa y flexiona el dedo gordo (1er dedo, en latín hallux)
- M. flexor corto de los dedos: Flexiona los 4 últimos dedos
- Separador del dedo pequeño: Separa y flexiona el dedo pequeño
- Cuadrado plantar: Ayuda al m. flexor largo de los dedos a flexionar los 4 últimos dedos
- Lumbricales: Flexiona las falanges proximales y extiende las falanges medias y distales de los 4 últimos dedos

Figura 10. Los músculos de la planta del

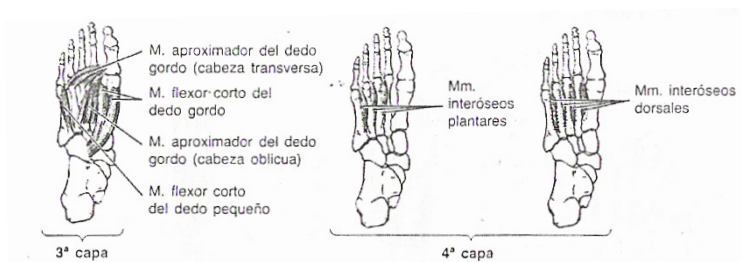


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos de la planta del pie tercera y cuarta capa

- Flexor corto del dedo gordo: Flexiona la falange proximal del dedo gordo
- Separador del dedo gordo: Separa el dedo gordo; ayuda a mantener el arco transversal del pie
- Flexor corto del dedo pequeño: Flexiona la falange proximal del dedo pequeño y ayuda a su flexión
- Interóseos plantares (tres músculos): Aproxima los dedos (2º - 4º) y flexiona las articulaciones metatarsofalángicas
- Interóseos dorsales (4 músculos): Aproxima los dedos (2º - 4º) y flexiona las articulaciones metatarsofalángicas

Figura 11. Los músculos de la planta del pie



Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

1.4.1.2.4 Piel del pie. La piel de la cara dorsal del pie es mucho más delgada y menos sensible que la de la cara plantar. El tejido subcutáneo de la profundidad del dorso es laxo; por eso, el edema (que significa tumefacción en griego) se acentúa más en esta superficie, sobre todo delante y alrededor del maléolo medial. La piel que cubre las zonas principales del soporte del peso de la planta –talón, borde lateral del pie, zona de apoyo del dedo gordo- es gruesa. El tejido subcutáneo plantar es más fibroso que el de otras zonas del pie. Los tabiques fibrosos dividen el tejido en zonas llenas de grasa, convirtiéndolo en un cojinete de absorción de los choques, particularmente en el talón. Los tabiques fibrosos también fijan la piel a la aponeurosis plantar subyacente y mejoran el “agarre” de la planta. La piel de la planta es lampiña y contiene muchas glándulas sudoríparas; toda la piel es sensible (“tiene cosquillas”).

1.4.1.2.5 Los nervios del pie.

El nervio tibial. se divide detrás del maléolo medial en los *nervios plantares medial y lateral*. Estos nervios inervan los músculos intrínsecos del pie, con excepción del músculo extensor corto de los dedos, inervado por el **nervio peróneo profundo**. La *inervación cutánea del pie proviene de los siguientes:*

- El nervio safeno para la cara medial del pie, que alcanza la cabeza del primer metatarsiano.
- Los nervios peróneos superficial y profundo para el dorso del pie.
- Los nervios plantares medial y lateral para la planta del pie

- El nervio sural para la cara lateral del pie, incluida parte del talón.
- Los ramos calcáneos de los nervios tibial y sural para el talón.

Nervio safeno. El nervio safeno es el ramo cutáneo mayor del nervio femoral. Aparte de la piel y de la fascia de las caras anterior y medial de la pierna, este nervio pasa delante del maléolo medial hasta el dorso del pie, donde inerva la piel que recorre la cara medial del pie y llega, por delante, hasta la cabeza del primer metatarsiano.

Nervios peroneos superficial y profundo. El nervio peróneo superficial se encuentra entre los músculos peróneo y los abandona cerca de la unión entre los dos tercios proximales y el tercio inferior de la cara lateral de la pierna. El nervio termina inervando la piel del dorso del pie.

El nervio peróneo profundo discurre debajo del retináculo de los músculos extensores e inerva la piel de las caras contiguas del primer y segundo dedos.

Nervio plantar medial. es el mayor de los dos ramos terminales del nervio tibial, este nervio termina cerca de las bases de los metatarsianos, dividiéndose en tres ramos sensitivos que emiten ramos cutáneos para los tres dedos y medio mediales y ramos motores para los músculos separador del dedo gordo, flexor corto de los dedos, flexor corto del dedo gordo y la mayoría de los músculos lubricales mediales.

Nervio plantar lateral. El nervio plantar lateral, el más pequeño de los dos ramos terminales del nervio tibial, comienza en la profundidad del retináculo de los músculos flexores y del músculo separador del dedo gordo, y se dirige en sentido anterolateral, medial a la arteria plantar lateral y entre la primera y segunda capas de los músculos plantares. El nervio plantar lateral termina dividiéndose en los ramos superficial y profundo. El ramo superficial se bifurca en dos nervios digitales que emiten ramos cutáneos para el dedo pequeño y la mitad lateral del cuarto dedo. Los ramos superficial y profundo del nervio plantar lateral envían ramos motores para los músculos de la planta no inervados por el nervio plantar medial.

Nervio sural. El nervio sural se crea por la unión de ramos de los nervios tibial y peróneo común, normalmente inerva la piel, por el borde lateral del pie y la cara lateral del dedo pequeño.

1.4.1.2.6 Arterias del pie. Las arterias del pie son ramas terminales de las arterias tibiales anterior y posterior, que se denominan, respectivamente, arterias dorsal y plantar.

Arteria dorsal del pie. La arteria dorsal del pie –*origen principal de la irrigación de los dedos del pie*– es la prolongación directa de la arteria tibial anterior.

Arteria tarsiana lateral. es una división de la arteria dorsal del pie, enerva al músculo extensor y los huesos del tarso y articulaciones subyacentes.

La arteria plantar profunda discurre en la profundidad a través del primer espacio interóseo y contribuye a formar el *arco plantar profundo*, uniéndose a la arteria plantar lateral.

Primera arteria plantar lateral. La primera arteria metatarsiana dorsal se divide en ramos para las dos caras del dedo gordo y la cara medial del segundo dedo del pie.

Arteria arqueada. la arteria arqueada tiene un trayecto lateral por las bases de los 4 últimos metatarsianos, en la profundidad de los tendones extensores, donde nacen la segunda, tercera y cuarta arterias metatarsianas dorsales.

Arteria plantar medial. La arteria plantar medial es pequeña e irriga, sobre todo, los músculos del dedo gordo; no obstante, casi todas las *arterias digitales plantares* nacen de este vaso.

Arteria plantar lateral. La arteria plantar lateral, mucho mayor que la media, acompaña al nervio homónimo. Se convierte en el arco plantar profundo, que se completa con la *arteria plantar medial* y con la arteria plantar profunda. A medida que el arco plantar profundo cruza el pie envía 4 arterias metatarsianas plantares y tres arterias perforantes, así como numerosas ramas para la piel, la fascia y los músculos de la planta del pie.

1.4.1.2.7 Drenaje venoso del pie. Las venas digitales dorsales que siguen a lo largo del dorso de cada uno de los dedos se continúan con las venas metatarsianas dorsales, que se unen para formar el arco venoso dorsal en el tejido subcutáneo. Casi toda la sangre retorna del pie por las venas profundas que acompañan a las arterias.

1.4.1.2.8 Drenaje linfático del pie

Los vasos linfáticos del pie empiezan en los plexos subcutáneos. Los vasos colectores se componen de vasos superficiales y profundos que siguen a las venas. Los vasos superficiales son más numerosos en la planta. Salen del pie medialmente con la *vena safena mayor* y lateralmente con la vena safena menor. Los vasos superficiales mediales, mayores y más numerosos que los laterales, drenan la linfa del dorso y de la cara medial del dorso y de la planta. Estos vasos convergen en la vena safena mayor y la acompañan hasta el grupo distal de los ganglios inguinales superficiales, situados en la desembocadura de la vena safena mayor.

Los ganglios inguinales superficiales drenan sobre todo a los ganglios ilíacos externos, aunque algunos lo hacen a los ganglios inguinales profundos. Los vasos superficiales laterales llevan la linfa de la cara lateral del pie y de la planta. casi todos los vasos discurren detrás del maléolo lateral y siguen a la *vena safena menor* hasta la fosa poplíteo, donde llegan a los ganglios poplíteos. Los vasos linfáticos profundos acompañan a los vasos sanguíneos principales: tibiales anterior y posterior, perineos, poplíteos y femorales. Los vasos profundos del pie drenan a los ganglios poplíteos. Los vasos linfáticos siguen a los vasos femorales y transportan la linfa a los ganglios inguinales profundos. Luego, la linfa llega hasta los ganglios ilíacos externos, ilíacos comunes y aórticos laterales.

1.4.1.2.9 Los ligamentos del pie. Los principales ligamentos del pie son:

- El **ligamento calcaneoescafoideo plantar** se extiende desde la apófisis menor del calcáneo hasta la cara posteroinferior del escafoides. Este ligamento contribuye decisivamente a mantener el arco longitudinal del pie.

- El **ligamento plantar largo** pasa desde la cara plantar del calcáneo hasta el surco del cuboides. Parte de sus fibras se extienden a las bases de los metatarsianos y crea un túnel para el tendón del músculo peróneo largo. el ligamento plantar largo resulta esencial para mantener los arcos del pie.
- El **ligamento calcaneocuboideo plantar** (ligamento plantar corto) se encuentra en la profundidad del ligamento plantar largo. Se extiende desde la cara anterior de la parte inferior del calcáneo hasta la cara inferior del cuboides.

1.4.1.2.10 Los arcos del pie. Los huesos del tarso y del metatarso se disponen de arcos longitudinales y transversales que contribuyen a la capacidad de soporte del peso y a la elasticidad del pie. Actúan absorbiendo los choques para soportar el peso del cuerpo e impelerlo durante el movimiento. Los arcos elásticos del pie permiten que se adapte a los cambios de superficie y del peso. El peso del cuerpo se transmite desde la tibia al astrágalo y luego, en sentido posteroinferior, hacia el calcáneo y anteroinferior, hacia las cabezas del segundo al quinto metatarsiano y hacia los huesos sesamoides del dedo gordo. Entre estos puntos de apoyo del peso se encuentran los arcos del pie, bastante elásticos, que se aplanan ligeramente por el peso corporal durante la bipedestación y que adquieren de nuevo su curvatura (retroceso elástico) cuando desaparece el efecto ponderal (p. ej., al sentarse).

Estos arcos son:

- El arco longitudinal del pie
- El arco longitudinal medial del pie
- El arco longitudinal lateral del pie
- El arco transversal del pie

La integridad de los arcos óseos del pie se mantiene gracias a estos elementos:

- La forma de los huesos, que se interdigitan.

- La fuerza de los ligamentos plantares, sobre todo del ligamento calcaneoescafoideo plantar y de los ligamentos plantares largo y corto
- La aponeurosis plantar (parte central de la fascia plantar)
- La acción de los músculos, que se transmite por el efecto vigoroso de sus tendones.

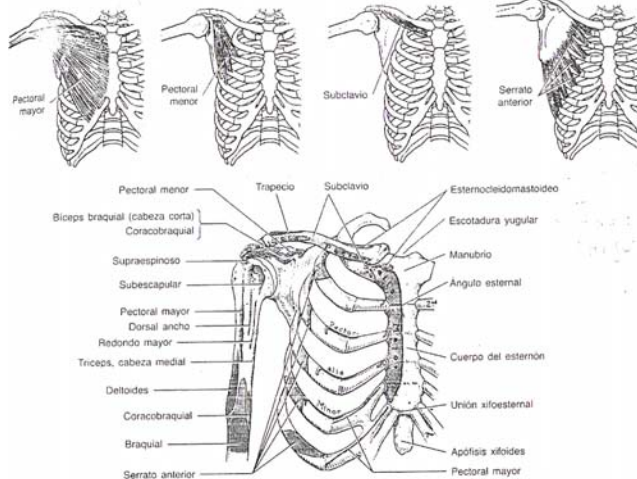
1.4.1.3 Anatomía de la extremidad superior

1.4.1.3.1 Los músculos del miembro superior

Los músculos toracoapendiculares anteriores

- Pectoral mayor: Aproxima y rota medialmente el húmero; tira de la escápula hacia delante y hacia abajo. Acción por separado: la cabeza clavicular flexiona el húmero y la cabeza esternocostal los extiende.
- Pectoral menor: Estabiliza la escápula al tirar de ella hacia abajo y hacia delante contra la pared torácica.
- Subclavio: Fija y deprime la escápula
- Serrato anterior: Protrae la escápula y la sujeta contra la pared torácica; rota la escápula.

Figura 12. Los músculos toracoapendiculares anteriores



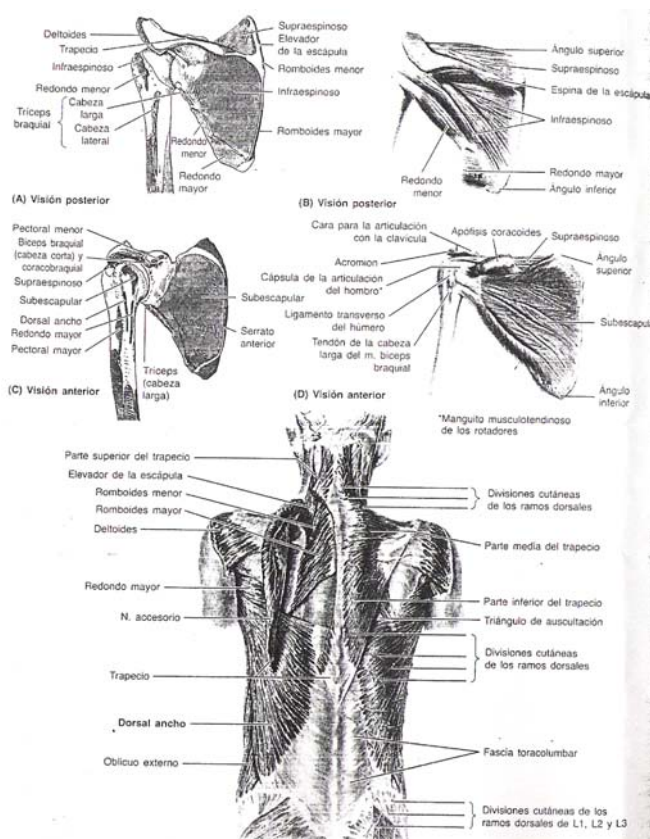
Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos escapulohumerales toracoapendiculares posteriores

- Trapecio: Eleva, retrae y rota la escápula; las fibras superiores elevan, las fibras medias retraen y las inferiores deprimen la escápula; las fibras superiores e inferiores actúan de manera concertada para la rotación superior de la escápula

- Dorsal ancho: Extiende, aproxima y rota medialmente el húmero; sube el cuerpo hacia los brazos durante la escalada
- Elevador de la escápula: Eleva la escápula y baja la cavidad glenoidea rotando la escápula
- Romboides menor y mayor: Retrae la escápula y la rota para deprimir la cavidad glenoidea; fija la escápula a la pared torácica
- Deltoides: Parte anterior: flexiona y rota medialmente el brazo. Parte media: separa el brazo. Parte posterior: extiende y rota lateralmente el brazo
- Supraespinoso: Empieza la separación del brazo; y ayuda al deltoides a la separación; actúa con los músculos del manguito de los rotadores
- Infraespinoso y Redondo menor: Rota lateralmente el brazo; ayuda a sujetar la cabeza del humero dentro de la cavidad glenoidea de la escápula
- Redondo mayor: Aproxima y rota medialmente el brazo
- Subescapular: Rota medialmente el brazo y lo aproxima; ayuda a sostener la cabeza humeral dentro de la cavidad glenoidea

Figura 13. Los músculos escapulohumerales toracoapendiculares posteriores



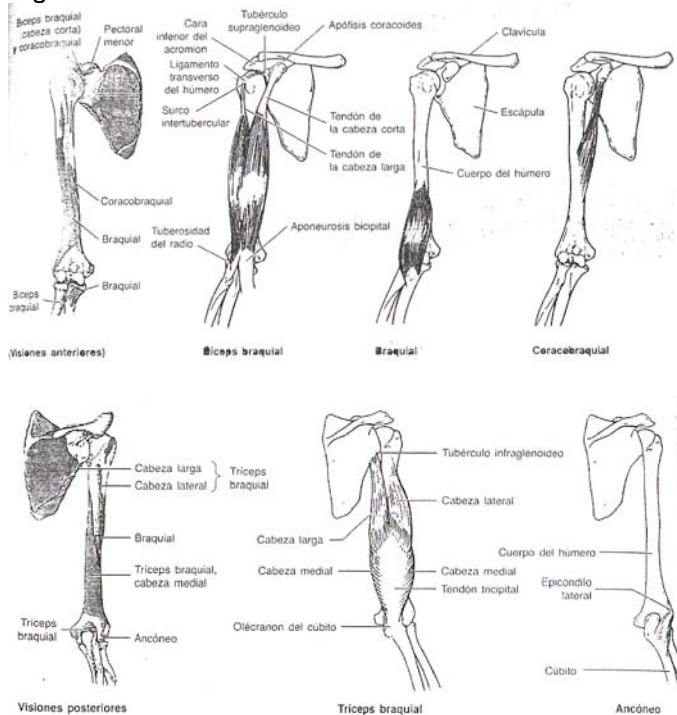
Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

los músculos del brazo

- Bíceps braquial: Supina el brazo, y una vez adoptada esta posición, lo flexiona

- Braquial: Flexiona el antebrazo en todas las posiciones
- Coracobraquial: Ayuda a la flexión y aproximación del brazo
- Tríceps braquial: Extiende el antebrazo; es el extensor principal del antebrazo; la cabeza larga endereza la cabeza humeral separada
- Anconeo: Ayuda al tríceps a extender el antebrazo; estabiliza el codo; aproxima el cubito durante la pronación

Figura 14. los músculos del brazo

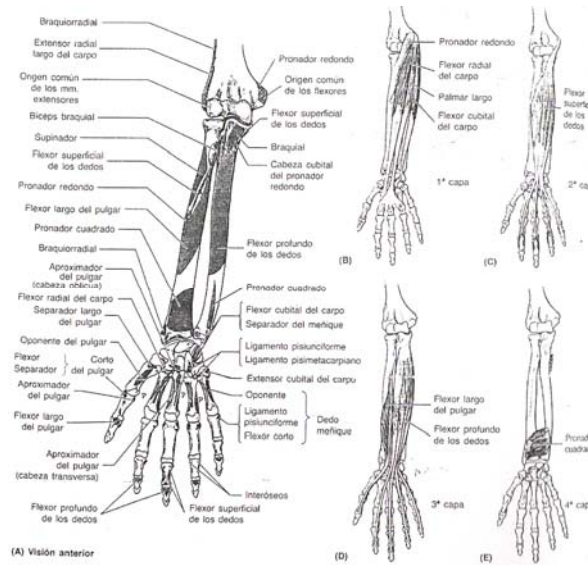


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos del compartimiento anterior del antebrazo

- Pronador redondo: Prona y flexiona el antebrazo (por el codo)
- Flexor radial del carpo: Flexiona y separa la mano (por la muñeca)
- Palmar largo: Flexiona la mano (por la muñeca) y tensa la aponeurosis palmar
- Flexor cubital del carpo: Flexiona y aproxima la mano (por la muñeca)
- Flexor superficial de los dedos: Flexiona las falanges medias por las articulaciones interfalángicas proximales de los cuatro primeros dedos; si se contrae con mas fuerza, también flexiona las falanges proximales por las articulaciones metacarpofalángicas y la mano
- Flexor profundo de los dedos: Flexiona las falanges distales por las articulaciones interfalángicas distales de los cuatro primeros dedos; ayuda a la flexión de la mano.
- Flexor largo del pulgar: Flexiona las falanges del 1^{er} dedo (pulgár)
- Pronador cuadrado: Prona el antebrazo; las fibras profunda unen el radio y el cubito entre si

Figura 15. Los músculos del compartimiento anterior del antebrazo

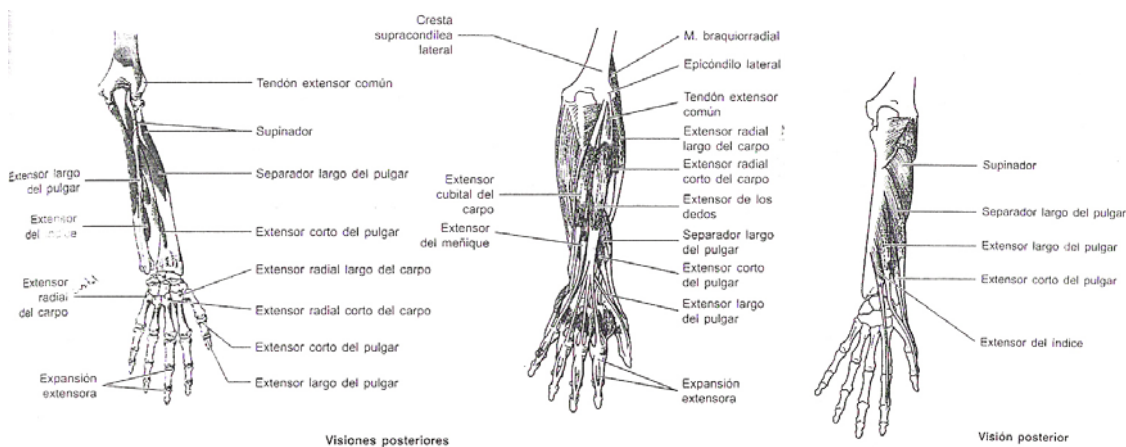


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos del compartimiento posterior del antebrazo

- Braquiorradial: Flexiona el antebrazo
- Extensor radial largo del carpo y Extensor radial corto del carpo: Extiende y separa la mano por la muñeca
- Extensor de los dedos: Extiende los cuatro primeros dedos por las articulaciones metacarpofalángicas; extiende la mano por la muñeca
- Extensor del meñique: Extiende el 5º dedo por las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas
- Extensor cubital del carpo: Extiende y aproxima la mano por la muñeca
- Supinador: Supina el antebrazo (es decir rota el radio para que la palma gire hacia delante)
- Separador largo del pulgar: Separa el pulgar y lo extiende por la articulación carpometacarpiana
- Extensor corto del pulgar: Extiende la falange proximal del pulgar por la articulación carpometacarpiana
- Extensor largo del pulgar: Extiende la falange distal del pulgar por las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas
- Extensor del índice: Extiende el 2º dedo y ayuda a extender la mano

Figura 16. Los músculos del compartimiento posterior del antebrazo

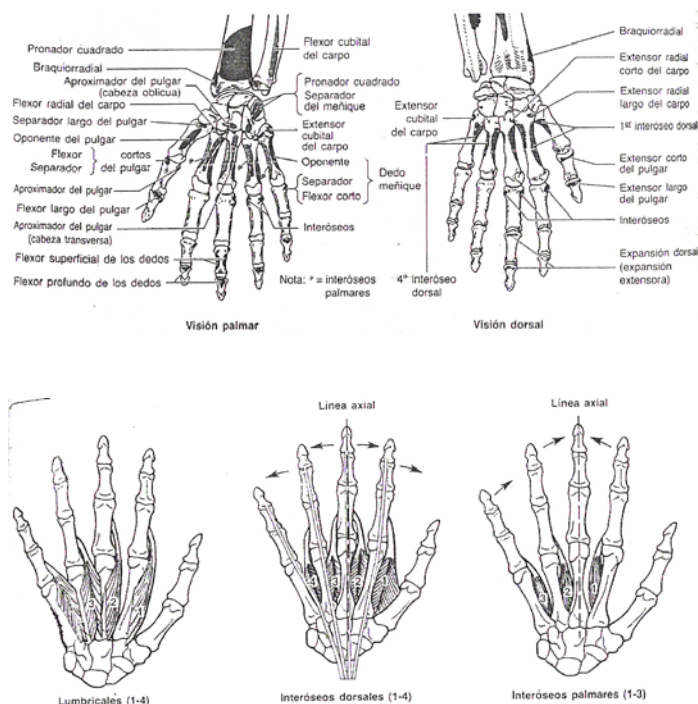


Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

Los músculos intrínsecos de la mano

- Mm. de I eminencia tenar. Separador corto del pulgar: Separa el pulgar y ayuda a oponerlo
- Flexor corto el pulgar: Flexiona el pulgar
- Oponente del pulgar: Tracciona lateralmente del 1^{er} hueso metacarpiano para oponer el pulgar hacia el centro de la palma y lo rota medialmente
- Aproximador del pulgar: Aproxima el pulgar hacia el dedo medio
- Músculos de la eminencia hipotecar. Separador del dedo meñique: Aproxima el dedo meñique
- Flexor corto del dedo meñique: Flexiona la falange proximal del dedo meñique
- Oponente del dedo meñique: Tracciona anteriormente del 5^o metacarpiano y lo rota, oponiendo el dedo meñique con el pulgar
- Músculos cortos 1^{er}, 2^o, 3^{er} y 4^o lumbricales: y extiende las articulaciones interfalángicas
- 1^{er} y 4^o interóseos dorsales: Separa los dedos de la línea axial y actúa con los mm. lumbricales para flexionar las articulaciones metacarpofalángicas y extender las articulaciones interfalángicas
- 1^{er} y 3^o interóseos palmares: Aproxima los dedos hacia la línea axial y ayuda a los lumbricales para la flexión de las articulaciones metacarpofalángicas y la extensión de las articulaciones interfalángicas

Figura 17. Los músculos intrínsecos de la mano



Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

1.4.1.4 Anatomía funcional de la extremidad inferior. El miembro inferior es la parte del aparato locomotor destinada a soportar el peso del cuerpo (sustentación o bipedestación) y a trasladarlo (locomoción). Para ello dispone de un sistema óseo sólido (coxal, fémur, rótula, tibia, peroné, estrágalo, calcáneo, escafoides tarsiano, cuboides, las tres cuñas, los cinco metatarsianos y las falanges de los dedos), unidos mediante articulaciones estables, pero dotados de gran movilidad por la acción de potentes y complejos sistemas neuromusculares.

1.4.1.4.1 Articulación de la cadera o coxofemoral. Es la más superior de las articulaciones corresponde a la articulación coxofemoral o de la cadera, que une la cabeza del fémur con la cavidad catiloidea del coxal mediante una cápsula resistente, reforzada por potentes ligamentos (iliofemoral, isquiofemoral, pubofemoral, redondo, etc.) Pertenece al tipo de las enartrosis o articulaciones de superficies esféricas

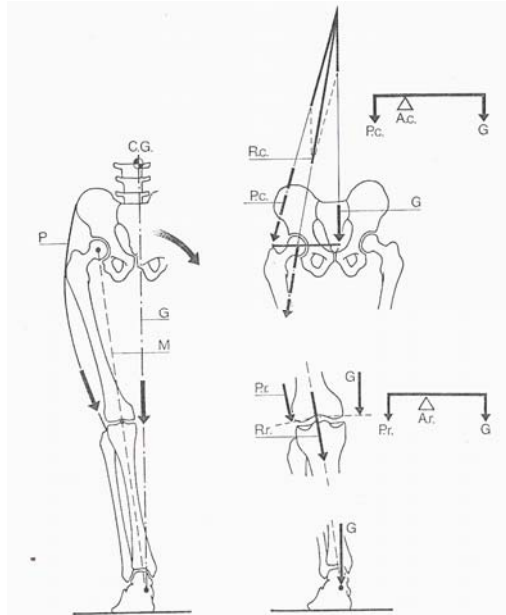
1. **En la estación bipodal.** En posición de firmes con apoyo simétrico de ambas piernas, el peso de la masa corporal superior (cabeza, tronco y miembros superiores) se transmite vertical, directamente y por igual sobre ambas caderas que funcionan como dos postes sustentando el travesaño pelviano. Los cálculos de presiones efectuados demuestran que en esta posición cada cadera soporta la mitad del peso del cuerpo menos el del resto de la extremidad, equivalente a un tercio del peso corporal .

2. **Estación monopodal.** Esta sollicitación mecánica aumenta considerablemente, pues además de que todo el peso del cuerpo gravita sobre una cadera, existen fuerzas musculares que impiden la caída de la pelvis.

Durante el apoyo unilateral ocurren los siguientes hechos :

- a. El centro de gravedad se desplaza hacia el lado opuesto.
- b. La cadera actúa como fulcro de una palanca en la cual la fuerza gravitatoria de cuerpo viene a aplicarse en un punto tres veces más alejado de dicho fulcro que la inserción en el trocánter de los músculos pelvitrocantéreos.
- c. Los músculos abductores o pelvitrocantéreos deben ejercer una fuerza tres veces mayor que la del peso del cuerpo para mantener la horizontalidad de la pelvis.
- d. En consecuencia, el peso actualmente sobre la articulación será equivalente a cuatro veces el peso del cuerpo. Todo ello ha quedado demostrado de forma muy clara en el clásico esquema de Pawels, donde compara la cadera con una palanca de primer grado.
- e. Para totalizar el esfuerzo de carga soportado por la cadera durante la marcha, hay que añadir a este peso del producto de la fuerza dinámica empleada en rotar y avanzar el cuerpo.

Figura 18. Sistemas de palancas de primer grado en cadera, rodilla y tobillo en apoyo monopodal. Potencia muscular. Eje de gravedad. Eje mecánico. Punto de apoyo.



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

f. Esta carga se considera en una de la cadera normal, y se considera que existe una relación de un tercio entre el brazo de la palanca que va al trocánter y el que va al eje de gravedad.

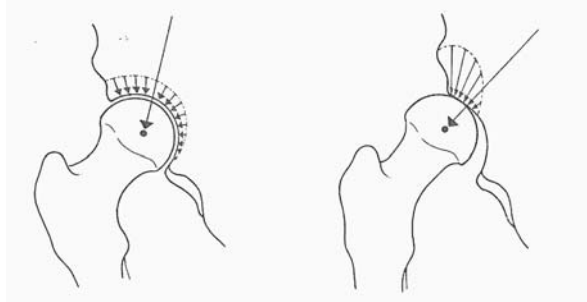
Cuando existe una coxa valga acentuada se acorta el brazo de palanca que va al trocánter, con lo que la relación entre los dos brazos será de 1 a 6, obligando a un notable incremento del brazo trocántereo y con ello de la fuerza a soportar por la cabeza femoral.

Inversamente, la coxa vara al alargar el brazo de palanca muscular hace posible una considerable reducción de la carga articular.

Un ultimo factor a considerar es la distribución de esta carga sobre las superficies articulares de la cadera. Cuando existe una buena congruencia articular la carga se distribuye uniformemente sobre una superficie extensa, con lo cual la presión por centímetro cuadrado queda proporcionalmente reducida. Cuando, por el contrario, existe una coxa valga, una subluxación de la cabeza femoral, el apoyo no se verifica sobre toda

la superficie articular sino que se concentra en la zona inmediata del techo cotiloideo y la presión por centímetro cuadrado se eleva considerablemente.

Figura 19. distribución de las fuerzas por unidad de superficie según la congruencia de la articulación coxofemoral



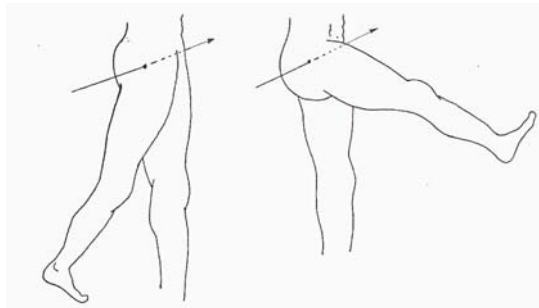
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Posee tres ejes de movimiento:

Eje transversal para los movimientos:

- **La flexión (anteversión).** Lleva la cara anterior del muslo al encuentro del tronco. La flexión activa con la rodilla en extensión alcanza los 90°, pero con la rodilla en flexión pueden sobrepasarse los 120°.
- **La extensión (retroversión).** Lleva el miembro inferior por detrás del plano frontal. Como máximo, la extensión de la cadera puede llegar a los 10°.

Figura 20: Movimientos de retroversión y anteversión de la cadera

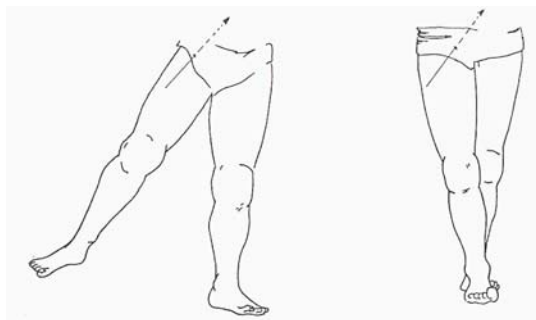


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Un eje anteroposterior para los movimientos:

- **La abducción (separación)** Es el movimiento que aleja la extremidad del eje de simetría del cuerpo, y que se realiza en un plano sagital. La máxima abducción los dos miembros inferiores llegan a formar un ángulo de 90° , lo que quiere decir que la amplitud máxima de la cadera es de 45° .
- **La aducción (aproximación).** Se considera que puede alcanzar los 25° . De todos modos, se trata siempre de un movimiento relativo puesto que necesariamente tiene que ir acompañado de movimientos de la otra cadera o bien una flexión.

Figura 21. Movimientos de abducción y aducción de la cadera

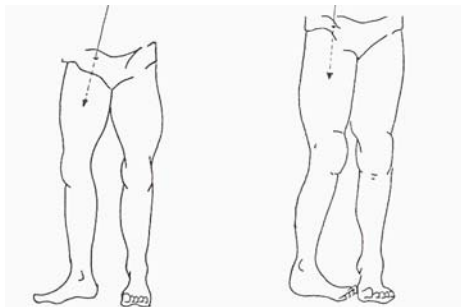


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Un eje vertical para los movimientos:

Rotación interna y rotación externa. Los movimientos de rotación hay que valorarlos de modo teórico con la extremidad en extensión. En dicha postura, la cadera permite una movilidad de $30-40^{\circ}$ de rotación interna y unos 60° de rotación externa. La amplitud articular para estos movimientos se acrecientan al flexionar la articulación, especialmente la rotación externa. La combinación de todos estos movimientos en el espacio se manifiesta en el movimiento de *circundicción*, que se proyecta como uno cono de base irregular y que por su amplitud se acerca a la esfera completa.

Figura 22. Movimientos de rotación externa e interna de la cadera



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

1.4.1.4.2 Articulación de la rodilla. Se encuentra en el tercio medio de la extremidad, uniendo el fémur con la tibia. Entre los cóndilos femorales por una parte y las superficies articulares de la epífisis superior de la tibia por otra, se encuentran los meniscos fibrocartílagos articulares que convierten en congruentes las superficies articulares de la rodilla y separan en ella dos articulaciones distintas. La articulación proximal, **Femorotibial** (femoromeniscal), pertenece la tipo de las trócleas o poleas; mientras que la distal, **Femoropatelar** (meniscotibial), es de tipo de los trochas o articulaciones cilíndricas.

Estas articulaciones, en conjunto, están recubiertas por una única y potente cápsula articular, reforzada por los importantes ligamentos lateral externo y lateral interno. Dentro de la cápsula articular se encuentran los ligamentos cruzados.

Articulación Femorotibial.

Durante la estación bipodal y en el plano frontal existe la tendencia a que la rodilla y el pie giren hacia dentro del vago, debido a la situación central del eje de gravedad.

En esta posición la estabilidad es puramente pasiva, sin necesidad de ninguna acción muscular para el mantenimiento del equilibrio. La fuerza que soporta la rodilla es la mitad del peso del cuerpo menos el de la pierna y el pie .

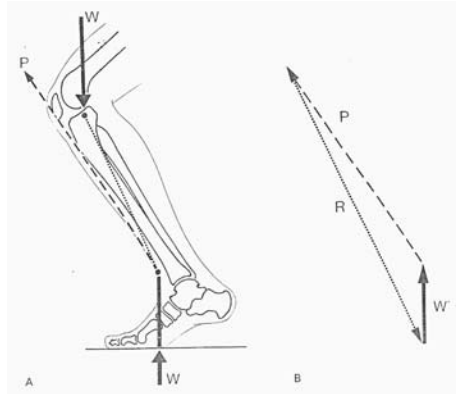
Debido a la situación intermedia del eje de gravedad, en la parte interna de la rodilla actúan fuerzas a tracción y en la parte externa fuerzas a compresión. Por esta razón, en la parte interna de la rodilla es donde se hallan los ligamentos más potentes.

En la estación monopodal el apoyo se hace por un solo pie, por lo tanto el eje de gravedad cae por dentro de la rodilla hasta llegar a nivel del triángulo de apoyo correspondiente. En el plano frontal, si no hubiera ninguna otra fuerza habría un equilibrio inestable y el cuerpo se derrumbaría hacia adentro en un varus de la rodilla. Es necesaria la fuerza muscular para impedir la caída. Tal como ha demostrado Marquet y Blaimont, este efecto oblique lo realiza el bíceps y el tensor de la fascia lata; el cuádriceps ayuda indirectamente a mantener la estabilidad de la pelvis.

La carga soportada por la rodilla es aproximadamente el 93% del peso del cuerpo, el total menos de la parte distal de la extremidad. Para mantener la rodilla en equilibrio se necesita la acción de una fuerza de origen muscular cuyo movimiento equilibre el producido por la fuerza de la gravedad. Los momentos provocados por esta fuerza y por el peso del cuerpo han de ser iguales y de sentido contrario para que el cuerpo mantenga su equilibrio.

Antes se consideraba que la resultante debía pasar por el centro de la rodilla, en el centro instantáneo de rotación. Actualmente, se piensa que sería más favorable mecánicamente que dicha resultante pasara por el compartimiento interno. Apoyaría esta forma de pensar el hecho de que es mayor la superficie de cara medial que la externa. Además, al acercarse a la resultante al eje de gravedad disminuye su brazo de palanca mientras que el que va al oblique aumenta. En sentido sagital, es necesaria la acción muscular cuando la rodilla se coloca en posición de flexión, en este sentido actúan sobre la misma fuerza correspondiente al peso del cuerpo y la provocada por la contracción del cuádriceps, las cuales a su vez se aplican al punto de contacto tibiofemoral. De esta forma puede establecerse un triángulo de fuerzas, que, haciendo cálculo vectorial, lleva a la conclusión que la fuerza total es más de cuatro veces el peso del cuerpo.

Figura 23. Distribución de las fuerzas en la rodilla en el plano sagital y en semiflexión. Peso del cuerpo (W). B. Triangulo de fuerzas. Reacción al peso. Potencia del cuadriceps



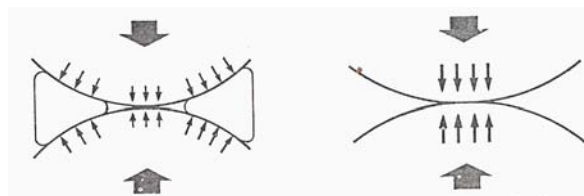
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

En el plano frontal se van a provocar situaciones de doble carga a inestabilidad en los siguientes casos:

1. Cuando aumenta el peso de los esfuerzos sobre la rodilla
2. En la atrofia del obenque externo y
3. En los casos de genu varo, que aumenta la distancia entre la resultante y la línea de gravedad e inversamente disminuye el brazo de la palanca hasta que el obenque, lo que obliga a aumentar la fuerza del mismo. En este sentido puede afirmarse que desde el punto de vista biomecánico es mas favorable el genu valgo que el genu varo.

En la distribución de fuerzas por unidad de superficie tiene especial importancia la acción de los meniscos, que cuidan de la buena coaptación de la superficie curva de los cóndilos con la casi plana de la meseta tibial.

Figura 24. Distribución de las fuerzas de los cóndilos femorales gracias a los meniscos



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

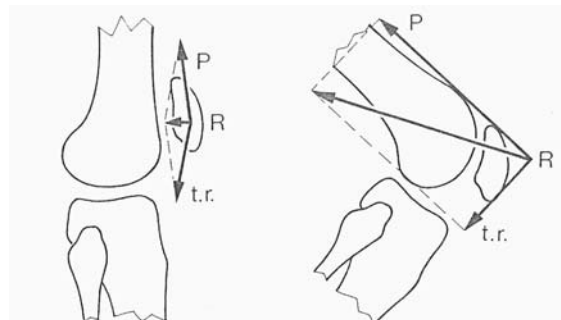
Articulación Femoropatelar. Desde el punto de vista biomecánico son funciones de rotula:

1. Proveer al cuadriceps de un brazo de palanca que facilite su deslizamiento;
2. Mejorar la distribución de la presión del tendón cuadriceps contra el fémur

Con la rodilla en extensión la rotula no ejerce ninguna presión sobre el fémur. Puede desplazarse lateralmente con facilidad. El eje cuadriceps y el del tendón rotuliano forman un ángulo abierto hacia fuera en el vértice del cual se encuentra la rotula.

A medida que aumenta la flexión especialmente en la posición monopolar, va aumentando la distancia entre la rodilla y el eje de gravedad. Debe aumentar la fuerza cuadriceps para evitar la caída del cuerpo en flexión. De esta forma, se establece un triangulo de fuerzas que comprime la rotula contra el fémur. Estas fuerzas serian teóricamente entre seis y dieciséis kilogramos entre los 0 y los 30° de presión. Entre los 30 y 60° esta presión llegaría a los 40 kilogramos muy superior a la que soporta el cartílago en otras articulaciones. Estos resultados teóricos no fueron confirmados experimentalmente por Fernández Fairen, lo que indujo a pesar, tal como lo dijo Blaimont, que en este grado el cuadriceps cuenta con otras ayudas, como pudiera ser una paradójica acción extensora de los flexores de la rodilla a través de su acción estabilizadora en la pelvis.

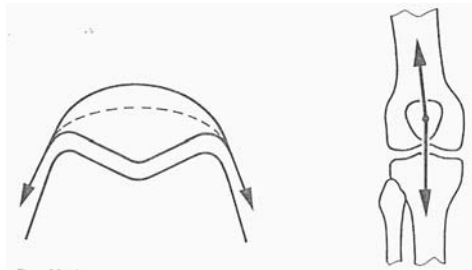
Figura 25. Fuerzas femoropatelares. Potencia del cuadriceps (P) Tendón rotuliano (t.r.)



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

En cualquier caso es necesaria la estabilidad de la rótula tanto en el plano sagital como frontal. La lateralización de la misma así como su ascenso o descenso son causas de artrosis femoropatelar .

Figura 26. Centraje de rótula en sentido vertical (tendón rotuliano y cuádriceps) y en sentido frontal (aletas rotulianas y cuádriceps)



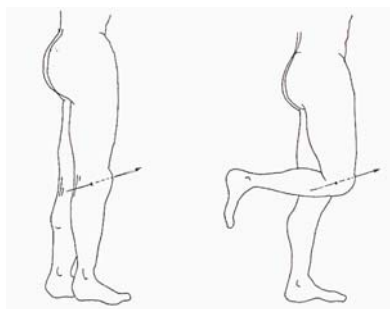
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Funcionalmente, la articulación de la rodilla se mueve atendiendo a dos ejes de movimiento:

Un eje transversal para los movimientos:

Flexion y extensión. La movilidad activa va desde los 0° a los 140°. Pasivamente alcanza una hiperextensión de unos 10° y una flexión de unos 160°.

Figura 27. Movimientos de extensión y flexión de la rodilla.

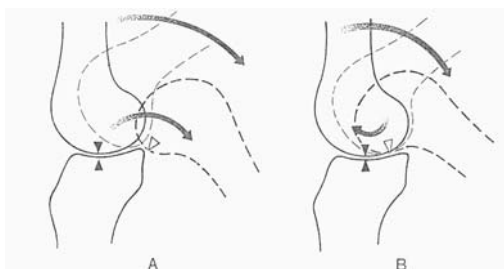


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

La flexo-extensión no es un movimiento rotatorio simple; si así fuera al girar el fémur encima de la rodilla acabaría laxándose. Para mantenerse en posición necesita además efectuar un movimiento de deslizamiento.

El giro de la rodilla no se hace alrededor de un único eje. En primer lugar varía de un cóndilo a otro y también según el ángulo de giro, de forma que se habla de “centros instantáneos de rotación”. A medida que progresa la flexión el centro se desplaza según el plano de movimiento, de forma que si se marcaran encima del fémur aparecería una curva denominada “ruleta”.

Figura 28. Movimientos de deslizamiento y rotación del fémur sobre la tibia.



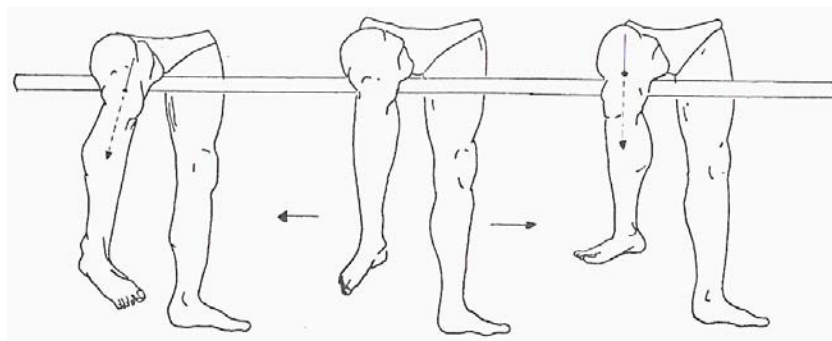
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Un eje vertical para los movimientos

Rotación interna y de rotación externa. Solo son posibles con la rodilla flexionada y que a los 90° permite unas rotaciones máximas internas y externas de 30 a 40° respectivamente y que indirectamente se transmiten al pie.

Aducción y abducción. También solo son posibles con la flexión de la rodilla y oscilan alrededor de los 10°.

Figura 29. Movimiento de rotación interna y externa de la rodilla



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

1.4.1.4.3 Articulación del tobillo. En la parte más distal de la extremidad se encuentra la articulación del tobillo, que une la tibia y peroné con el pie. Se distinguen dos articulaciones distintas: La proximal, que une la tibia y peroné con el astrágalo (tibioperonea-astragalina), articulación del tipo de las trócleas o poleas; y la distal que relaciona el astrágalo con el calcáneo y escafoides tarsiano. Ambos se unen entre sí por la parte anterior y posterior (articulaciones subastragalinas posterior o astragalocalcánea y anterior o astragalocalcaneoescafoidea), conjunto que forma una articulación cilíndrica o trochas y poseen por lo tanto un único eje de movimiento, con una triple oblicuidad anterior, medial y ascendente (eje de Henke).

Las articulaciones proximal y distal del tobillo están reforzadas por los ligamentos lateral externo, con tres fascículos (peróneo – astragalito anterior, peróneo – calcáneo y peróneo – astragalito posterior) y el ligamento lateral interno (ligamiento deltoideo), comunes a ambas articulaciones y con importancia clínica por las frecuentes lesiones de ellos, del tipo de esguinces, rupturas, arrancamientos, etc.

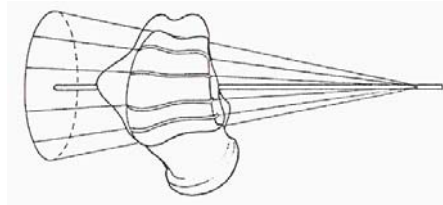
Se halla formada por la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea. La *tróclea astragalina* viene a ser como un segmento de cilindro de unos 105° ligeramente más ancho por delante que por detrás, de forma que los ejes laterales de la tróclea forman un ángulo abierto hacia delante de unos 5° .

En la parte más distal de la extremidad se encuentra la articulación del tobillo, que une la tibia y peroné con el pie. Se distinguen dos articulaciones distintas: La proximal, que une la tibia y peroné con el astrágalo (tibioperonea-astragalina), articulación del tipo de las trócleas o poleas; y la distal que relaciona el astrágalo con el calcáneo y escafoides tarsiano. Ambos se unen entre sí por la parte anterior y posterior (articulaciones subastragalinas posterior o astragalocalcánea y anterior o astragalocalcaneoescafoidea), conjunto que forma una articulación cilíndrica o trochas y poseen por lo tanto un único eje de movimiento, con una triple oblicuidad anterior, medial y ascendente (eje de Henke).

Las articulaciones proximal y distal del tobillo están reforzadas por los ligamentos lateral externo, con tres fascículos (peróneo – astragalito anterior, peróneo – calcáneo y peróneo – astragalito posterior) y el ligamento lateral interno (ligamiento deltoideo), comunes a

ambas articulaciones y con importancia clínica por las frecuentes lesiones de ellos, del tipo de esguinces, rupturas, arrancamientos, etc.

Figura 30. Tróclea astragalina

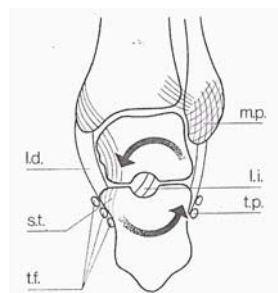


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

La mortaja tibioperonea. Encaja exactamente con la tróclea astragalina. Tiene forma de un semicilindro de unos 65° , es decir, que cubre mas parte de la superficie tróclear.

Los dos maléolos son ligeramente divergentes en su porción anterior. El interno se halla porco desarrollado; su principal acción biomecánica es mantener las fuerzas a distracción que le lleguen a través del ligamento deltoideo. El externo se halla mucho mas desarrollado; encaja con la amplia faceta de la troclea astragalina. Trabaja a compresión, impidiendo que el talo se derrumbe en valgo.

Figura 31. El retropié. Maléolo peróneo (m.p.). Sustentaculum tali (s.t.) Ligamento deltoideo (l.d.) Ligamento interóseo (l.i.) Tendones flexores (t.f.). Tendones peróneos (t.p.)



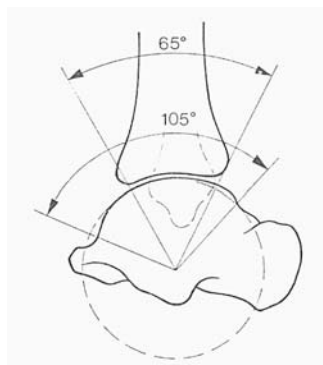
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Mientras que el maléolo interno se halla relativamente fijo, *el maléolo peróneo, en la flexión dorsal del pie, realiza ligeros movimientos de rotación externa, separación y basculación lateral* de hasta unos 2 mm lo que permite ensanchar la mortaja para

introducir la porción anterior del astrágalo, mas amplia que la posterior. En la flexión plantar se cierra la mortaja, mientras se abre en la dorsal. De que esta abertura no sea excesiva, se embargan los ligamentos ínteróseos, la membrana tibioperonea y el propio tono de los músculos profundos de la cara posterior de la pierna.

Es de resaltar la *perfecta congruencia que existe entres la mortaja y la tróclea*. La primera cubre un ángulo de unos 65° , mas de la mitad de la rotula, lo que tiene mas importancia si pensamos que la movilidad total del tobillo es de unos 40° , de los cuales no llegan a 20° los que giran en la marcha normal. Esta perfecta unión se halla estabilizada por la acción de ambos maléolos con sus conexiones ligamentosas al tarso. Debemos destacar cómo esta congruencia es muy superior a la del resto de las articulaciones de la extremidad inferior, cadera y rodilla en particular.

Figura 32. Congruencia entre la mortaja y la tróclea. Grado de movimiento.



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

En la estación bipodal. la línea de fuerzas que baja de la rodilla atraviesa el tobillo aproximadamente por su parte media. Debido a que el eje de gravedad se halla mas interno, en esta articulación persiste la tendencia que hemos comentado en la rodilla, a derrumbarse en valgo.

En el plano sagital se discute si el eje de gravedad pasa inmediatamente por delante del tobillo o en el interior de la articulación del tobillo. En este último caso de forma pasiva se mantiene en equilibrio sin ayuda muscular. Si pasa por delante, se hace necesaria la contracción de tríceps sural para evitar el derrumbamiento del tronco hacia delante. En

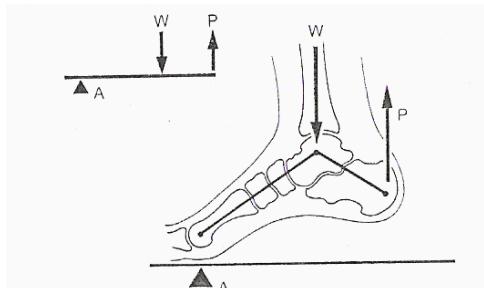
realidad, no se puede afirmar de una manera absoluta ni lo uno ni lo otro, ya que el reposo absoluto no existe, y el eje de gravedad oscila ligeramente hacia delante o hacia atrás.

En apoyo unipodal. por la proximidad del tobillo al suelo y teniendo que caer el eje de gravedad dentro del triangulo de sustentación del pie, en teoría podría mantenerse el equilibrio también sin ninguna clase de ayuda muscular. En realidad, el pequeño balanceo que existe en el cuerpo hace que exista una contracción alternante de músculos inventores y evertores según la tendencia que tenga el cuerpo a derrumbarse, y dicha contracción muscular hace que se mantengan en equilibrio. Afirmación semejante podríamos hacer refiriéndonos al plano sagital.

El hecho de que a diferencia de la rodilla y de la cadera el eje de gravedad, aun en estación monopodal, pase por el interior del tobillo, junto a la buena congruencia articular explica la rareza de la artrosis de la artrosis del tobillo.

Durante la marcha y en posición de puntillas, visto en proyección de perfil, el tobillo junto con el pie forma una palanca de segundo grado. El punto de apoyo se hallaría en el contacto con el suelo de metatarsianos y dedos; la resistencia a nivel de la articulación del tobillo y la potencia estarían representadas por los flexores plantares, fundamentalmente el tríceps sural. Hecho el triangulo de fuerzas y sumado al peso del cuerpo la fuerza de la contracción muscular observamos que, de manera semejante a la que veíamos en la cadera y en la rodilla, las fuerzas intrínsecas que actúan en el pie equivales a tres y cuatro veces el peso del cuerpo.

Figura 33. El pie en posición de puntillas y en el plano sagital como una palanca de segundo grado. Apoyo A



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

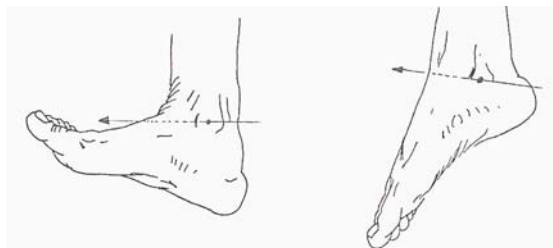
Los movimientos de la articulación el tobillo, tanto por la oblicuidad del eje como por las ligeras diferencias entre los dos lados de la tróclea, no son puros de flexión dorsal y plantar. El eje de la articulación del tobillo une aproximadamente los dos extremos inferiores de los maléolos. Teniendo en cuenta la rotación externa de la tibia y la situación del maléolo peróneo, el eje se dirige de arriba abajo, de dentro afuera y de delante atrás. El ángulo que formaría con el plano horizontal seria de unos 8° , y con el sagital, de unos 20° .

Un eje transversal para los movimientos:

Flexión dorsal (extensión): Se aleja el dorso a la tibia entre 0° a 20° - 35° tomando como referencia la horizontal.

Flexión plantar (flexión): Se acerca el dorso a la tibia entre 0° a 30° - 45° tomando como referencia la horizontal.

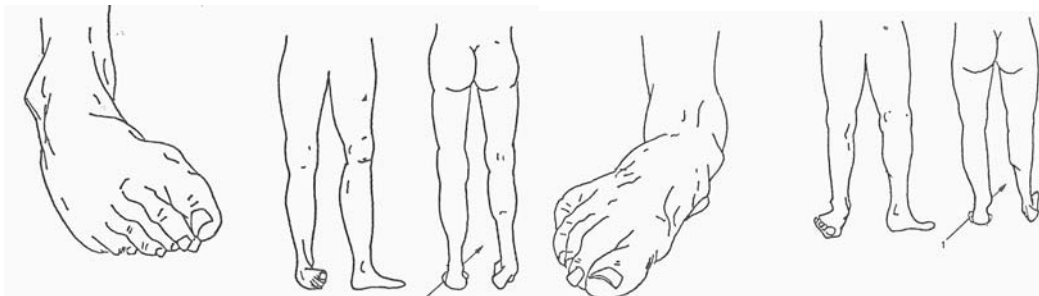
Figura 34. Movimientos de flexión dorsal y plantar del tobillo



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Eje de Henke. El trochus o cilindro distal se mueve atendiendo a la triple oblicuidad del y permite, además de los de flexión y extensión, movimiento combinados de abducción tibial y supinación (varo del pie) o de la abducción peroneal y pronación (valgo del pie).

Figura 35. Movimientos de varo y valgo del pie. Eje de Henke



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

1.4.1.4.4 El pie. Está formado por una semiboveda abierta hacia dentro y que junto con el otro pie formaría una bóveda completa.

Sobre la constitución de la semiboveda, Morton, basándose en la biomecánica, dice: “Si tomamos un bloque sólido de la misma longitud, grosor y anchura del pie, y a nivel de su tercio posterior le aplicamos un peso semejante al que le llega de la pierna, estudiando las líneas de fuerza de dicho bloque aparecerá la forma del pie humano. Las trabéculas óseas marcarán las fuerzas de compresión, las formaciones musculoligamentosas la de distracción.” Es decir, como ya demostró Kulman en el cuello del fémur, tanto en el pie como en el resto del aparato locomotor la morfología sería el más perfecto diseño que podría imaginar un ingeniero para efectuar, con el máximo de economía, el trabajo que tiene que realizar.

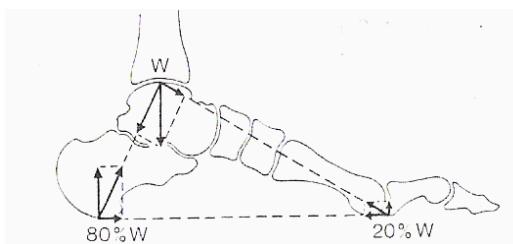
En la estructura del aparato locomotor el tejido mejor adaptado para soportar las fuerzas de la compresión es el óseo; las trabéculas de nuestros huesos son la representación plástica de las fuerzas que pasan por el mismo. Por ello la bóveda plantar se encuentra formada por piezas óseas. Inversamente, la planta del pie en la que dominan las fuerzas de distensión, se encuentra constituida por ligamentos y músculos. Los primeros, porque el tejido fibroelástico es el más preparado para soportar las fuerzas de distracción, y los músculos, para que con carácter subsidiario, puedan ayudar con su contracción cuando los ligamentos son sometidos a un sobreesfuerzo.

El mantenimiento de la bóveda plantar se halla en relación con:

1. la forma de los huesos, de manera que encajen entre si como las piezas de un rompecabezas, formando en conjunto la bóveda;
2. los ligamentos que mantienen unidas entre si las diversas piezas óseas y
3. los músculos cuyo perfecto equilibrio ayuda de forma supletoria al mantenimiento de la bóveda.

Desde el punto de vista biomecánico, en posición bipodal el pie visto de perfil forma un triangulo que partiendo del astrágalo se dirige hacia el retropié y al antepié. En un triangulo de fuerzas se comprueba que aproximadamente dos terceras partes de la fuerza van a parar al retropié y solo una tercera parte va hacia el antepié.

Figura 36. Triangulo de fuerzas en el pie en posición de perfil.



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Esta distribución aproximada, obtenida mediante cálculo vectorial, es cuando el pie se apoya en un plano horizontal. En un plano inclinado hacia arriba se sobrecarga el talón. Mayor importancia tiene cuando o se levanta el talón o el pie se apoya en un plano inclinado hacia abajo. De esta forma va aumentando la proporción de fuerzas que se dirigen hacia el antepié con la consiguiente sobrecarga del mismo, llegado al máximo en posición de puntillas.

Se considera que la posición mas favorable del pie seria aquella en la que el tobillo se coloca entre la posición de flexión máxima y de flexión mínima. Es decir, alrededor de un 100° de flexión plantar, lo que equivaldría a una elevación del talón de unos 2 cm.

En posición de puntillas, especialmente durante la fase de despegue en la *estación monopodal* de la marcha, el pie toma la forma de una palanca de segundo grado, con punto de apoyo en el antepié. La resistencia vendría dada por el peso del cuerpo que se aplica en la articulación del tobillo y la potencia por la contracción de los flexores plantares, en especial el tríceps sural cuya fuerza se aplica en el retropié. Establecidos los correspondientes cálculos vectoriales en los que, además del peso del cuerpo hay que sumar la fuerza muscular que mantiene el pie en equinismo, se llega a la conclusión de que las fuerzas intrínsecas que se soportan en el interior del pie son aproximadamente cuatro veces el peso del cuerpo.

Esta posición en flexión de la rodilla. En esta última el sistema cuádriceps-rotula y tendón rotuliano es el que tiende a colocar la rodilla en extensión. De forma similar, en la extensión del pie o flexión plantar el sistema calcáneoaquileo plantar es quien suministra la fuerza necesaria y con ello emite la posición de puntillas, fundamental para la fase de despegue de la marcha, la carrera y el salto.

Cinemática. Clasificamos las articulaciones del pie en dos grupos: articulaciones de *movimiento*, formadas por el tobillo y las metatarsofalangicas de los dedos dotadas de un amplio grado de movilidad y que sirven fundamentalmente para la marcha, y *articulaciones de acomodación y amortiguación*, que sirven para suavizar el choque del pie con el suelo y para acomodarse a los terrenos irregulares.

Las articulaciones de adaptación son fundamentalmente las articulaciones de la bóveda. Las articulaciones subastragalina y de Chopart forman una entidad única encargada de los movimientos de inversión y de eversión. Estos son movimientos complejos que se realizan en torno al eje de Henke en virtud del cual, durante la eversión, el pie realiza un movimiento de supinación, flexión y abducción e inversamente durante la aversión, un movimiento de pronación, flexión dorsal y abducción. Con el pie en carga en cada uno de esos movimientos, el astrágalo realiza un movimiento de deslizamiento hacia delante o hacia atrás que ayuda a distribuir mejor las cargas.

La articulación de Lisfranc dividida según De Doncel y Kowalski en una porción media, otra externa y otra interna, tiene como función regularizar el apoyo metatarsal al suelo de

forma que, tal como antes hemos dicho, todas las cabezas metatarsianas contacten con el suelo tanto en las diversas fases de la marcha como en las irregularidades del terreno.

Entre las articulaciones metatarsofalangicas de los dedos tiene mayor importancia la articulación metatarsofalangica del dedo gordo, formada no solamente por dichos huesos sino también por el rodete glenosesamoideo que facilita el deslizamiento del metatarsiano. en posición de reposo o de puntillas, la buena presión de los dedos al suelo es básica para descargar las cabezas de los metatarsianos.

Finalmente en el segmento horizontal de la extremidad inferior o pie se valoran dos interlineales articulares: de chopart (formada por las articulaciones calcaneocuboidea y astragalocalcaneoescafoidea) y de lisfranc (integrada por las articulaciones de cuboides y las tres cuñas con los metatarsianos, de gran importancia quirúrgica.

En el antepié se encuentran las articulaciones metatarsofalangicas (articulaciones condileas) y las articulaciones de los dedos o interfalángicas, todas ellas rudimentarias en forma de poleas o trócleas, cuyos movimientos se traducen por la extensión y flexión de las mismas. La primera articulación se realiza por los músculos que les llegan de la región anterior de la pierna y por el músculo dorsal del pie o músculo pedio, y la segunda a expensas de los flexores provenientes de la pierna y del flexor corto plantar, en la planta del pie.

Los músculos mediales (aductor, flexor corto y abductor del dedo gordo) los laterales (abductor, oponente y flexor corto del quinto dedo) y los de la región plantar media (interóseos, lumbrícales y cuadrado de Silvio) tienen en el pie una acción dinámica poco valorable, pero intervienen en la regulación de la bóveda plantar.

En la sustentación o bipedestación el pie se apoya únicamente sobre la parte posterior de calcáneo, la cabeza del quinto metatarsiano y los sesamoideos ubicados bajo la cabeza del primer metatarsiano. Estos puntos están unidos por los arcos del pie: interno (calcáneo-astragalo-escafoides-primer cuña-primer metatarsiano), externo (calcáneo-cuboides- quinto metatarsiano) y anterior (arco intermetatarsiano). La elevación del arco interno se mantiene, entre otras estructuras, por la tracción en forma de estribo que

realizan los músculos tibial anterior y peróneo lateral largo que cruza toda la planta del pie, contribuyendo al mantenimiento de la bóveda plantar.

1.4.1.4.5 Interdependencia de las articulaciones del miembro inferior. Tanto desde el punto de vista normal como patológico, las tres articulaciones de la extremidad inferior se influyen mutuamente.

En el plano sagital. las tres articulaciones tienen la máxima amplitud de movimiento, formando una cadena cinética abierta. En general, el movimiento de flexión de la cadera con el miembro péndulo va acompañada de una flexión de la rodilla y de una flexión plantar (extensión) del tobillo. Inversamente, en apoyo, la extensión del tobillo también se acompaña en extensión de la rodilla y de la cadera, como ocurre al final de la fase de apoyo de la marcha. En posición de cuclillas, son las que se flexionan conjuntamente.

Tanto en la cadera como en la rodilla existe una limitación de la extensión, que se encuentra bloqueada pasivamente en la cadera gracias a los ligamentos exteriores y en la rodilla por el auto atornillado de la misma. Es por esta razón que puede conseguirse una estabilidad pasiva simplemente bloqueando el pie en equinismo, lo que obliga a la hiperextensión de la rodilla y de la cadera. Esta estabilización puede ser más eficaz en una rodilla parcialmente paralizada si existe en la cadera el glúteo mayor y en la pierna el tríceps sural porque ambos tiran hacia atrás los huesos de muslo y pierna.

Situación contraria se presenta en los espásticos que por la contractura de los músculos caminan en flexión de cadera, rodilla y planta del pie. Para poder mantener el equilibrio necesitan una constante actividad muscular, haciendo más fácil la marcha que el reposo (en la primera se aprovecha la inercia), pero que en conjunto representa un gran consumo energético.

En el plano frontal. La biomecánica favorece la compensación. En general, una coxa vara provoca la deformidad en valgo de la rodilla; y lo inverso ocurre con la coxa valga.

Más importantes son las alteraciones mecánicas que provocan en la rodilla las alteraciones de la cadera. De forma que:

- 1) la angulación en varo del extremo superior del fémur sobrecarga el cóndilo femoral interno
- 2) la angulación en valgo del cuello femoral provoca una sobrecarga del cóndilo femoral externo
- 3) el desplazamiento hacia fuera de la diáfisis femoral incrementa la sobrecarga del cóndilo interno
- 4) el desplazamiento del diáfisis femoral hacia dentro desplaza la sobrecarga femoral hacia el cóndilo externo.

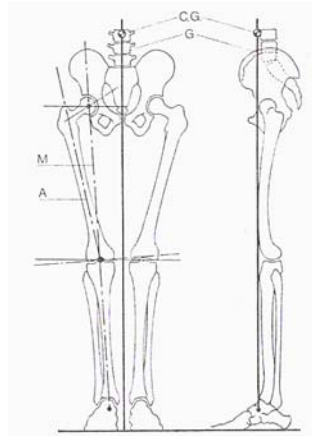
Dada la gran maleabilidad que tiene el pie para adaptarse a las diversas alteraciones biomecánicas es lógico que le repercutan las modificaciones del ángulo de la rodilla formando un pie cavo –varo o, inversamente, se deja dominar por la misma y forma la tan frecuente conjunción de pie plano-genuvalgo.

Cuando la rodilla se deforma en varo el pie puede intentar compensar deformándose en plano-valgo, o bien seguir la deformidad de la rodilla, en cuyo caso se deforma en cavo-varo.

La menor altura del brazo de palanca del pie en relación con la rodilla (en el pie es del talón al tobillo, mientras que en la rodilla llega de su interlinea articular hasta el tobillo), junto con la rigidez casi completa de la rodilla en el plano frontal hacen que prácticamente nunca las deformidades del pie actúen sobre la rodilla. Si pueden influenciar, sin embargo, la distribución de cargas y con ello facilitar la aparición de la artrosis unicompartimental. En este sentido el pie cavo-varo sobrecarga la articulación condilotibial interna y el pie plano valgo sobrecarga la articulación condilotibial externa.

1.4.1.5 Biomecánica de la extremidad inferior. Para comprender mejor la biomecánica de las diversas articulaciones de la extremidad inferior, consideramos conveniente dar unos conceptos previos.

Figura 37. Centro de gravedad (C.G.) y el eje de gravedad (G). eje anatómico (A) y el eje mecánico (M)



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Centro de gravedad. Es el punto en donde se aplica la resultante de las fuerzas gravitatorias que actúan en los diversos puntos del cuerpo humano. Se halla situado por delante de la III vértebra lumbar.

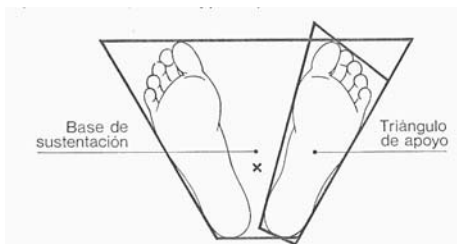
Eje de gravedad. Es la línea que une el centro de gravedad del cuerpo humano con el centro de gravedad del cuerpo humano con el centro de la tierra. A efectos prácticos es la “vertical que pasa por el centro de gravedad”. El plano sagital que pasa por el mismo divide el cuerpo en dos mitades simétricas. El plano frontal que coincide con dicho centro queda algo por delante de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo.

Base de sustentación. El polígono limitado por el borde externo de ambos pies y las líneas que unen la porción más posterior del talón y la más anterior del antepié.

En posición bipodal, para que el cuerpo se halle en equilibrio estable, el eje de gravedad debe caer dentro de dicha base de sustentación y por lo tanto se coloca por dentro de la cadera, rodilla y tobillo.

Triángulo de apoyo. Esta constituido por el triángulo que une la porción más posterior del talón con la porción externa del quinto dedo por fuera y la interna del dedo gordo por dentro.

Figura 38. Base de sustentación y triangulo de apoyo



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

En posición monopodal, para que el cuerpo se halle en equilibrio estable, el eje de gravedad debe caer dentro de dicho triángulo de apoyo. En esta posición la pelvis se desplaza hacia el lado de la pierna que apoya. Con ello el centro de gravedad queda hacia el otro lado y el eje se sitúa por dentro de la articulación de la rodilla y de la cadera

Eje anatómico. Se halla formado por la línea que pasa por el centro de la diáfisis del fémur y de la tibia .

Eje mecánico. En el fémur va del centro de la cabeza femoral al centro de la articulación de la rodilla y forma con el eje anatómico un ángulo entre 5° y 7° . En la tibia coinciden el eje mecánico y el eje anatómico .

1.4.1.6 Estudio de la marcha normal y patológica

1.4.1.6.1 Estudio de la marcha normal. La locomoción bipodal es una de las características del hombre que lo diferencia del resto del reino animal. Mas que el desarrollo de un reflejo innato parece ser que es un proceso aprendido. Una vez que la persona ha aprendido a caminar el sistema que ha formado trabaja igual aun en un amputado que aprende a llevar su prótesis como en una joven que aprende a caminar con tacones.

La marcha es un proceso que cada persona aprende y no es de extrañar que cada una muestre en su desarrollo unas características propias. Cuando estudiamos la marcha de

diferentes individuos vemos que desaparecen las características personales y aparecen elementos comunes. Idealmente nuestros intentos de enseñanza de la marcha buscan en conseguir una deambulación lo más normal posible. A menudo, y debido al diagnóstico del proceso, el enfermo no será capaz de lograr unos movimientos normales. A continuación se describe la marcha normal.

Durante la marcha normal, cada pierna alterna entre una *fase de sustentación*, cuando el pie está sobre el suelo, y una *fase de balanceo* cuando la pierna es llevada de atrás hacia adelante. Cada fase tiene distintas características, muchas de las cuales son importantes para enseñar al enfermo a caminar de forma efectiva y eficiente. Describiremos cada fase en el mismo orden que se presentan durante la marcha normal.

Fase de sustentación

1. *Talaneo*. Normalmente, nosotros golpeamos primero el suelo con el talón manteniendo el pie en dorsiflexión. Ocasionalmente, algunos enfermos intentan tocar el suelo primero con los dedos del pie, debiéndoseles estimular para un apoyo correcto. Este hecho es importante cuando se utilizan muletas. Si el enfermo toca el suelo primero con sus dedos, la acción normal del pie no puede continuarse; y sus pasos llegan a ser torpes, incardinados e ineficientes. Cuando el pie toca el suelo, debe colocarse adelantado con la rodilla en total extensión y la pierna ligeramente abducida (pie separado) .

2. *Apoyo*. Después del talaneo, el enfermo reparte el apoyo por todo el pie flexionando ligeramente la rodilla (unos 15°). Entonces extiende totalmente la rodilla. Y debe ser capaz de apoyarse totalmente sobre ella. Un cuádriceps fuerte, o un dispositivo de asistencia en ciertos casos, es necesario para lograr esta posición sustentadora o de apoyo que capacite para caminar. Si la rodilla “flaquea” en este momento, la otra pierna no podrá levantarse del suelo.

Durante y antes del apoyo, el tronco se mantendrá erguido para poder desplazar la otra pierna, lo cual se logra por la acción del glúteo mayor. Si el glúteo mayor no es activo cuando la pierna actúa en fase de apoyo, el tronco se inclina hacia delante. Para

compensar esta debilidad, el paciente será instruido en permanecer muy derecho, con los hombros hacia atrás y la pelvis hacia delante.

Fase de balanceo

La otra pierna se encuentra ahora en fase de apoyo.

1. Con la cadera y rodilla dobladas, el pie con un ángulo de 90° sobre el tobillo, y el peso corporal sobre la otra pierna, se empieza a desplazar la pierna hacia delante. Si el paciente no es capaz de ejecutar uno, dos a más de estos movimientos normales, la pierna es denominada “pierna funcional larga”. Ello significa que por alguna razón el enfermo no puede acortar la longitud de su pierna mediante los movimientos normales indicados antes para el desplazamiento del peso en una pierna a otra. La pierna se siente a menudo como “pegada al suelo”. Las causas para esta pierna funcionalmente alargada pueden ser el empleo de escayolas o aparatos ortopédicos de pierna, rigidez articular de la rodilla, debilidad de tobillo (pie caído), debilidad o no función de los flexores de cadera, contracturas en flexión plantar del pie, etc.

2. Cuando la pierna que se desplaza sobrepasa a la otra pierna, la rodilla se extiende por la acción combinada de los hamstrings que controlan la velocidad de la extensión y el cuádriceps que produce extensión total de la rodilla. Todos los pasos son iguales en longitud. (si el cuádriceps y los hamstrings no actúan adecuadamente, el enfermo no ejecuta la extensión total de rodilla y no balancea completamente la pierna; y/o cuando el talón golpea el suelo, la rodilla “chaca” hacia atrás en una forzada hiperextensión.)

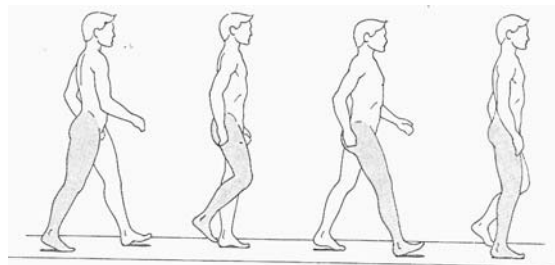
3. Cuando la rodilla se extiende, la dorsiflexión del pie es de unos 90° y la pierna del paciente se encuentra otra vez en posición para el taloneo. El ciclo de la marcha se repite

1.4.1.6.2 Tiempos de la marcha. Durante la marcha normal podemos distinguir los siguientes tiempos :

1. *Primer doble apoyo*: Se caracteriza porque los dos pies contactan con el suelo: uno está iniciando el contacto con el talón mientras que el otro, próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo.

2. *Primer apoyo unilateral:* El pie que en el tiempo anterior solo se apoyaba por el dedo gordo ha despegado del suelo e inicia su periodo oscilante. El peso del cuerpo, por tanto, recae en una sola extremidad. Este periodo oscilante de la pierna, cuando no contacta con el suelo, se denomina “paso de la vertical” y esta dividido en dos fases, según si la pierna péndulo se encuentra por detrás o por delante del eje de gravedad del cuerpo.
3. *Segundo doble apoyo:* Es simétrico al primer doble apoyo, pero aquí el pie que antes despegaba es el que ahora contacta con el talón finalizando su periodo de oscilación. El otro pie se encuentra apoyado por el dedo gordo, preparándose para el despegue.
4. *Segundo apoyo unilateral:* Es simétrico al segundo tiempo pero con los pies cambiados: el que antes estaba en periodo de oscilación ahora esta en periodo de apoyo y viceversa.

Figura 39. Marcha normal



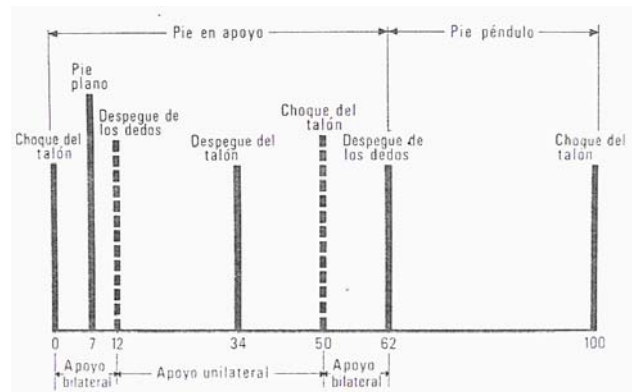
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Denominamos doble apoyo POSTERIOR o de EMPUJE cuando el pie tomado como referencia esta en situación anterior. En esta posición el pie, apoyado por el talón, esta acelerado el cuerpo hacia delante.

Denominamos doble apoyo ANTERIOR o de FRENADO cuando el pie tomado como referencia esta en situación anterior. En esta posición el pie, apoyado por el talón, esta frenando la aceleración del cuerpo hacia delante.

Si analizamos el ciclo de marcha, es decir el periodo de tiempo comprendido entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie, vemos que los tiempos de la marcha descritos tienen lugar en las proporciones indicadas en el esquema .

Figura 40. Tiempos de la marcha



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

1.4.1.7.3 Fases de apoyo plantar.

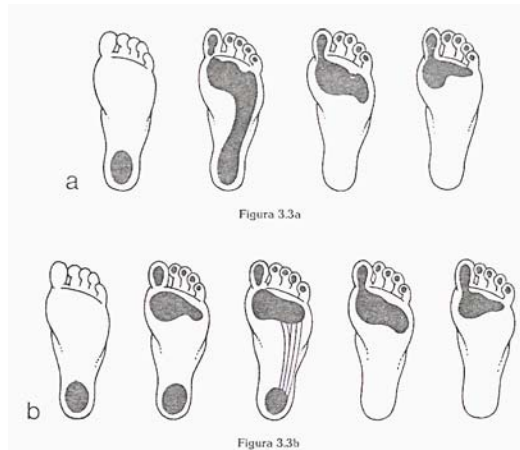
En el 30% de los casos el desarrollo del paso se comporta de la forma descrita clásicamente:

- a) Choque de talón
- b) Apoyo talón, borde externo y antepié
- c) Apoyo de antepié
- d) Despegue de antepié, finalizando por el dedo gordo

En el 70% de los casos el desarrollo del paso tiene lugar de la siguiente forma

- a) Choque de talón
- b) Apoyo de talón y antepié
- c) Apoyo de talón, antepié y apoyo fugaz del borde externo
- d) Apoyo de antepié
- e) Despegue de antepié finalizando por el dedo gordo

Figura 41. Fases de apoyo del pie en la marcha



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Es decir, durante la marcha el pie normal se comporta como si fuese cavo, existiendo solo un apoyo muy fugaz del borde externo. El 30% de pies que se apoyan en la forma clásica son pies que tienen una cierta insuficiencia de la bóveda plantar.

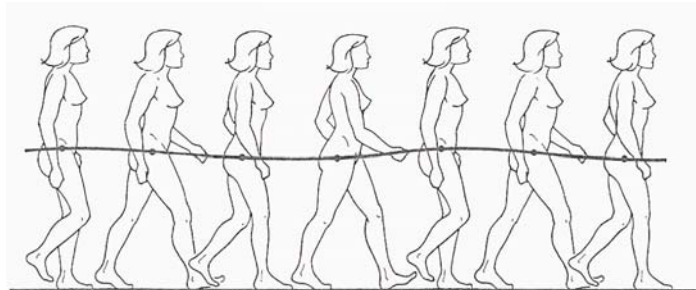
1.4.1.6.4 Mecanismo de la marcha. Si nos planteamos el mecanismo por el que se produce la marcha hemos de tener en cuenta que el cuerpo humano al caminar se comporta tanto como un sistema físico cuanto como un organismo biológico, y por consiguiente esta sujeto tanto a las leyes físicas del movimiento como a las leyes biológicas de la acción muscular. Inman ha planteado la hipótesis de que el cuerpo humano integra el movimiento de todos sus segmentos y su actividad muscular para disminuir al máximo la energía necesaria para dar un paso. Se ha comprobado que toda persona tiene una velocidad de marcha que le requiere un mínimo de energía, y caminando mas de prisa o mas despacio el requerimiento energético de marcha que requiere menor coste energético es de unos 4.5 Km. /h.

Si queremos estudiar como se realiza el gasto energético durante la marcha y los mecanismos que tiene el cuerpo humano para hacer que este gasto sea mínimo, nos

interesa analizar los desplazamientos que sufre el C. de G. del cuerpo que aproximadamente se sitúa por delante de la segunda vértebra sacra (L3).

Desplazamiento vertical del C. de G. Durante la marcha el cuerpo sufre un rítmico desplazamiento hacia arriba y abajo. Este desplazamiento vertical esta en íntima relación con la locomoción bipodal: en las fases de doble apoyo en que las dos piernas están separadas contactando con el suelo el C. de G. se encuentra en su punto mas bajo; en las fases de apoyo unilateral en que el cuerpo es propulsado por encima de una pierna extendida el C. de G. alcanza su punto mas alto. Saunders ha medido la distancia entre estos dos puntos extremos comprobando que es de 4 o 5 cm. Por lo tanto el cuerpo durante la marcha debe levantarse y bajarse a esta distancia, para lo que requiere un gasto energético. Se ha comprobado que el C. de G. en su desplazamiento describe una curva sinusoidal que es la que requiere un menos consumo energético. Para conseguir este desplazamiento sinusoidal del C. de G. existen una serie de movimientos coordinados de la extremidad inferior. La pelvis, la cadera y la rodilla actúan coordinadamente para disminuir la amplitud de la curva; mientras que la rodilla, el tobillo y el pie trabajan para suavizar los cambios de sentido de la curva.

Figura 42. desplazamiento rítmico del cuerpo hacia arriba y hacia abajo del cuerpo durante la marcha

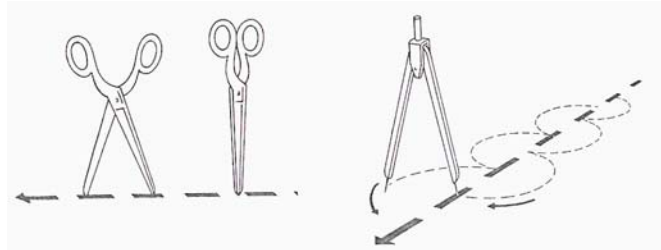


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

La pelvis contribuye al desplazamiento suave del centro de gravedad con dos movimientos: uno en el plano horizontal y otro en el plano vertical. En el plano horizontal realiza un movimiento de rotación parecido al movimiento de un compás que puede

desplazase sin cambiar la altura de la cruz. Si no tuviésemos este movimiento caminaríamos a modo del movimiento de unas tijeras abriendo y cerrando las hojas, lo que implica variaciones importantes en la altura de la cruz .

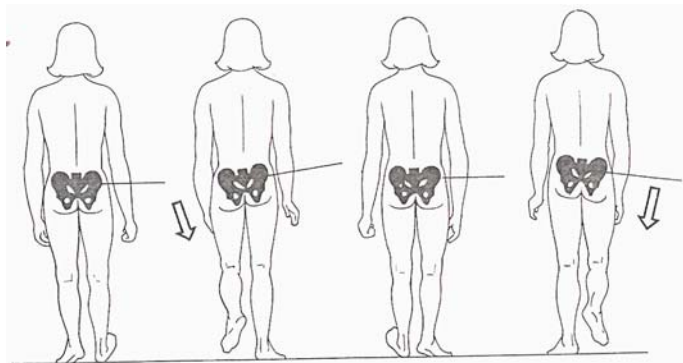
Figura 43. Movimientos de tijeras y de compás



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Al caminar adoptamos los dos tipos de movimiento: el de compás con la rotación pélvica y el de las tijeras con la flexo-extensión de la cadera. El segundo movimiento de la pelvis que no interesa ocurre en el plano frontal y consiste en la inclinación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante; es decir, que caminamos con un ligero Trendelenburg y que, al igual que el movimiento de rotación, contribuye a disminuir el desplazamiento vertical de C. de G.

Figura 44. Desplazamiento vertical del centro de gravedad

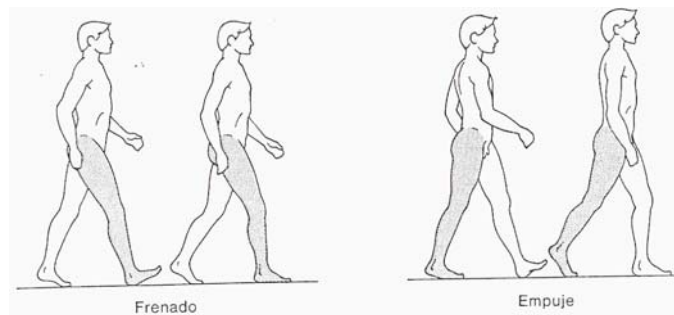


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

La rodilla también contribuye a disminuir el desplazamiento del C. de G. al estar en una discreta flexión en el momento en que el cuerpo pasa por encima de la pierna que apoya.

Si estos tres movimientos descritos no tuvieran lugar el desplazamiento vertical sería dos veces mayor y por lo tanto también lo sería el gasto energético. Ahora bien, si solo actuasen estos tres tipos de movimientos el desplazamiento del C. de G. en el espacio sería en forma de arcos interrumpidos. Si caminásemos con una rodilla rígida y sin tobillo ni pie, en el momento de choque de talón de la pierna oscilante se produciría una desaceleración brusca del C. de G. y tendríamos una pérdida energética. Para evitar esto en el momento de chocar el talón la rodilla se flexiona contra una creciente contracción de cuádriceps, y el pie realiza una flexión plantar contra la acción del tibial anterior. Ambos movimientos acortan la pierna y absorben el impacto producido al chocar con el suelo. Una vez que el C. de G. ha sido desacelerado el cuerpo necesita ser impulsado hacia arriba para pasar por encima de la pierna contraria, dando lugar al siguiente paso. Esto se realiza de la siguiente manera: la pierna es alargada por la extensión de la rodilla y la flexión plantar del pie, siendo el resultado de ambos movimientos el despegue del talón y la aceleración del C. de G.

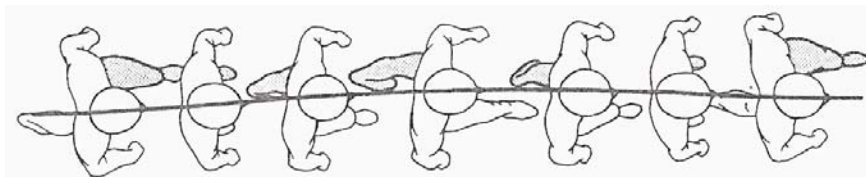
Figura 45. Fases de frenado y empuje durante la marcha



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Desplazamiento lateral del C. de G. Cuando una persona camina no permanece siempre en el plano de la línea de progresión sino que su cuerpo oscila de un lado a otro. Este desplazamiento lateral del C. de G., igual al de la cabeza y tronco, es de unos 5 cm.

Figura 46. Desplazamiento lateral del centro de gravedad



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

La cabeza y el tronco juegan un papel pasivo durante la marcha, limitándose a mantenerse centrados por encima del área formada por los pies e inclinando el peso del cuerpo hacia la extremidad que apoya. Si esto no ocurriera y el tronco estuviese por fuera de la base de sustentación se perdería el equilibrio y no sería posible la marcha.

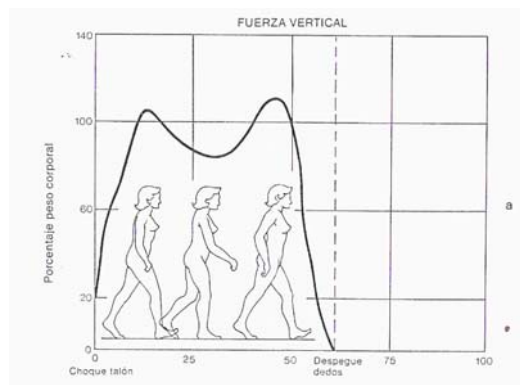
La cintura escapular tiene un movimiento de rotación asíncrono con el de la pelvis: si caminamos muy lentamente vemos que la cintura escapular rota paralela a la pelvis, pero al alcanzar la velocidad de marcha normal existe una asincronía de ambos movimientos de unos 90° . Esta asincronía se hace máxima en la carrera.

En los extremos de la cintura escapular los brazos se comportan como péndulos que empiezan a oscilar. Si colocamos un yeso que abarque tronco, pelvis y hombros, obligando a la cintura escapular y pelviana a rotar juntas, vemos que la marcha se hace muy difícil porque aumenta los requerimientos energéticos. Por ello podemos decir que este sistema de rotación de la cintura escapular y balanceo de los brazos en sentido contraria a la pelviana, constituye un sistema de amortiguación que proporciona mayor suavidad a la marcha.

1.4.1.6.5 Cinética de la marcha. El hombre se comporta durante la marcha como una máquina autopropulsada: las únicas fuerzas que actúan son las de la gravedad y la acción muscular. Los músculos estriados están dispuestos de tal manera que solo pueden producir movimientos de rotación alrededor de los ejes de las articulaciones. Para poder realizarlo necesitamos un punto fijo externo a nosotros sobre el que poder aplicar las diferentes fuerzas ejercidas por el cuerpo. En la locomoción este punto fijo es el suelo y con la ayuda de una plataforma de fuerzas podemos medir la intensidad de dichas fuerzas.

- Fuerza de reacción vertical. Esta fuerza, representada en el grafico, traduce los desplazamientos verticales de C. de G.: en el choque de talón cuando el cuerpo es impulsado hacia arriba para pasar por encima de la pierna que apoya, aumenta la fuerza de reacción del suelo; cuando el cuerpo desciende para ir a apoyarse en la pierna contraria, disminuye la fuerza vertical sobre el suelo. Cuando la extremidad despegas, impulsando el cuerpo hacia arriba y adelante, aparece el segundo pico de la curva.

Figura 47. Fuerza vertical

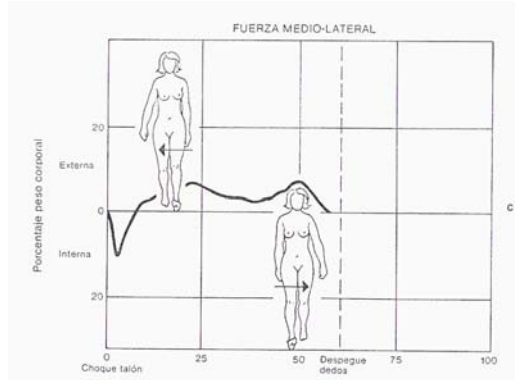


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

De estos datos podemos deducir que la energía potencial del cuerpo, que es igual al peso del mismo por la altura a que se encuentra su C. de G., alcanza su valor máximo en el momento de máxima elevación. Al descender el cuerpo esta energía se convierte en cinética que es empleada para acelerar el cuerpo hacia delante, y a su vez se convertirá en potencial con la siguiente elevación del cuerpo. Esta transferencia entre energía potencial y energía cinética no se realiza en un 100%.

- Fuerza de reacción longitudinal. Esta fuerza, representada en el grafico, traduce las fuerzas de frenado y empuje que hemos comentado al hablar de los tiempos de la marcha. En el momento del choque de talón producimos una fuerza de frenado, mientras que en el momento del despegue producimos una fuerza de empuje hacia delante. Ambas fuerzas son muchos menores que la fuerza vertical.

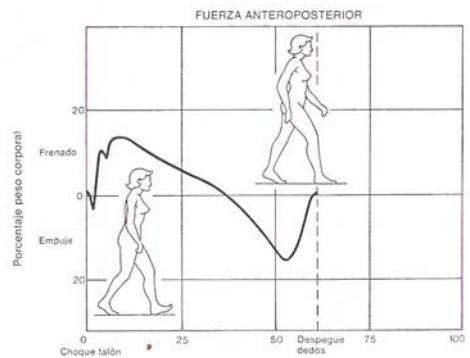
Figura 48. Fuerza horizontal



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

- Fuerza de reacción lateral. Esta fuerza, que como podemos ver en el gráfico es de muy baja intensidad, traduce los desplazamientos laterales del C. de G.

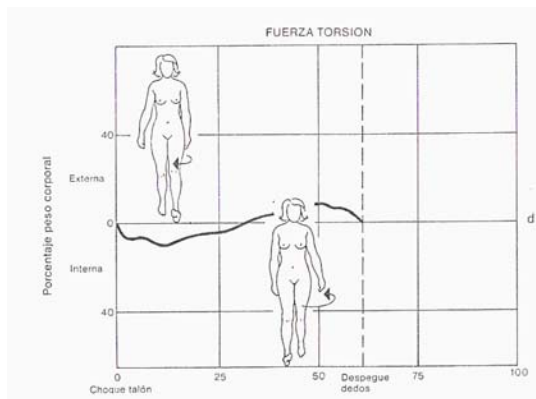
Figura 49. Fuerza anteposterior



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

- Fuerza de torsión. El pie ejerce sobre el suelo una fuerza de torsión que es la traducción del movimiento de rotación de la extremidad inferior durante la marcha. La intensidad de la fuerza está en rotación con el soporte de carga de la extremidad: desde el momento que la extremidad contacta con el suelo en el choque de talón y hasta que soporta todo el peso realiza un movimiento de rotación interna. A partir de aquí y hasta que la extremidad esté totalmente descargada realiza una rotación externa. Ambos movimientos se traducen en fuerza de torsión interna y externa.

Figura 50. Fuerza de torsión

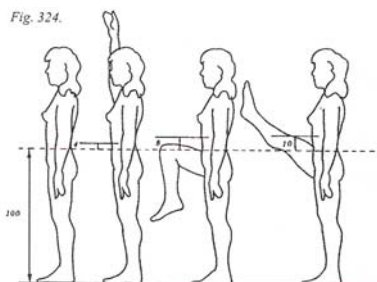


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

1.4.1.6.6 Análisis del centro de gravedad en una lesión de pie en la que no se pueda apoyar el pie.

El centro de gravedad de una persona en postura anatómica se encuentra aproximadamente a la altura del ombligo, algunos centímetros por delante de la tercera vértebra lumbar o L3. la situación del centro de gravedad cambia si se levantamos un brazo, si nos ponemos de puntillas, si levantamos una pierna etc. Por ejemplo supongamos que el centro de gravedad de una persona se encuentra a 100 cm sobre el suelo. Este centro se trasladara 4 cm hacia arriba cuando la persona levanta un brazo, unos 8 cm si levanta los dos y 8 cm cuando se pone de puntillas.

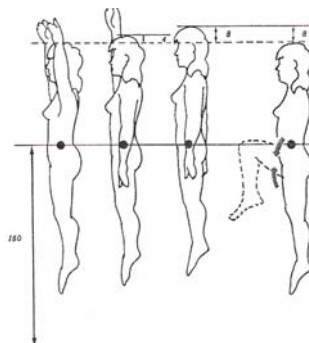
Figura 51. variación del centro de gravedad.



Fuente: AHONEN, Jarmo. Kinesiología y anatomía aplicada para la actividad física

Cuando la persona salta en el aire, de forma que el centro de gravedad se sitúa a unos 150 cm por encima del nivel del suelo un cambio de la postura del cuerpo no cambiara esta altura el mismo salto llevara a que el centro de gravedad se situe a 150 cm del suelo independientemente si el cuerpo varia en su camino hacia arriba.

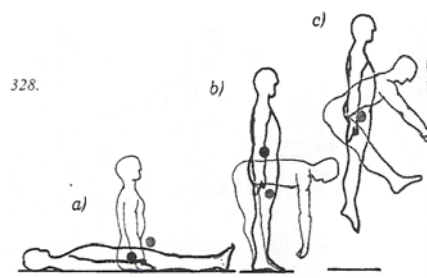
Figura 52. invariabilidad del centro de gravedad en un salto



Fuente: AHONEN, Jarmo. Kinesiología y anatomía aplicada para la actividad física

El centro de gravedad no siempre va a quedar situado dentro del cuerpo de la persona, también se puede localizar fuera del entorno físico del cuerpo, según la posición puede quedar unos centímetros al frente.

Figura 53. localización del centro de gravedad por fuera del cuerpo.



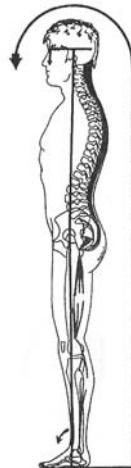
Fuente: AHONEN, Jarmo. Kinesiología y anatomía aplicada para la actividad física

Cuando se analiza el como se mantiene el ser humano de pie, nos encontramos con que el equilibrio del cuerpo esta basado en un desequilibrio. Basta señalar:

- La línea de gravedad cae delante de los maléolos

- El peso de la cabeza está colgado delante en relación con esta línea dos tercios adelante por un tercio atrás
- El resultado de este desequilibrio anterior alto y bajo tensa las fascias posteriores preferencialmente (ligamento cervical posterior + aponeurosis dorsal + aponeurosis lumbar). Estos elementos forma la cadena estatica posterior
- La cadena estatica posterior tiene cualidades de economia y sobre todo de propiocetividad para gestionar el reequilibrio por las informaciones a los paravertebrales
- El hombre esta construido en un desequilibrio anterior (frente), es normal que los factores estaticos esten localizados preferencialmente hacia atrás para oponerse a ello.
- Cuanto mas erguidos estemos, mas precario es el equilibrio.

Figura 54. Desequilibrio anterior del hombre de pie. Solicitaciones de las fascias posteriores.



Fuente: BUSQUET, Leopold. Las cadenas musculares

La estática basada en un desequilibrio anterior tiene dos ventajas:

- Mayor seguridad. La línea de gravedad es llevada hacia delante, hacia el centro del polígono de sustentación.
- El desequilibrio anterior soluciona el problema de la inercia de las masas cuando iniciamos la marcha.

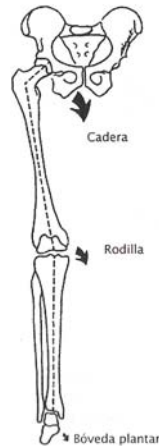
- Figura 55. Desequilibrio anterior



Fuente: BUSQUET, Leopold. Las cadenas musculares

El apoyo unipodal añade al desequilibrio anterior un vector interno. En el miembro inferior, la resultante es anterointerna; en la cadera, en la rodilla, en el tobillo y en la bóveda plantar. La orientación del cuello del fémur hacia adelante y hacia adentro canaliza este desequilibrio; lo mismo sucede en la rodilla con el valgo fisiológico y en el tobillo con el cuello del astrágalo.

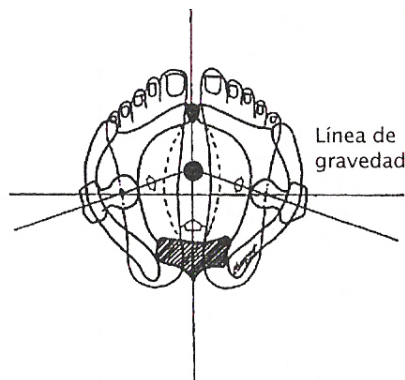
Figura 56. Apoyo unipodal desequilibrios frontales.



Fuente: BUSQUET, Leopold. Las cadenas musculares

En el apoyo unipodal el centro de gravedad se desplaza hacia delante para mantener el Equilibrio.

Figura 57. Desequilibrio anterointerno del miembro inferior



Fuente: BUSQUET, Leopold. Las cadenas musculares

Cuando existe una lesión temporal de pie en la que el paciente no puede apoyar el pie (postura monopodal), el lesionado adopta básicamente tres posiciones, para controlar el desequilibrio anteroposterior.

- Pie lesionado anterior a los maléolos
- Pie lesionado posterior a los maléolos
- Pie en la misma línea de los maléolos

En estas tres posiciones el centro de masa se mantiene a la misma altura pero se desplaza un poco hacia el frente (anterior), un poco hacia atrás (posterior) o casi en el mismo punto donde se encontraría en postura anatómica (alineado).

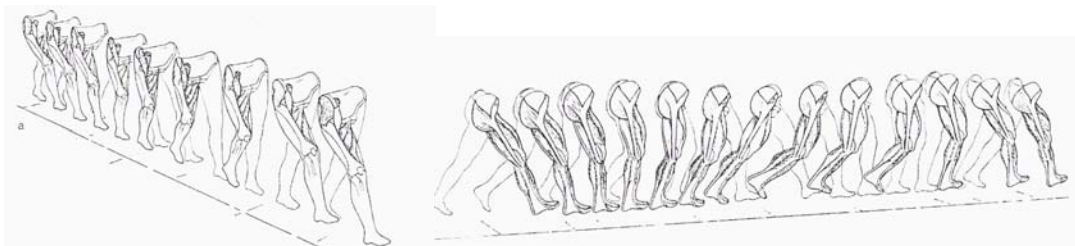
El desplazamiento del paciente en posición monopodal no es posible sin la ayuda de dispositivos de descarga por la siguientes razones:

- Como ya se explicó antes para facilitar el desplazamiento, el cuerpo humano integra el movimiento de sus segmentos para crear un balanceo, en el que existe una transferencia entre energía potencial y energía cinética. Con un pie levantado se dificulta esta transferencia pues en una lesión como la que estamos analizando, el paciente mantiene la pierna afectada colgando sin moverla como un péndulo, por tanto no la usa como elemento de impulso; pues corre el riesgo de golpear el pie lesionado con la superficie

- Sin estos dispositivos el paciente tendría que desplazarse saltando en un solo pie, esto se puede ver en un juego de golosa o rayuela en la que el jugador mantiene un pie levantado y esta obligado a saltar para pasar de un recuadro a otro.
- En el caso de tener que superar obstáculos como escaleras o andenes, seria casi imposible que el paciente subiera mas de dos escalones sin sufrir una caída o tener la reacción propioceptiva, de estirar los dos brazos para tratar de aferrarse a las paredes y mantener el equilibrio como si se estuviera usando dos bastones.
- El esfuerzo que acarrearía saltar sobre un solo pie, terminaría por afectar las estructuras óseas, articulares y musculares del paciente, además no podría realizarse un gran desplazamiento, pues el alto gasto energético agotaría muy rápido al paciente.
- Al quedar el paciente en posición monopodal disminuye su polígono de sustentación quedando con un equilibrio precario que no es el mas conveniente sobre todo, cuando la persona esta recuperándose de un trauma y corre el riesgo de caerse por debilidad o cansancio; la forma mas adecuada para aumentar este polígono es usando dispositivos de descarga

1.4.1.6.7 Acciones musculares durante la marcha. A través de la electromiografía se ha podido estudiar la actividad muscular del individuo en movimiento. Se ha comprobado que la mayoría de los principales grupos musculares de la extremidad inferior están activos durante el ciclo de marcha, principalmente al principio y final del periodo de apoyo y principio y final del periodo oscilante. Ello es debido a que en estos momentos del ciclo existen aceleraciones y desaceleraciones de la extremidad y trasferencias del peso del cuerpo de un pie al otro, acciones para las que es preciso el concurso de la acción muscular.

Figura 58. Ciclos de marcha y los grupos musculares que actúan en cada fase



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Los abductores de la cadera (glúteo medio y menor) actúan durante el periodo de apoyo del ciclo. Como hemos comentado al hablar de la mecánica de la marcha, existe una caída de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante y los abductores controlan este movimiento.

El glúteo mayor, máximo extensor de la cadera actúa al final del periodo de oscilación y principio del periodo de apoyo estabilizando la cadera en el momento de contactar la extremidad con el suelo.

El psoas iliaco se contrae al inicio del periodo oscilante para flexionar la cadera acortando la extremidad e impulsando la extremidad hacia delante.

El tensor de la fascia lata tiene dos momentos de contracción durante el ciclo. El primer momento es sincrónico con el glúteo mayor, al final del periodo oscilante y principio del periodo de apoyo; de esta manera evita el desplazamiento posterior del tracto íleo-tibial en donde se inserta la mayor parte del glúteo mayor. El segundo periodo es sincrónico con el psoas ilíaco y tiene la misma función que este.

Los aductores actúan dos veces durante el ciclo de marcha: al principio del periodo oscilante, acortando la extremidad, y al final del periodo oscilante para estabilizar la extremidad en el momento de contactar con el suelo.

El cuádriceps actúa principalmente al final del periodo oscilante y principio del periodo de apoyo, estabiliza la rodilla en el momento del contacto con el suelo y hace que esta se flexione contra una creciente contracción del mismo, tal como se ha comentado al hablar del mecanismo de la marcha.

Los isquiotibiales y bíceps actúan al final del periodo oscilante, frenando la aceleración de la pierna hacia delante. Continúa su acción al principio del periodo de apoyo ayudando al glúteo mayor a extender la cadera.

El tríceps sural tiene una importante acción durante el periodo de apoyo: su función consiste en restringir el avance pasivo de la tibia y estabilizar la rodilla a medida que el cuerpo es propulsado por encima del pie. A continuación la contracción muscular es la responsable de elevar el talón del suelo e impulsar la extremidad hacia delante.

El tibial anterior y los extensores de los dedos actúan en el momento del choque del talón, amortiguando la flexión plantar del pie. Después vuelve a actuar en el momento del despegue del pie evitando la caída del mismo y acortando la extremidad.

1.4.1.7 Lesiones temporales de pie

Basandose en el perfil del usuario, se toman en cuenta las lesiones temporales en las que sea necesario para su recuperación el evitar la descarga del peso corporal sobre el pie afectado y por tanto sean necesarios el uso dispositivos de descarga.

1.4.1.7.1 Lesiones Deportivas. Algunos deportes tienen mayor riesgo de lesión que otros, como los de contacto, es decir, fútbol, básquetbol y rugby. Y también los de velocidad, como esquí, ciclismo y, aunque menos masivos, alas delta, parapente y esquí acuático.

Tipo de lesiones. Las lesiones traumáticas más frecuentes son los esquinces. La ubicación y frecuencia de éstos va a depender de la actividad deportiva que se realice. Se puede lesionar la mano, los dedos, el tobillo. Etc.

También hay lesiones no traumáticas. Se producen cuando la preparación física es inadecuada, se efectúa una práctica intensa o el sobreesfuerzo es máximo. En estos casos, se efectúa una práctica intensa o el sobreesfuerzo es máximo. En estos casos, la persona puede sufrir una tendinitis, una bursitis o un desgarro.

Todos los deportistas -sean principiantes o no- están expuestos a sufrir alguna de las siguientes lesiones:

Esguinces. El esguince (o "torcedura") es un desgarro de ligamentos, músculos y/o tendones articulares, que se produce cuando la articulación es forzada más allá de su rango normal de movilidad. La principal causa es la sobreexigencia del ligamento, que son estructuras que ayudan a estabilizar la articulación. Los esguinces pueden ser leves, moderados o severos, dependiendo del grado de compromiso de las fibras de las que está compuesto un ligamento. Mientras más fibras estén lesionadas, más severo es el esguince. Mientras más se estire el ligamento, más se daña..

Desgarros musculares. El desgarro rompe las fibras musculares. Los más frecuentes se producen por jugar tenis, fútbol, rugby y todos aquellos deportes que mueven extremidades inferiores. Afectan más frecuentemente a los músculos de la pantorrilla (gemelos) y los del muslo (cuádriceps y aductores).

Fracturas. La fractura es una lesión que afecta a uno o más huesos, a causa de una fuerza violenta, mayor que la que el hueso puede soportar, la que provoca una "quebradura" en la estructura ósea afectada.

Las fracturas pueden dividirse en dos categorías:

Fracturas por trauma (también denominadas fracturas agudas). Son causadas por un impacto directo, como un golpe fuerte en un dedo del pie. Las fracturas traumáticas pueden ser con desplazamiento o sin desplazamiento. Si se trata de una fractura con desplazamiento, el hueso se quiebra de tal manera que cambia de posición.

Fracturas por compresión . Son pequeñas fisuras causadas generalmente por la compresión repetida.

También se clasifican en cerradas o simples y abiertas o expuestas.

Cerrada o simple: es una fractura en la cual no existe una herida en la zona afectada.

Abierta o expuesta: es una fractura en la cual existe una herida en la zona afectada, la que puede ser causada por algo externo (normalmente lo que provoco la fractura) o por la parte distal del hueso afectado, la que perfora la piel.

Luxaciones. La luxación es una lesión que afecta a una articulación y al hueso que va inserto en ella, provocando una "salida" parcial o total del hueso fuera de su articulación. En otra palabras cuando los huesos que conforman una articulación pierden contacto entre sí.

Procesos inflamatorios de tendones. Cuando el tendón se usa en exceso se puede producir un proceso inflamatorio. Es lo que se conoce con el nombre de tendinitis. En general, se producen por una práctica deportiva inadecuada o por el sobreuso o abuso de los tendones. Esta lesión es muy frecuente y el dolor a veces incapacitante.

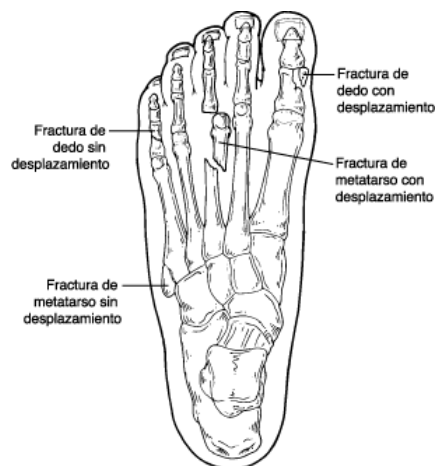
Bursitis. Es la inflamación de una bursa. Generalmente es el resultado de una lesión traumática, pero en ocasiones puede ser provocada por enfermedades como diabetes, gota u otras reumatológicas. Las más frecuentes se producen en codos, caderas y pies.

Las Contusiones. La contusión es una lesión que afecta a los tejidos blandos (piel y músculos), causada por caídas, aplastamientos o golpes violentos También se le conoce como "machucón".

1.4.1.7.2 Fracturas

- **Fracturas de los metatarsianos.** Las fracturas de los huesos metatarsianos suceden cuando cae un objeto pesado sobre el pie o pasa un objeto pesado por encima, por ejemplo una rueda de metal. Cuando se procede a la inversión brusca y violenta del pie, el tubérculo del 5º metatarsiano puede sufrir avulsión por el tendón del músculo peróneo corto. Las fracturas por fatiga de los metatarsianos ocurren en caminatas prolongadas. Estas fracturas, casi siempre transversas, se deben a la fatiga repetida de los metatarsianos.

Figura 59. Fractura de los metatarsianos



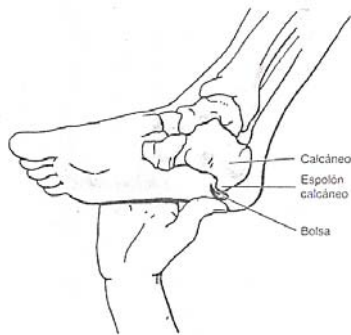
Fuente: Footphysicians.com

- Fractura de los sesamoideos. Los huesos sesamoideos del dedo gordo, del tendón del músculo flexor largo de los dedos, soportan el peso del cuerpo, en particular en la última fase de apoyo de la marcha. Los huesos sesamoideos se desarrollan antes de nacer y comienzan a osificarse en la última fase de la infancia. La fractura de los huesos sesamoideos puede obedecer a una lesión por aplastamiento; como podría suceder con la caída de un objeto pesado sobre el dedo gordo.

1.4.1.7.3 Rotura del tendón calcáneo. Esta es la lesión más frecuente en personas de 30 a 45 años, mal entrenadas, con antecedentes de tendinitis calcánea. El síntoma habitual consiste en un dolor repentino en la pantorrilla con un chasquido audible. La lesión obedece casi siempre a la dorsiflexión brusca del pie en flexión plantar. Si el tendón está totalmente roto se puede palpar una hendidura. Las personas con esta lesión no pueden caminar y presentan abultamiento del músculo tríceps sural. Tras la ruptura completa del tendón calcáneo se puede proceder a la flexión dorsal del pie con mayor extensión de lo habitual, pero no es fácil la flexión plantar.

1.4.1.7.4 Fascitis plantar. El estiramiento y la inflamación de la aponeurosis plantar pueden obedecer a carreras o ejercicios con gran impacto, sobre todo si se utiliza un calzado inadecuado o gastado. La fascitis plantar causa dolor en la cara plantar del talón y en la cara medial del pie. El dolor suele agudizarse después de sentarse o cuando se empieza a caminar por la mañana. El dolor puntual se localiza en la inserción proximal de la aponeurosis en el tubérculo medial del calcáneo y en la cara medial del hueso. El dolor aumenta con la dorsiflexión pasiva del dedo gordo.

Figura 60. Fascitis plantar



Fuente: MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica.

1.4.1.7.5 Contusión del músculo extensor corto de los dedos. Desde el punto de vista funcional, los músculos extensor corto de los dedos y extensor corto del dedo gordo son poco importantes. La contusión y el desgarro de las fibras musculares y de los vasos sanguíneos asociados pueden causar un hematoma, que crea un edema anteromedial al maléolo lateral. La mayoría de los que no han visto nunca este músculo inflamado cree que se trata de un esguince grave de tobillo.

1.4.1.7.6 Heridas punzantes de la planta del pie. Las heridas punzantes de la planta del pie que integran el arco plantar profundo y sus ramas suelen obedecer a una hemorragia grave. La ligadura de este arco resulta compleja por su profundidad y las estructuras que lo rodean.

1.4.1.7.7 Tendinitis aquiliana o tendinitis de talón. Es la inflamación (irritación e hinchazón) del tendón de Aquiles el cual conecta los músculos de la pantorrilla al talón (gastrocnemio y el sóleo) que generan la fuerza para empujar el pie o pararse en los dedos de los pies. Dichos músculos son importantes para caminar. El tendón se puede inflamar, frecuentemente debido al exceso de uso o a la artritis; aunque dicha inflamación puede estar asociada con trauma o infección.

La terapia inicial para la tendinitis aquiliana se hace con medicamentos no esteroides antiinflamatorios (AINES), como aspirina e ibuprofeno, y con fisioterapia, tanto para estirar la unidad músculo-tendón como para fortalecer los músculos de la pantorrilla. Además, se debe limitar cualquier actividad que agrave los síntomas. En algunas ocasiones, se utiliza una férula para inmovilizar el talón y para permitir que disminuya la inflamación. Asimismo, se han utilizado abrazaderas o botas funcionales para limitar el movimiento del tobillo y ayudar con la inflamación. Si con el tratamiento tradicional no se mejoran los síntomas, es posible que se requiera una cirugía para extirpar el tejido inflamado que se encuentra alrededor del tendón y cualquier parte del tendón que esté anormal.

1.4.1.7.8 Lesiones del tobillo Según el CIE-10¹, Clasificación Internacional de Enfermedades (anexo i, clasificación aceptada en el campo medico-legal, los traumatismos en la región de los tobillos y los pies corresponden a los códigos del S90 al S99. Y es dentro del código S93 del CIE-10 donde están agrupadas las lesiones que afectan a los ligamentos (luxaciones y esguinces).

Torcedura: o esguince tipo I. Lesión en la que uno o varios de los ligamentos se encuentran gravemente distendidos

Esguince: tipo II y tipo III este ultimo también llamado *avulsión*. Es el desgarro parcial (tipo II) o total (tipo III) de uno a mas ligamentos.

Luxación: o dislocación. Desplazamiento de un ligamento o hueso fuera de su posición normal. Una luxación implica siempre una distensión o un desgarro de ligamentos.

- Rotura de tobillo. El tobillo está compuesto por dos articulaciones, una sobre otra. Un tobillo roto puede significar la rotura de uno o más huesos, como así también daño de tejido conectivo circundante (ligamentos).

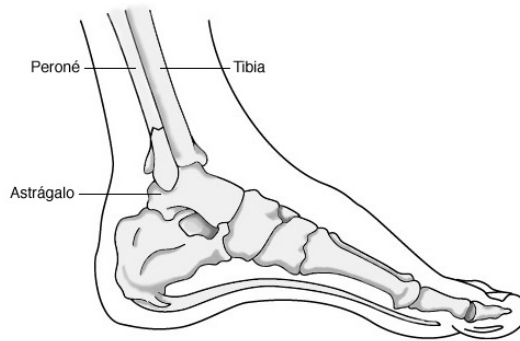
Cuando hay rotura de tobillo. Cualquiera de los tres huesos que componen el tobillo se puede romper debido a una caída, un accidente automovilístico o algún otro trauma al tobillo.

Un esguince severo del tobillo puede ocultar la rotura del tobillo, toda lesión del tobillo debería ser examinada por un médico. Los síntomas de un tobillo roto incluyen:

- Dolor inmediato y fuerte
- Hinchazón
- Contusión
- Dolor a la presión
- Imposibilidad de colocar peso sobre el pie lastimado
- Deformidad, especialmente si hay luxación además de fractura

Si la fractura es estable (sin daño de ligamentos o de la articulación) se la puede enyesar la pierna o bien se le puede colocar un braguero. Al comienzo, se le puede enyesar la pierna con un yeso largo y luego reemplazarlo con uno más corto que le permita caminar. El tobillo tarda al menos seis semanas en curarse y posiblemente pasen varios meses hasta que la persona pueda volver a competir en deportes. En caso de haber habido luxación de ligamentos o si la fractura produjo un fragmento óseo que pudiese estar irritando la articulación, tal vez será necesaria una operación para "juntar" los huesos y asegurarse que suelden de manera adecuada y para mantener los huesos en su lugar correcto, el cirujano tal vez utilice una placa o tornillos de metal reabsorbentes, grapas o bandas de tracción.

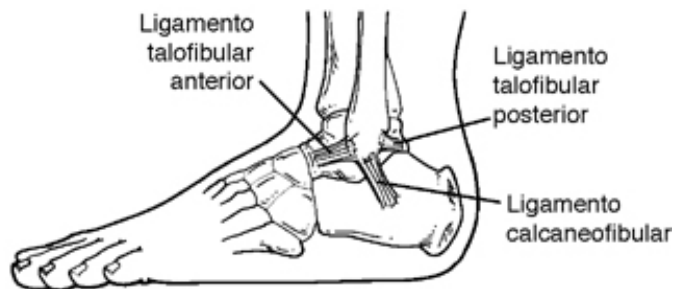
Figura 61. Rotura de tobillo



Fuente: American Academy of Orthopaedic Surgeons

- Esguince de Tobillo. Un esguince de tobillo es una lesión de uno o más ligamentos en el tobillo, por lo general en la parte externa del tobillo. En la articulación del tobillo, los ligamentos brindan estabilidad al limitar el movimiento de lado a lado.

Figura 62. Ligamentos del tobillo



Fuente: Footphisicians.com

Los esguinces de tobillo a menudo son el resultado de una caída, una torsión repentina, o un golpe que fuerza la articulación del tobillo sacándola de su posición normal.

Algunos esguinces de tobillo son mucho peores que otros. La gravedad de un esguince de tobillo depende de si el ligamento es estirado, parcialmente roto, o totalmente roto, así

como del número de ligamentos involucrados. Los esguinces de tobillo no son lo mismo que las distensiones, que afectan los músculos en lugar de los ligamentos.

Figura 63. Esguince de tobillo



Fuente: Footphisicians.com

- Inestabilidad crónica de tobillo es una enfermedad caracterizada porque la parte externa (lateral) del tobillo se dobla continuamente. Esta enfermedad a menudo se desarrolla después de sufrir repetidos esguinces de tobillo. Por lo general el tobillo “doblado” se presenta mientras se camina o se realiza alguna otra actividad, pero también puede ocurrir cuando el paciente simplemente está parado(a). TobilloA menudo se afecta la capacidad de mantenerse en equilibrio. Muchos atletas, así como otras personas, sufren de inestabilidad crónica de tobillo.

El tratamiento no quirúrgico puede incluir: Fisioterapia. Aparatos Ortopédicos, Medicamentos. En algunos casos, el cirujano de pie y de tobillo recomendará recurrir a cirugía con base en el grado de inestabilidad o la ausencia de respuesta a los tratamientos no quirúrgicos. Las opciones quirúrgicas consisten principalmente en la reparación o reconstrucción de el o los ligamentos dañados. Sin embargo, otros procedimientos en tejidos blandos o en los huesos pueden ser necesarios, dependiendo de la gravedad de la enfermedad y de si se tiene algún otro problema en el pie o el tobillo. La duración del período de recuperación variará, dependiendo del procedimiento o procedimientos realizados.

Figura 64. Tobillo lesionado con laxitud de ligamentos



Fuente. American Academy of Orthopaedic Surgeons

1.4.1.8 Actividades indispensables para la posición de pie. Dentro de un plan progresivo De entrenamiento se jerarquizan un reducido número de actividades que, justamente por constituir claves de la independencia en la posición de pie, se consideran de realización indispensable. Estas actividades se relacionan con las elementales necesidades de las Actividades de la Vida Diaria. en posición de pie. El conocimiento de estas actividades permite a los profesionales encargados de la recuperación del paciente, comprender las situaciones con las que tienen que lidiar un lesionado para así encontrar las mejores soluciones con las que el paciente obtenga primero una buena marcha y luego una *marcha útil*, que es la que permite desarrollar al lisiado sus máximas facultades para constituirse en una persona físicamente rehabilitada.

Tabla 2. Actividades de la vida diaria en posición de pie

Pasajes a y posición de pie	Preparación para el pasaje	Disponer y acomodar elementos
		Ubicar muletas
	Pasaje cama – posición de pie y viceversa	Trabar/destrabar aparatos

	Pasaje de silla de ruedas – posición de pie y viceversa		
	Pasaje de posición de pie – silla común y viceversa		
	Pasaje de posición de pie – sillón / sofá y viceversa		
	Pasaje de posición de pie –banco / butaca y viceversa		
	Pasaje suelo – posición de pie y viceversa	Levantarse del suelo	
		Bajar al suelo	
		Caídas	
Progresión en posición de pie	Control	Equilibrio	Con o sin movimiento de brazos
			Con sin muletas o bastones
	Ambulación	Caminar	Hacia adelante
			Hacia atrás
			Lateral derecho
			Lateral izquierdo
			Giro derecho
			Giro izquierdo
	Ambulación en la casa	Pasar obstáculos	Alfombras
			Umbral - zócalos
			Ascensor
		Abrir / cerrar puertas	Hacia adentro
			Hacia afuera
		Subir / bajar escaleras	Con baranada
	Sin baranada		
	Ambulación en la calle	Sobre terreno irregular y desnivelado	Pendientes, rampas
Resbaladizo, barroso, adoquinado, etc			
Subir / bajar cordones			
Cruce de calle en tiempo útil			
		Cruce de molinetes, pasos a nivel	
Traslado a los medios de locomoción	Pasaje posición de pie - automóvil y viceversa		
	Pasaje posición de pie ómnibus y viceversa	Sentarse, pararse en el ómnibus	
		Caminar en el pasillo	
Elevación y transporte de objetos	Agacharse		

		Elevar objetos		
		Transportar objetos		
Actividades de higiene	Preparación para el pasaje	Lavarse / secarse	Manos, brazos, cara, cabeza, cuello, tronco, miembros inferiores, etc.	
		Higiene bucal		
		Aspecto	Peinarse, afeitarse, maquillarse, uñas, etc.	
		Usar pañuelo		
	Traslado posición de pie – bañera y viceversa	Preparación	Acomodar ropas	
			Acomodar elementos de baño	
		Pasaje posición de pie – bañera y viceversa. (baño de inmersión)		
		Pasaje posición de pie – banco y viceversa (baño de ducha)		
	Lavarse / secarse			
	Cuidado de la piel			
	Eliminación corporal	Uso de uriniales y / o micción en posición de pie	Acomodar prendas	
			Desagote del tanque	
	Traslado de posición de pie-inodoro y viceversa	Pasaje posición de pie – inodoro y viceversa		
		Pasaje posición de pie – bidet y viceversa		
		Uso de papel higiénico		
Desagote del tanque				
Reducción de vejiga e intestino				
Actividades de vestido	Preparación de ropa			
	Colocación de prendas colocar / sacar	Ropa de noche	Pijama de dos piezas, camisón	
		Ropa interior	Camiseta, corpiño, calzoncillo, bombacha, enagua, prendas especiales, etc.	
		Ropa Exterior	Camisa, blusa, pantalón, cinturón, tirador, pollera, vestido, chaleco, remera, pullover, campera, saco, tapado, sobretodo, etc.	
		Calzado	Medias, zoquetes, zapatos	

		Accesorios	Aros, collares, gemelos, prendedores, guantes, corbata, sombrero, etc.
	Colocación de elementos ortopédicos Colocar / sacar	Prótesis	
		Aparatos de descarga	
		Corsets	
Traslado posición de pie – silla frente a mesa y viceversa			
Actividades de alimentación	Comer en posición de pie		
	Cocina	Uso de utensilios de cocina	Cucharón, espumadore, cuchillos grandes, ollas, sartén, parrilla, abrelatas, botellas, vajilla en genera, etc.
		Cocinar	Preparar los alimentos
			Cortar, pelar, amasar, picar, batir, rallar, mezclar, etc.
			Hornallas, horno, etc.
		Prepara la mesa	Transporte de vajilla, transporte de alimentos
			Servir
		Arreglar	Lavar / secar
			Ordenar / guardar
			Limpieza
Actividades de ocupación		Escritorio	Ficheros
	Mostrador		
	Teléfono, interruptores, enchufes, etc.		
	Taller	Frente a banco	
		Frente a máquina	
		Transporte y elevación de objetos	
	Doméstico	Limpieza, barrer, encerar, etc.	
		Lavar, colgar/descolgar/planchar ropa	
		Labores varias, arreglo / cuidado de la casa	
	Manualidades	Manipuleos varios	Abrir / cerrar tapas de rosca, apretar pomos, abrochar cierres, cordones, moños usar alfiler de gancho, hebillas, etc.
Encender cigarrillos con fósforos, encendedor, dar cuerda al reloj, colocar / sacar/ limpiar anteojos,			

			prótesis dental, etc.
			Abrir / cerrar cajones de mesas, botellas, hacer paquetes, cambiar lámparas, etc.
		Manejos	Abrir / cerrar cajones, puertas de muebles, ventanas, picaportes, manijas rectas a botón, circulares, etc.
			Guardar / sacar / levantar objetos
			Uso de llaves, candados, etc.

Fuente: MALTINSKIS, Ketty. Recuperación funcional del lisiado

1.4.1.8.2 Elementos ortopédicos para la posición de pie. La posición de pie no siempre logra mantenerse independientemente; en muchos casos requiere el uso de elementos ortopédicos que contribuyan a reforzar las funciones disminuirlas o a suplirlas cuando no existen.

Los elementos ortopédicos, zapatos especiales, piernas artificiales, aparatos de descarga, largos o cortos con o sin cinturón pélvico, corsets simples o articulados, muletas, bastones, etc., deben ser prescritos por el médico ortopedista para cada paciente en particular, en dependencia a sus específicas disminuciones y deformaciones físicas y a las funciones individuales necesarias de ser ayudadas o perfeccionadas. La gran mayoría de los lisiados con parálisis o lesiones de miembros inferiores utilizan aparatos de descarga y muletas para mantener la posición de pie y efectuar su locomoción o marcha.

1.4.1.9 Ayudas para marcha. Son dispositivos ortopédicos que buscan un apoyo suplementario del cuerpo al suelo durante la deambulaci3n.

INDICACIONES

- Mejorar el equilibrio
- Ayudar el desplazamiento del cuerpo hacia delante al facilitar el impulso de uno de ambos miembros inferiores.
- Conseguir una marcha con menor gasto energico.

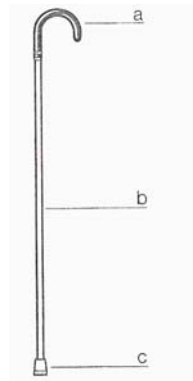
- Cooperar al a realización de una deambulaci3n correcta.

DESCRIPCI3N DE LOS APARATOS

- Bastones
- Bastones ingleses
- Bastones modificados
- Muletas
- Andadores

1.4.1.9.1 Bastones. Constan de tres partes: empuñadura, caña y contera

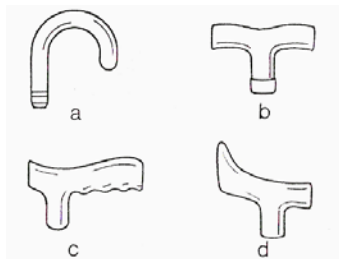
Figura 65. Bastones



Fuente: VILADOT, Ram3n. Ortesis y pr3tesis del aparato locomotor 2.2

Empuñadura o parte proximal que sirve para coger el bast3n. Debe permitir una presa eficaz y correcta. Los hay de varias formas, siendo las m3s comunes la curvada y en T . en algunos casos en la empuñadura hay unas depresiones para facilitar la presa de los dedos. Puede ser de diferentes materiales, como hueso, pl3stico, madera o metal.

Figura 66. Empuñaduras



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Caña o segmento central vertical del bastón. La longitud de la caña se determina aproximadamente por la distancia del trocánter mayor del paciente al plano del suelo. Cuando la marcha se realice de forma pendular u oscilante es aconsejable que sea discretamente más larga. La parte central puede ser de madera o caña de bambú.

Contera o parte distal. Generalmente de caucho, son anchas y cóncavas para permitir una buena fijación al suelo. Las conteras pequeñas, duras y convexas resbalan y son peligrosas.

El uso de un bastón está indicado en:

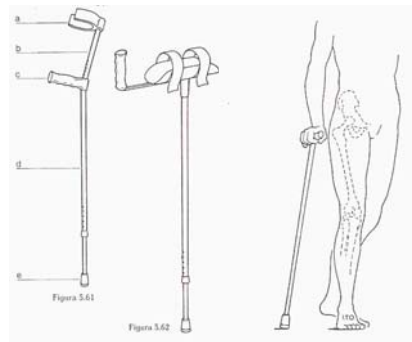
- Las parálisis que afectan la musculatura de la raíz de los miembros, fundamentalmente el glúteo mayor y el tríceps sural.
- Cuando se produce un desequilibrio durante la marcha, como en los hemipléjicos.
- Cuando interesa descargar parcialmente alguna articulación por traumatismos, procesos artrósicos, postoperatorios, etc.
- La parálisis de los músculos de la raíz de la extremidad inferior de ambos lados.
- En todos los casos en que sea necesaria una descarga parcial de ambas extremidades.

1.4.1.9.2 Bastones ingleses. Constan de cinco partes: abrazaderas de antebrazo, segmento de antebrazo, empuñadura, caña y contera.

Abrazadera del antebrazo. Se sitúa sobre la parte proximal del antebrazo, en región posterior, a unos 5 cm por debajo del codo. Esta abrazadera puede ser rígida o semirrígida y más o menos envolvente. Es fija o articulada basculando hacia atrás, en

cuyo caso lo hace alrededor de un eje horizontal, que permite utilizar las manos, quedando el bastón inglés sujeto al antebrazo (p. ej., para abrir la puerta). Si es necesario se almohadilla convenientemente para que su apoyo no produzca roces ni decúbitos.

Figura 67. Bastones ingleses



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Segmentos de antebrazo. Este componente se halla inclinado unos 30° sobre la vertical y se puede regular o no en altura.

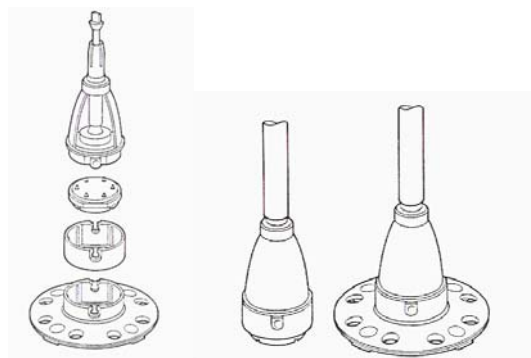
Empuñadura. Al igual que la de los bastones, puede tener depresiones para que los dedos se acoplen bien en el momento de la presa. También se puede añadir unos toques para que la mano no se deslice hacia delante cuando exista una debilidad muscular. En enfermos poliartríticos o en parálisis importantes del tríceps braquial se modifica el bastón inglés a nivel del segmento del antebrazo, de manera que le paciente se apoye con los codos flexionados a 90° y con el puño en posición vertical.

Caña. Metálica y regulable en altura con sistemas telescópico a tornillo o botón con muelle.

Conteras. Son del mismo tipo que las de los bastones. Como estos bastones los usan pacientes que tienen necesidad de un apoyo y un equilibrio importantes o bien enfermos que los han de utilizar siempre, puede ser útil la contera articulada que tiene la virtud de

adaptarse a cualquier configuración del terreno sin que el bastón pierda el apoyo horizontal de su zona distal al suelo.

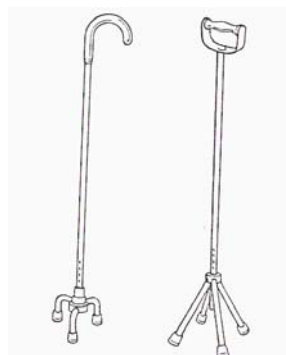
Figura 68. Contera articulada



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

1.4.1.9.3 Bastones modificados. Se conocen generalmente con el nombre de trípodes, aun cuando pueden tener tres o cuatro pies . Pueden ser de manera, aluminio o acero. Es importante que las conteras sean de la forma y el material adecuados para evitar deslizamientos.

Figura 69. Bastones modificados



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

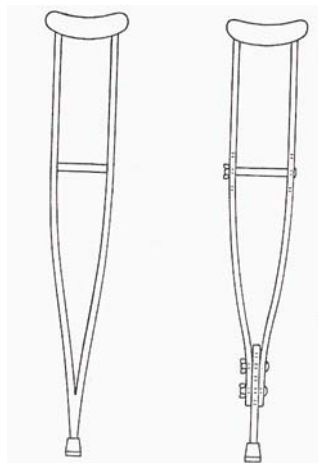
Los pies están dispuestos de manera que permiten subir y bajar escaleras.

La caña es regulable para adaptarse a la altura del paciente y en muchas ocasiones la empuñadura presenta depresiones para los dedos.

Raramente están indicados de manera definitiva y constituyen un paso intermedio entre la marcha en las paralelas y la deambulación con bastones ingleses o un bastón simple. Están indicados en pacientes con secuelas paralíticas graves, pero su utilidad principal reside en enfermos geriátricos que han sufrido fracturas en su extremidad inferior, especialmente de cuello de fémur. También se usa en amputados para a iniciar la marcha, el hemipléjicos, sustituciones protésicas, etc.

1.4.1.9.4 Muletas. Los enfermos las aceptan con mucha dificultad, excepto cuando necesitan tener las manos libres manteniendo el apoyo al mismo tiempo. Están indicadas cuando se quiere conseguir una buena estabilidad y equilibrio, ya que realizan un apoyo directo sobre el tronco.

Figura 70. Muletas



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Para realizar la marcha pendular son más eficaces que los bastones ingleses.

Aunque hay varios tipos, los que más se usan por lo general, son la muleta axilar normal, y la muleta axilar regulable . Esta última se halla provista de un sistema regulable en altura a nivel de la longitud total y también a nivel del apoyo de la mano.

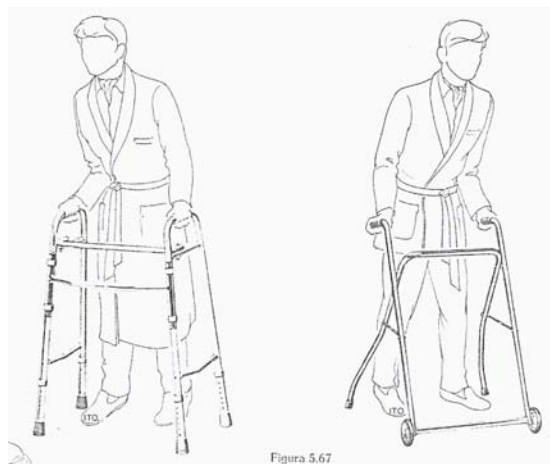
El apoyo axilar tiene forma cóncava que le permite encajarse en la cara anterolateral del tórax. El apoyo axilar debe estar bien almohadillado con gomaespuma para evitar la compresión nerviosa al nivel del hueco axilar, que se traduce por hormigueos o pérdida e fuerza muscular en una zona determinada el miembro superior.

Este apoyo debe estar situado a 5 cm. por debajo y ligeramente por delante del hueco axilar. El paciente debe apoyar las muletas contra el tórax y no quedar suspendido por las axilas.

Para mantener el equilibrio, la contera debe quedar situada unos 8 – 10 cm. por delante y por fuera de la junta de los pies. Con la mano cogiendo la empuñadura, el codo debe estar en una flexión de 30°.

1.4.1.9.5 Andadores. Con estos dispositivos los pacientes realizan una marcha semejante a la de las paralelas, pero tiene la facultad de desplazarse junto con los aparatos, lo que proporciona mayor independencia. Su uso les da una gran seguridad, ya que además de un buen equilibrio les procura mayor tranquilidad psicológica. Existen varios modelos que pueden ser fijos o articulados, con conteras o con ruedas. La elección de unos u otros está en función de las características individuales del paciente

Figura 71. Andadores o caminadores



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Tabla 3. Ayudas para la marcha

AYUDAS PARA LA MARCHA			
TIPO	DESCRIPCIÓN	EMPLEARLO	COMENTARIOS
<i>ANDADOR</i>			
a. Estándar	Conteras de goma. Puede adaptarse a la altura precisa	Pacientes con debilidad general Pacientes con brazos fuertes Pacientes con problemas medios de equilibrio Pacientes con fractura de cadera, pierna o pie. Pacientes con piernas o pierna débil.	El andador debe ser elevado al caminar. Es muy estable
b. Deslizante	Igual que el anterior, salvo que en vez de goma tiene las cantoneras metálicas	Los mismos que el anterior. Pacientes con equilibrio pobre hacia delante o atrás. Parkinsoniano. Artríticos.	El andador debe ser empujado o resbalado sobre el suelo El paciente con mal equilibrio adelante o atrás no levantará el andador. Si lo hace tenderá a caer hacia atrás
<i>MULETAS</i>			

a. Muletas	De madera o acero. Adaptable. Cantoneras de goma	Pacientes jóvenes. Fracturados de cadera, pies etc. Necesarios dos brazos fuertes. Necesario buen equilibrio.	No recomendable para ancianos. Las muletas sólo son tan estables como las personas que las usan.
BASTONES			
a. Bastón - andador	Cuatro patas. Cantoneras de goma. Adaptable.	Pacientes hemipléjicos. P. con un solo brazo fuerte P. con mal equilibrio lateral (que tienden a caer de lado, como el hemipléjico) P. que necesitan descargar peso sobre un pie dañado (esguince de tobillo o debilidad)	De más estabilidad que un bastón estándar. Recomendado como primer paso para independencia. Se utilizarán en el lado opuesto a la pierna afectada. Cuando se utiliza exclusivamente para mejorar el equilibrio, usarlo con la mano donde sea más útil
b. Bastón – andador con cantoneras deslizantes	Igual que el anterior, excepto las cantoneras deslizantes	Igual que el anterior	Aún mejor para problemas de falta de equilibrio pudiendo empujarse (véase andador deslizante)
c. Bastón de cuatro patas		Pacientes con los mismos problemas que los indicados para bastón – andador, pero menos graves.	Da menos apoyo que un andador. Usarlo como segundo paso hacia la independencia sin bastón.
d. Bastón ingles		Los mismo pacientes citados anteriormente pero aun menos graves	El indicado en el grabado suele ser el mejor tipo. Es el más estable de todos los utilizados. De menos apoyo que el bastón de cuatro patas. Se utiliza como el tercer paso hacia la independencia de marcha

Fuente: www.medlineplus.com.

Tabla 3. Materiales utilizados en aparatos ortopédicos

MATERIALES		
Material	Constitución del material	Características
Acero	Aleación de hierro con otros metales como níquel, carbón, manganeso, molibdeno, cromo, vanadio, silicio.	Dependiendo la aleación, puede tener mejores propiedades físicas y químicas tales como fuerza, plasticidad, resistencia al impacto. normalmente se usa niquelado o cromado para mejorar su resistencia al ataque de químicos, asepsia, y para facilitar su limpieza.
Aluminio	Metal fabricado directamente por electrolisis a partir de la bauxita. Por si mismo no es lo suficiente resistente para aparatos ortopédicos, por lo cual se usa como duraluminio que es una aleación con cobre, manganeso y magnesio.	Ligero, se trabaja con facilidad en frío o en caliente. Resistente a la corrosión y es mas maleable que el acero
Tepefom tipo 20 (duro)	Polietileno de elevada densidad, termoplásticamente moldeable a 140°C (la resistencia puede modificarse por calentamiento y presión)	Elástico, mantiene la forma, flexible, ligero, bien tolerado por la piel.
Conticell 80	Espuma de poliuretano – formaldehído, peso específico 80 Kg./m ³ , termoplásticamente moldeable a 140°C.	Extremadamente ligero, mantiene bien la forma; grandes propiedades de aislamiento frente al calor.
Acrílicos	Termoplástico rígido proveniente del ácido acrílico.	Rígido, elevada resistencia mecánica, transparente, resistente al envejecimiento y a agentes atmosféricos
Vinílicos	Se obtienen por la polimerización del cloruro de vinilo	Flexibles, buena resistencia química, fáciles de moldear
Poliésteres	Derivados de la reacción entre alcoholes polihídricos y ácidos polifuncionales.	Buena resistencia a la deformación plástica, a la fatiga a los agente químicos y al calor
Polipropileno	Moldeable a 180°C.	Poco elástico, resistente, ligero, difícil de manipular.
Ortolén	Polietileno de baja presión, moldeable mecánica y termoplásticamente.	Poco elástico, no hay peligro de rotura.

Materiales acolchantes	Constitución del material	Características
Tepefom 4 (blando)	Espuma de polietileno de elevada densidad, moldeable tremoplásticamente a 140°C.	Flexible, ligero, bien tolerado por la piel. El calor de la piel y la presión de carga moldean automáticamente los puntos de presión. También puede usarse directamente sin un forro adicional.
Zellvulkollan	Espuma de elevada densidad y porosa.	Óptima adaptación y elasticidad permanente, resistencia al uso diario.
PPT	Espuma porosa y que permite la transpiración, mezcla de caucho, silicona y etileno.	Gran capacidad de adaptación, permanentemente elástica, ligera y blanda.
OVA - Speed	Espuma de poliuretano (PUR) integral.	Muy buena capacidad de adaptación, elasticidad permanente, buena amortiguación.
Materiales de origen vegetal	Constitución del material	Características
Maderas de mediana densidad	Maderas de diferentes especies, tales como pino, cedro, caracoli, moncoro etc. Se usan solas o en combinación con otras maderas para mejorar las piezas diseñadas.	Buen absorbente de la vibraciones y de los golpes. Baja conductividad del calor y del sonido
Materiales de origen animal	Constitución del material	Características
Cuero	Pieles	Son pieles curtidas de mamíferos mayores (vaca, becerro, cabras y caballo). Tienen un grosor considerable.

Fuentes: Recopilación del autor

1.4.1.10 Función practica

1.4.1.10.1 Como medir la longitud del dispositivo de marcha

Una medición adecuada del dispositivo de ayuda a la marcha es importante para que el enfermo pueda caminar adecuadamente. Para dicha medida, utilizar las siguientes cinco reglas:

1. la medición debe efectuarse con el paciente de pie. Podemos estimar esa longitud previamente, pero la medición final tiene que practicarse con el enfermo de pie.
2. Fijarse de instinto del paciente. No interesa que la longitud sea correcta “según los libros” pues igual de importante es conocer lo que el enfermo siente. Si la medida es próxima a la que teóricamente se había calculado y el paciente maneja el dispositivo ademadadamente, dejar que lo emplee sin más modificaciones.
3. Asegurar todos los elementos del dispositivo. Existen bastones ajustables que emplean, fijar bien sus partes, pues un bastón “inestable” es peor que nada. Igualmente, vigilar tornillos y empuñaduras de las muletas para que den sensación de solidez e inmovilidad.
4. Asegurarse que las diferentes parte del dispositivo estén limpias. Vigilar las gomas-cantoneeras de andadores, muletas y bastones para que permanezcan limpias y sin desgastar. Una goma gastada puede causar accidentes por resbalamiento.
5. Asegurarse que el enfermo utiliza zapatos. Tomar las medidas del enfermo cuando éste utilice zapatos, siendo preferible que luego va a caminar.

Recordar estas reglas mientras se aprenden las indicaciones para la mensuración de los dispositivos de ayuda a la marcha.

ANDADORES

1. Colocar el andador frente al paciente y parcialmente alrededor del mismo.
2. El enfermo permanecerá erguido, con los hombros relajados.
3. Los codos los mantendrá casi estirados.
4. Permitirle usar el andador y ver si lo empuja fácilmente sin inclinarse hacia delante
5. Adaptar la altura hasta que el enfermo se sienta seguro y pueda utilizar el andador correctamente.

Nota. A menudo, se miden los andadores demasiado altos y el paciente se cansa al elevar parte de su peso con los brazos.

MULETAS

1. Hacer que el enfermo mantenga las muletas puestas mientras coloca las conteras de las mismas sobre el suelo a los lados de los pies a una distancia de éstos de una seis pulgadas. Debe apoyarse bien en los pies y sentirse en postura cómoda.
2. Se mantendrá con la espalda erguida y los hombros relajados.
3. Las almohadillas axilares se apoyarán contra las costillas a tres o cuatro dedos del hueco axilar.
4. Las empuñaduras se colocarán de tal forma que los codos formen un ángulo de 160° para cogerlas, o a la altura del trocánter mayor.

Nota: No dejar nunca que el paciente cuelgue las axilas sobre las muletas. Porque una presión axilar puede llegar a producir parálisis del brazo por compresión nerviosa. Todo el peso recaerá en las manos no en la axila.

BASTONES

1. El paciente permanecerá erguido, hombros relajados y una mano en el bastón.
2. Mantener el bastón en una buena posición de apoyo (aproximadamente a unos 12 a 15 cm. por fuera y delante de la punta del pie.)
3. La mano descansa sobre la empuñadura de forma que el codo forme un ángulo de extensión de 160° , o se encuentre a la altura del trocánter mayor.
4. Valorar la opinión del enfermo respecto a su habilidad para emplear el bastón.

1.4.1.10.2 Biomecánica con aparatos de marcha. En condiciones normales, el peso corporal se halla soportado por los pies, que forman el bipedestación la base o el polígono de sustentación, el cual se halla delimitado en su parte lateral por los bordes externos del pie, en su parte posterior por los talones y en la anterior por los dedos. Este polígono de sustentación puede ampliarse o modificarse según la posición de los pies. Al separarlos

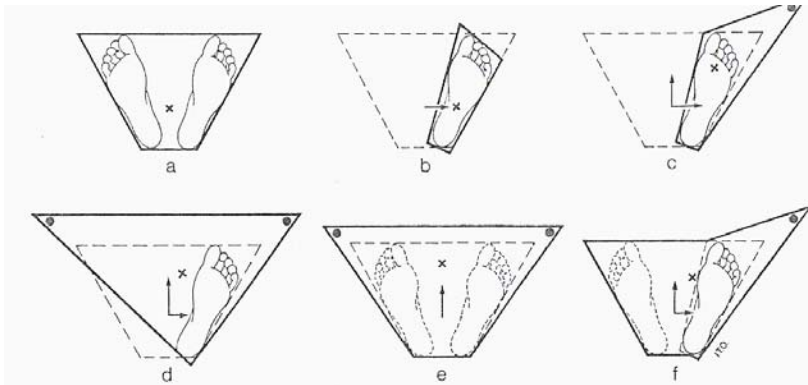
con un movimiento de abducción de las extremidades, ampliamos el polígono de sustentación pero sólo en dirección sagital (la dirección normal o perpendicular al plano sagital).

Un sólido se halla en equilibrio estable cuando la línea vertical que pasa por su centro de gravedad corta el plano del polígono de sustentación por su interior. La línea del centro de gravedad del cuerpo humano en bipedestación corta el polígono de sustentación entre los pies. De esta forma, la carga que soportan las extremidades en equilibrio estático es la misma para ambas. Cualquier variación o desplazamiento de este punto de corte en dirección sagital puede representar una mayor carga para una u otra. Si el desplazamiento es en dirección frontal (anteroposterior) aumentará la concentración de cargas en la parte anterior o posterior del pie. El equilibrio en estas condiciones, aunque posible, es más inestable.

Cuando el apoyo es unipodal el polígono de sustentación queda reducido al área que delimita un solo pie, llamado también triángulo de apoyo. El punto de corte de la línea del centro de gravedad se desplaza al interior del triángulo de apoyo, para permitir mantener el equilibrio; además, toda la carga el peso del cuerpo se concentra en esta extremidad.

Los bastones o muletas se utilizan como ayudas para la deambulación tienen dos funciones: aumentar la estabilidad de los pacientes y disminuir la carga sobre una o ambas extremidades. Estas dos funciones pueden darse a la vez o por separado. Cuando el equilibrio del paciente es precario, necesitamos aumentar la estabilidad y, para ello, ampliamos la base de sustentación o apoyo con el uso de bastones. Por ejemplo, en el caso de un apoyo unipodal, si colocamos un bastón aumentaremos el área de apoyo, con lo que la estabilidad mejorará, ya que con los movimientos del cuerpo que desplazan el punto de corte de la línea de gravedad, éste tiene más superficie de desplazamiento en la que puede mantenerse el equilibrio. **Pero para realizar la marcha con el apoyo de un solo pie es necesario el uso de dos bastones para tener una base de apoyo suficiente para mantener el equilibrio y poder reducir la carga sobre dicha extremidad .**

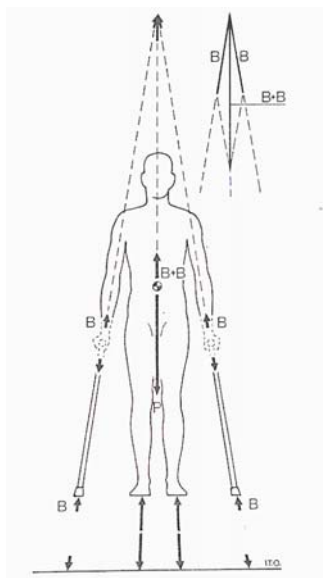
Figura 72. Base o polígono de sustentación con el uso de muletas y bastones



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Para disminuir la carga sobre las extremidades, el paciente debe apoyarse firmemente sobre los bastones con los brazos. Al realizar mayor fuerza con éstos, en el tronco aparece una fuerza hacia arriba que hace reducir la que llega al suelo a través de las extremidades inferiores por los pies. Esta fuerza hacia arriba es la suma de las de reacción de ambos bastones con el suelo y depende por tanto de la potencia muscular de las extremidades superiores. Podemos apreciar que se ha ampliado el polígono de sustentación y que el punto de corte de la línea de gravedad con la base se desplaza hacia delante centrándose mejor en el área de apoyo. Se han representado los pies en líneas discontinuas para simular la reducción de la carga.

Figura 73. Reacción de las fuerzas por el uso de bastones en las extremidades superiores



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

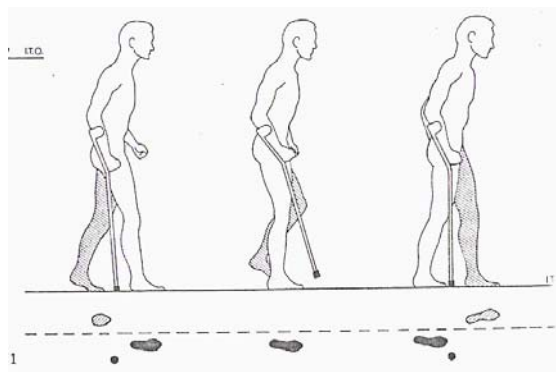
Cuando el paciente usa sólo un bastón hay un desplazamiento lateral del punto de corte de la línea del centro de gravedad con el plano del suelo, con lo que se descarga la extremidad contralateral al bastón y se carga la otra extremidad. También se amplía el polígono de sustentación.

Con los andadores, se aumenta mucho el área de la base de sustentación delectada por el propio andador. No se busca reducir la carga sobre las extremidades, sino dar a los pacientes mayor estabilidad.

Veamos los distintos tipos de marcha:

- Un bastón y reducción de la carga en una extremidad. El bastón se coloca en el lado contralateral de la extremidad a descargar. Se inicia la marcha con la pierna afecta y el bastón para repartir la carga entre ambos. La extremidad sana soportara todo el esfuerzo para avanzar después del bastón ala pierna afecta.

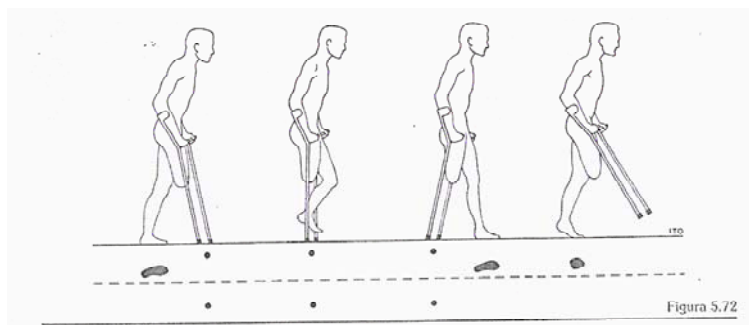
Figura 74. Un bastón y reducción de la carga en una extremidad.



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

- Dos bastones y un solo pie de apoyo. Con los bastones delante, éstos y la extremidad mantienen la carga, entonces con el apoyo de los bastones se avanza la pierna y, a continuación, apoyando sobre la pierna se adelantan los bastones.

Figura 75. Dos bastones y un solo pie de apoyo

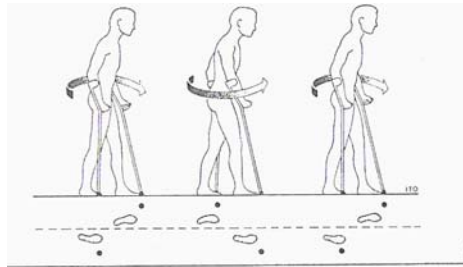


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

- Dos bastones y carga parcial de ambas extremidades. Cada bastón se moverá a la par con su extremidad correspondiente, de forma que el apoyo se realizará con una extremidad y el bastón, desplazándose el punto de corte de la línea del centro de gravedad con el plano del suelo hacia este lado, lo que permitirá avanzar la otra pierna y su bastón sin carga. Luego se repite el ciclo. De esta forma cuando se produce el apoyo, la carga soportada queda repartida entre el bastón y la extremidad correspondiente.

-

Figura 76. Dos bastones y carga parcial de ambas extremidades

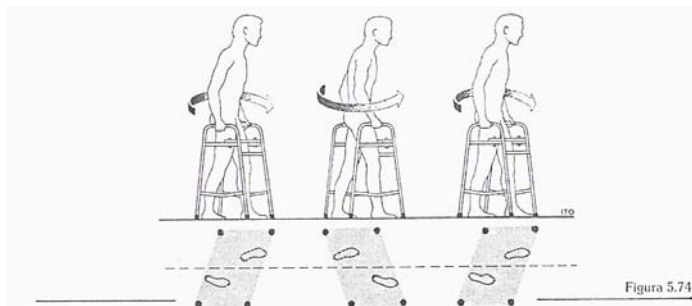


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

También pueden darse otros tipos de marcha con dos bastones, como la explica en el aparato sobre os grandes aparatos de marcha.

- Andadores. Con estos aparatos la marcha se realiza apoyándose sobre éstos ya las extremidades, aumentando la estabilidad; cuando avanza el caminador la carga se produce en ambas extremidades a la vez, excepto en el caso del andador articulado, en el que la marcha se realiza de la misma manera que con dos bastones.

Figura 77. Andadores



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Observaciones de uso

- La altura del apoyo de la mano debe ser la correcta, con la muñeca en flexión dorsal aproximadamente a la altura del trocánter mayor.
- Un bastón demasiado largo o demasiado corto influirá desfavorablemente en la marcha.

- Salvo en excepciones, cuando se usa sólo un bastón, éste debe llevarse en el lado contrario de la lesión. De esta manera, el paciente se apoya mejor al descargar con mayor eficacia la extremidad afectada.
- Debe comprobarse el buen estado de las conteras. La parte que contacta con el suelo no debe estar gastada. Las estrías han de estar bien marcadas ya que, de lo contrario, pueden producirse resbalones y caídas.
- Las conteras articuladas son muy útiles cuando el paciente usa bastones de manera permanente o para los amputados cuando andan sin prótesis (p. ej., para ir al servicio durante la noche). Al ser articuladas y tener mayor amplitud de la base de apoyo permiten al paciente andar sobre arena, nieve, etc.
- El usuario de muletas debe apoyarlas en la parte anteriolateral superior del tórax, y no colgarse de ellas por las axilas. Un apoyo incorrecto que puede provocar alteraciones nerviosas por compresión del plexo braquial.

1.4.1.11 Función sensible

Las ayudas ortésicas son objetos que ayudan a mantener o corregir una postura, a proteger una parte del cuerpo en recuperación o simplemente mantener el equilibrio y facilitar la marcha.

El uso de este tipo de aparatos está asociado a periodos de convalecencia postquirúrgica, post-Traumática y de corrección postural, que en el común de la gente se relaciona con estados de invalidez. Esto crea un rechazo psicológico hacia el uso de las ayudas ortésicas que sumado al deficiente desarrollo formal de la mayoría de dispositivos, convierte a las ayudas ortésicas en una carga más para el paciente y no en un complemento de recuperación.

Tanto como la función que ya está preestablecida según el tipo de aparato, el efecto psicológico es uno de los factores más importantes en el diseño de un dispositivo ortésico,

La sensación de seguridad que expresa una ayuda ortésica facilita la interacción Paciente-Ortesis, lo mismo que el tamaño, peso y forma del objeto. Las texturas,

contornos y colores ayudan a que el objeto se vea agradable y en algunos caso transforman a la ayuda ortésica de un aparato ortopédico limitante y estorboso a un objeto de uso cotidiano como lo podría ser un reloj de pulso.

1.4.1.12 Reseña de aparatos de descarga

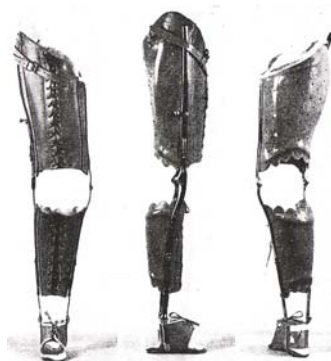
Apoyo isquiático y descarga de las extremidades inferiores

La naturaleza ha procurado un apoyo ideal para el peso del cuerpo en la posición sentada: la tuberosidad isquiática . El principio es simple, en lugar de apoyarse y andar sobre su miembro inferior, el paciente debe sentarse sobre un aparato que transmita el peso del cuerpo desde la tuberosidad isquiática hasta el suelo. La parte del aparato que sostiene el peso del cuerpo en la tuberosidad isquiática se denomina “apoyo isquiático”. Este apoyo isquiático del aparato debe adaptarse a la forma del cuerpo de modo que evite que la tuberosidad isquiática se deslice hacia abajo del apoyo isquiático del aparato y no se desplace en las fases de descarga de la marcha.

Aparatos de apoyo isquiático

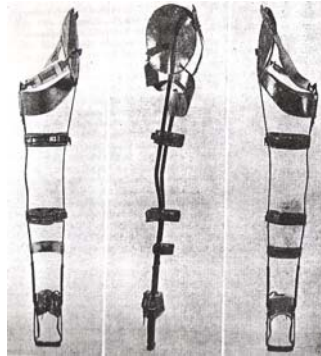
Están contruidos por dos tallos laterales que se ajustan y estabilizan la pierna por medio de correas o amarres de cuero que se adaptan al contorno de la extremidad inferior; en su parte superior tienen un dispositivo para permitir el apoyo isquiatico. Además pueden articular sus tallos en la zona de la rodilla, lo que facilita la marcha y el paso de la posición de pie a posición sedente y viceversa. Algunas poseen alzas para disminuir la descarga en el pie.

Figura 78. Aparato de descarga tipo Hessing



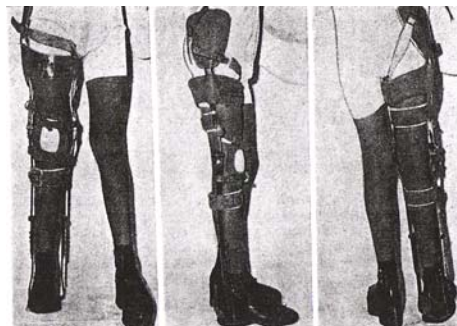
Fuente: JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y práctica para la construcción de sujeciones. Segunda edición.

Figura 79. Aparato con correa de apoyo isquiático



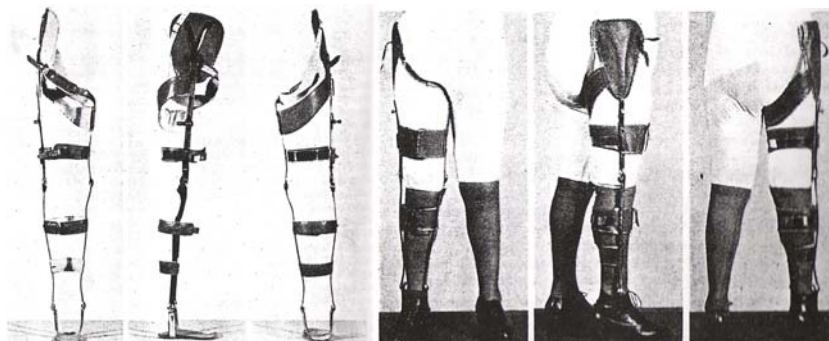
Fuente: JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y práctica para la construcción de sujeciones. Segunda edición.

Figura 80. Aparato de correa de apoyo isquiático con anillo de cierre en la rodilla y zueco



Fuente: JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y práctica para la construcción de sujeciones. Segunda edición.

Figura 81. Aparato para artrosis de cadera



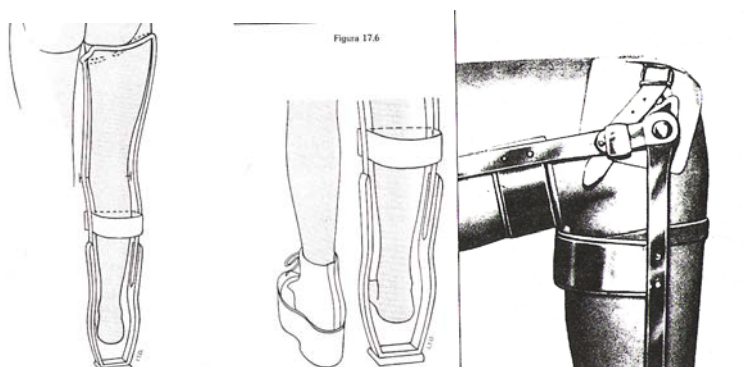
Fuente: JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y practica para la construcción de sujeciones. Segunda edición.

Figura 82. Férula de Thomas de descarga para la marcha



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Figura 83. Estructura básica y articulación de la férula de Thomas

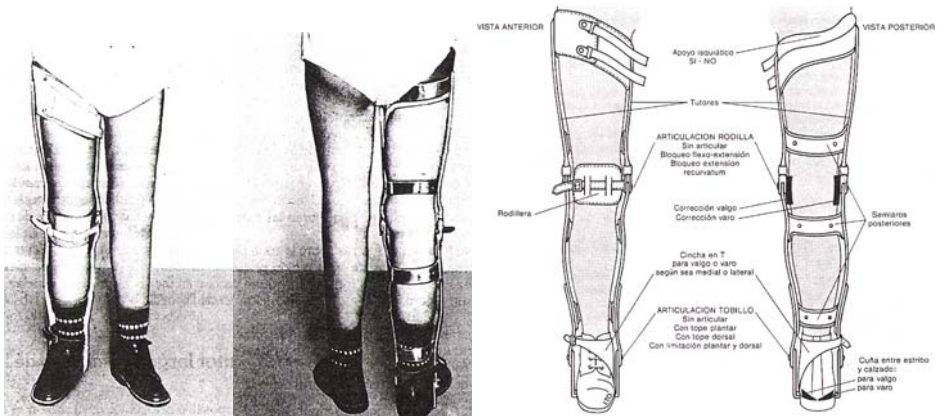


Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Bitutor largo por encima de la rodilla

Dispositivo ortopédico cuya misión es estabilizar la extremidad inferior, controlar la deformidades y facilitar la marcha. Básicamente se prescriben en las secuela paralíticas que afectan a una o ambas extremidades inferiores hasta por encima de la rodilla; pueden también emplearse como tratamiento complementario en secuelas de traumatismos, incurvaciones óseas etc.

Figura 84. Bitutor largo por encima de la rodilla



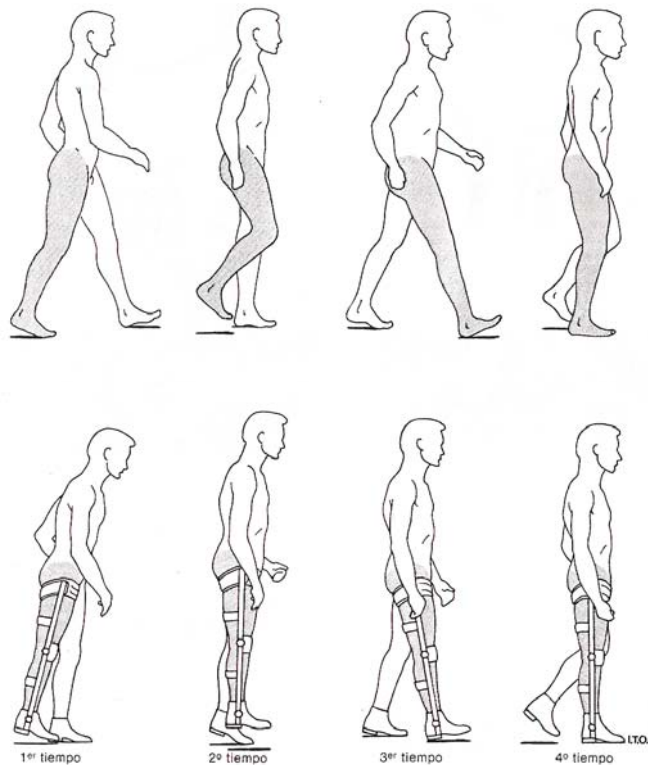
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2

Figura 85. Bitutores largos con cinturón pelvico



Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Figura 86. Marcha con el bitutor



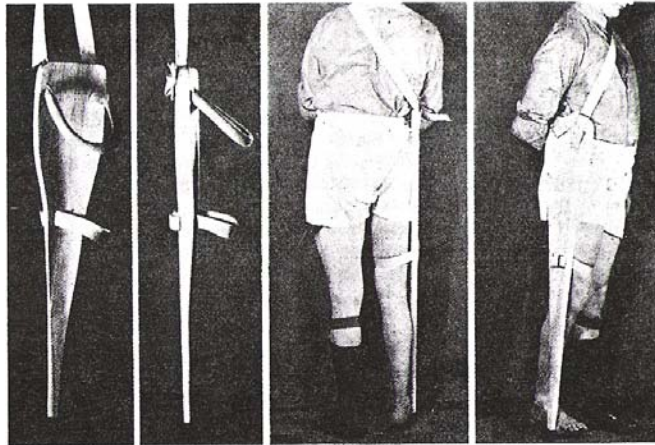
Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1

Sitzstock (Baston –Silla)

Concebido por Von Baeyer en 1917 tiene como propósito transmitir el peso desde la tuberosidad isquiática al suelo. Este dispositivo , que fue aplicado con éxito a centenares de amputados de guerra, fue efectivo también como dispositivo ortopédico para uso temporal en el tratamiento de las afecciones del miembro inferior que requieren la descarga del miembro sin necesidad de proceder a la inmovilización .

La denominada “Sitzstock” o muleta de apoyo isquiatico para la descarga de la extremidad inferior, incluyendo la articulación de la cadera, esta indicada en los casos en los cuales el paciente deba deambular lo mas precozmente posible sin cargar el miembro inferior. Este dispositivo es aconsejable cuando se requiere un aparato de descarga pero no se dispone del mismo, o en las condiciones en las cuales no se requiere de un dispositivo de descarga para uso constante.

Figura 87. Sitzstock



Fuente: JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y práctica para la construcción de sujeciones. Segunda edición.

Ortesis para descarga de la extremidad inferior por debajo de la rodilla

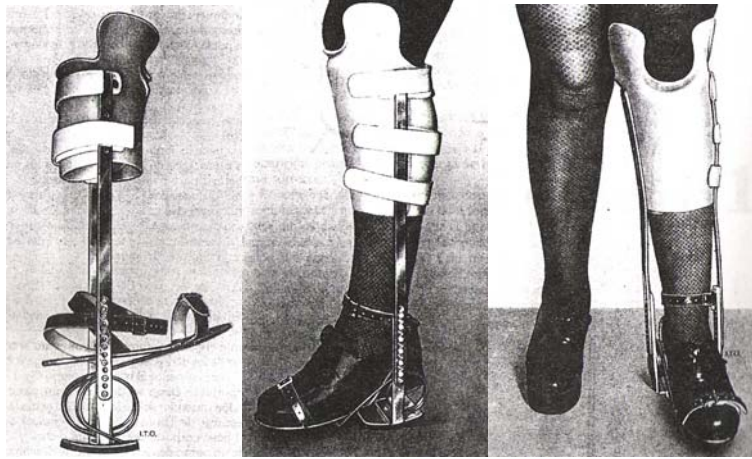
Son férulas de descarga total por debajo de la rodilla mediante la aplicación del peso del cuerpo sobre el encaje de la ortosis, según los

Esta indicado para:

- Fracturas de tibia tratadas quirúrgicamente con osteosíntesis
- Fracturas bimaléolares
- Fracturas de astrágalo y calcáneo
- Osteocondritis y necrosis de astrágalo
- Otras fracturas o necrosis a nivel del pie




La férula de Allgower está basada en la forma de los encajes de las prótesis para los amputados por debajo de la rodilla. Es a nivel del apoyo patelar donde se realiza la mayor parte de la descarga del peso del cuerpo. La perfecta adaptación del encaje en la zona poplítea realiza un efecto de contrapresión.




Figura 88. Ortesis para descarga de la extremidad inferior por debajo de la rodilla









Fuente: VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1




1.5 ESTADO DEL ARTE

Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entra en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
<p>Bastón común</p> 	<p>Caña rígida hecha con un material tenaz como madera o metal con una empuñadura en su parte proximal y una contera en su parte distal.</p>			X	X	X	X	X	X
<p>Bastón canadiense</p> 	<p>Caña larga en aluminio, con una empuñadura lateral y una abrazadera de polietileno. Con una contera en su parte distal.</p>	X			X	X			X
<p>Bastón trípode</p> 	<p>Caña larga en aluminio conectada a un trípode de tipo triangular o piramidal también en aluminio. Con conteras en cada pata del trípode. Con una empuñadura en su parte proximal.</p>	X				X	X		

Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entra en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
 <p>Ref. Bastón Cuadripode</p>	<p>Caña larga en aluminio conectada a un cuadripode de tipo cuadrangular o piramidal también en aluminio. Con conteras en cada pata del cuadripode. Con una empuñadura en su parte proximal.</p>	X					X	X	
	<p>Caña larga en aluminio conectada por medio de un mecanismo de pivote a un conjunto abrazadera empuñadura en su parte proximal. Con una contera en su parte distal.</p>			X	X	X			
	<p>Caña larga en aluminio, con una empuñadura lateral y una abrazadera de polietileno. Conectada por medio de un mecanismo de pivote a un pequeño ski en su parte distal.</p>	X	X	X		X	X	X	

Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entra en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
Baston ingles Estilizado 	<p>Estructura rígida en aluminio o. Hecha de dos tubos curvados en su parte distal conectados a un tubo recto. Con una empuñadura en su área central y un dispositivo para el brazo de polietileno en su parte proximal anclado a presión a los dos tubos largos. Con una contera en su parte distal.</p>			X	X			X	X
Muletas abiertas 	<p>Caña de aluminio recta en forma de incógnita con una empuñadura lateral en su parte central conectada a una caña recta en su parte distal. ajustable a diferentes tallajes. Con una contera en su parte distal. Con una protección de espuma en la zona axilar y en la empuñadura.</p>			X	X			X	X
Descarga del calcaneo 	<p>Estructura rígida en polietileno con la forma de la pierna. Asegurada por dos tubos curvados laterales Con cintas de velcro laterales para el ajuste a la pierna. En la parte inferior tiene un descanso para el pie que transmite el peso a la intersección de los dos tubos y estos a su vez a una contera. Este dispositivo necesita el uso de otros dispositivos de descarga.</p>	X	X			X			

Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entera en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
Muletas clásicas 	<p>Estructura rígida en aluminio o madera ajustable a diferentes tallajes. Hecha de dos tubos curvados en su parte distal conectados a un tubo recto. Con una empuñadura en su área central y un dispositivo axilar de polietileno en su parte proximal anclado a presión a los dos tubos largos. Con una contera en su parte distal.</p>			X	X			X	X
Muletas abiertas 	<p>Caña de aluminio curvada en forma de incógnita con una empuñadura lateral en su parte central conectada a una caña recta en su parte distal. ajustable a diferentes tallajes. Con una contera en su parte distal. Con una protección de espuma en la zona axilar y en la empuñadura.</p>			X	X			X	X
Caminador clásico 	<p>Estructura rígida de aluminio en forma de paralelepípedo rectangular abierto en una de sus caras que genera un cuadripode con conteras en cada pata del cuadripode. Con doble agarre lateral en la parte superior, central del paralelepípedo</p>	X	X			X			

Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entera en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
<p>Caminador cuadrípode de doble curvatura</p> 	<p>Estructura rígida de aluminio en forma de paralelepípedo rectangular abierto en una de sus caras que genera un cuadrípode con conteras en cada pata del cuadrípode. Con doble agarre lateral en la parte superior, central del paralelepípedo y otro doble agarre en las curvaturas centrales.</p>	X	X			X			
<p>Caminador de manijas de dos ruedas</p> 	<p>Estructura rígida en aluminio en forma de letra landa, abierta en la zona proximal. Con dos agarres laterales en la parte superior. Con un conjunto de dos conteras y dos ruedas en la parte posterior y anterior respectivamente, en la zona inferior de la estructura,</p>	X	X			X		X	
<p>Caminador de barra de dos ruedas</p> 	<p>Estructura rígida en aluminio en forma de letra landa, cerrada en la zona proximal. Con un doble agarre central en la parte superior. Con un conjunto de dos conteras y dos ruedas en la parte posterior y anterior respectivamente, en la zona inferior de la estructura,</p>	X	X			X		X	


Soluciones actuales	Descripción	Contribuye al equilibrio seguro en posición de pie	Ayuda a distribuir el peso corporal sin sobrecargar las extremidades	Permite una marcha cuasinormal	Es versátil en la mayoría de superficies	Es confortable con las partes del cuerpo con las que entera en contacto	Exige un bajo esfuerzo físico	Permite un desplazamiento moderadamente rápido	Bajo costo en el mercado
Caminador con cuatro ruedas con freno laterales 	Estructura rígida en aluminio en forma de letra landa, abierta en la zona proximal. Con dos agarres y frenos de manilla laterales en la parte superior. Con un conjunto de cuatro ruedas, en la zona inferior de la estructura, con un sistema de frenado tipo guaya.	X	X			X		X	

Tabla 3. Principios físicos

PRINCIPIOS FÍSICOS	
PRINCIPIO	DESCRIPCIÓN
Compresión	Es el esfuerzo a que está sometido un cuerpo por la acción de dos fuerzas opuestas que tienden a disminuir su volumen En las ayudas ortésicas de marcha generalmente trabajan a compresión. Las fuerzas generadas por la descarga del peso se transmiten de los agarres o elementos de sustentación hacia la superficie y esta genera una reacción que comprime las cañas del aparato.
Deformación	Es un cambio en la dimensión de un cuerpo como resultado de la aplicación de una fuerza externa. La magnitud del cambio dependerá de las fuerzas externas aplicadas y de las propiedades o características mecánicas del material.
Tensión	En principio, al aplicar una carga o fuerza a un material, se generarán tres tipos de tensión que luego, además, se combinarán entre ellos. La carga producirá una deformación mecánica sobre el material, una tensión y una resistencia. <i>Tensión por compresión:</i> Son fuerzas aplicadas sobre el mismo material en la misma dirección pero en sentido contrario que tienden a acercarse. <i>Tensión por tracción:</i> Son fuerzas en la misma dirección y en sentido contrario que tienden a separarse. La tensión por compresión y la tensión por tracción siempre se combinarán. <i>Tensión tangencial:</i> Generada por dos fuerzas de direcciones paralelas, muy próximas una de la otra y en sentido contrario, que provocan un desplazamiento del material (por

	ejemplo: unas tijeras). Estas tres tensiones nunca son puras, sino que son una mezcla de las tres. Al aplicar compresión a un material esta misma compresión provocará tracción.
Deformidad	Será igual a incremento de longitud dividido por longitud original. $D = \Delta L / L$ Así obtendremos el % de la deformación de un material, que es el resultado de las características mecánicas del material, junto con la temperatura.
Dureza	Es la resistencia que un cuerpo ofrece a la deformación bajo una carga, es decir, la suma de deformaciones permanentes y elásticas. La dureza de un material es el resultado de la interacción de diferentes propiedades como son la resistencia, la elasticidad y la ductilidad.
Resistencia al impacto	Es la capacidad del material para absorber energía. Un material que puede absorber una gran cantidad de energía mecánica será capaz de resistir una fuerza aplicada de una forma súbita.
Fatiga	Si un material es sometido a tensiones repetidas, puede ser fracturado con una tensión más baja que la resistencia traccional final. Esto se produce porque las grietas y defectos pueden abrirse en los sitios de concentración de tensiones.

Fuente: PATIÑO, Jimena

1.6 Análisis de la información

Antes de comenzar a solucionar la problemática de una lesión temporal de pie. Hay que conocer la anatomía de las partes del cuerpo que se pueden ver afectadas.

Aunque todo el cuerpo del paciente se afecta de alguna forma con cualquier tipo de lesión temporal de pie, los grupos musculares que se ven afectados principalmente son los de las extremidades superiores e inferiores. En un análisis anatómico descriptivo, los músculos de las extremidades se agrupan en fascias musculares, según sus inserciones, el trayecto que recorren y la función que cumplen. Descriptivamente esto es válido, pero cuando se busca entender la biomecánica de las extremidades, se debe pensar en los músculos como un conjunto físico de poleas y palancas, que están conectados unos con otros, para lograr algún tipo de movimiento. Debido a esta interrelación, se debe encontrar una solución, en la que este conjunto funcione de manera óptima, aprovechando las ventajas físicas de cada grupo muscular sin esforzarlos demasiado y sin obligarlos a asumir posiciones que los maltraten.

La irrigación sanguínea de las extremidades inferiores, a diferencia de otras partes del cuerpo los mecanismos de circulación, en las extremidades inferiores son más complejos pues la sangre tiende a irse hacia los pies, por la lejanía del corazón y los efectos de la

gravedad, algo que se ve cuando un paciente mantiene durante mucho tiempo el pie levantado y comienza a ponerse de color púrpura esto se da porque para que haya un contraflujo de la sangre el pie debe estar apoyado o por lo menos haya movimiento de la extremidad, lo ideal sería ayudar de alguna forma a que no se estanque la circulación en el pie. Las venas con las que se debe tener más cuidado son las safenas pues estas son superficiales y tienen un gran flujo sanguíneo.

Lo más importante que se debe saber de un tobillo además de su conformación física, es que el tobillo es el punto de interconexión entre la pierna y el pie y por tanto es una de las zonas de la extremidad inferior donde se generan mayores esfuerzos y es una de las piezas más importantes en la generación de la marcha.

El pie tiene el mejor diseño para soportar el peso del cuerpo y permitir el desplazamiento en posición de pie, gracias a como están distribuidos sus huesos y como se interconectan estos huesos por los músculos y ligamentos, pues su forma crea una bóveda flexible, que distribuye las cargas como las cúpulas, pero con la flexibilidad para poderse adaptar a diferentes superficies y crear un punto de apoyo para empujar el cuerpo para salir de la marcha. Esta forma podría aprovecharse para diseñar un punto de apoyo que genere más estabilidad al paciente.

Para poder hacer un análisis del comportamiento físico – fisiológico de las extremidades inferiores en una lesión de pie es necesario conocer sobre la Anatomía funcional de las articulaciones. Que sirve para entender la anatomía de las articulaciones de la extremidad inferior, sus sollicitaciones mecánicas-musculares en posición bipodal y monopodal, las cargas que soportan, como se comporta el eje y el centro de gravedad en posición bipodal y monopodal en cada articulación y la cinemática de los movimientos de cada una.

Las articulaciones del miembro inferior tienen una interdependencia por lo tanto se tiene que entender que no existe un movimiento puro e independiente en cada articulación, de ahí que para encontrar una solución hay que ver en conjunto como se afectan las articulaciones de la extremidad inferior por cada hipótesis propuesta .

Biomecánica de la extremidad inferior: basados en cuatro conceptos claves: **Centro de gravedad, Eje de gravedad, Base de sustentación, Triangulo de apoyo**. Se puede comprender mejor la biomecánica de las diversas articulaciones de la extremidad inferior, y el comportamiento físico de equilibrio que tiene la extremidad inferior. En posición bipodal y sobre todo monopodal que es el tipo de situación que se va a manejar en un paciente que no pueda apoyara el pie.

la marcha normal se realiza en dos fases una fase de **sustentación** donde se da un taloneo y luego un apoyo, en donde se prepara a la extremidad en contacto con el suelo para generar el impulso y una fase de **balanceo** en donde se realiza el desplazamiento cuando la pierna levantada sobrepasa la pierna en apoyo para que la pierna apoyada comience el balanceo y la de balanceo se apoye en la superficie.

La marcha normal la desarrolla las extremidades inferiores en cuatro tiempos : **Primer doble apoyo, Primer apoyo unilateral, Segundo doble apoyo y Segundo apoyo unilateral**. Cuando se usan ayudas ortesicas en donde se tenga levantado un pie, los tiempos cambian y los dobles apoyos se reemplazan por apoyo en las ayudas ortesicas con el pie sano en el suelo y los apoyos unilaterales por apoyo en las muletas con el cuerpo en balanceo.

El pie se apoya en la superficie durante la marcha en diferentes zonas de la planta dependiendo de la fase de la marcha, de ahí que no se puede pesar en un apoyo de una ayuda ortesica que se comporte de manera diferente, el apoyo debe ir acorde con la estabilidad que este generando el pie en cada fase.

Mecanismo de la marcha. El cuerpo humano al caminar se comporta tanto como un sistema físico como un organismo biológico, y por consiguiente esta sujeto tanto a las leyes físicas del movimiento como a las leyes biológicas de la acción muscular. además el cuerpo humano integra el movimiento de todos sus segmentos y su actividad muscular para aumentar la eficiencia de la marcha y con esto disminuir al máximo la energía necesaria para dar un paso. Este análisis se realiza observando los efectos en el centro de gravedad del cuerpo (vertebra sacra L3), de estos mecanismos. Lo ideal seria que esto tambien se lograra con el uso de ayudas ortesicas o por lo menos se aproximara.

Durante un ciclo de marcha para vencer la fuerza de gravedad e impulsar al hombre se generan fuerzas de reacción del suelo hacia el cuerpo que se concentran en el centro de gravedad, debido al apoyo y la acción de las fuerzas musculares. En estas reacciones se da una transferencia entre energía potencial y energía cinética. Cuando se diseña una ayuda ortésica se debe buscar que esto también suceda con el uso de la ayuda como un complemento al trabajo que realiza el cuerpo humano.

Las lesiones temporales de pie con las que se va a trabajar son las de carácter no degenerativo en las que para la recuperación de la lesión no se pueda apoyar el pie lesionado obligando a una postura monopodal del paciente.

Hay que basarse en las actividades que son indispensables en la posición de pie para comprender las situaciones con las que tienen que lidiar un lesionado para así encontrar las mejores soluciones de diseño con las que el paciente obtenga primero una buena marcha y luego una *marcha útil*.

Los elementos ortopédicos para la posición de pie sirven para reforzar las funciones disminuidas o a suplirlas cuando no existen. La gran mayoría de los lisiados con parálisis o lesiones de miembros inferiores utilizan aparatos de descarga y muletas para mantener la posición de pie y efectuar su locomoción o marcha. Dependiendo el tipo de lesión y características del paciente el médico ortopedista asigna el tipo de ayuda ortésica a cada paciente. Por lo tanto no se puede pensar en una ayuda ortésica universal para todo tipo de lesión.

Los Materiales más utilizados en la fabricación de aparatos ortopédicos son: aluminio, polipropileno, Polisopreno vulcanizado (caucho). Se usan sobre todo, por su bajo peso, su resistencia mecánica, por que se pueden limpiar con facilidad, no producen reacciones alérgicas y porque estos materiales son fáciles de maquinar o moldear. Los demás tipos de materiales de la tabla son usados según la necesidad.

La importancia de las ayudas ortésicas de marcha es que aumenta el polígono de sustentación en una posición monopodal y disminuyen la carga sobre las extremidades

inferiores. De ahí que es necesario el uso de dos bastones o dos muletas para realizar la marcha y estar en posición de pie cuando solo se puede apoyar un pie.

Con ayudas de marcha, la marcha se realiza básicamente en tres fases, primera fase apoyo en la ayuda de marcha y la extremidad sana, segunda fase impulso y desplazamiento tercera fase levantamiento de la ayuda de marcha para volver a comenzar el ciclo. En este ciclo la fase mas importante es la segunda donde realmente se realiza el esfuerzo y es en esta fase donde se debe probar la eficiencia del diseño que se plantee.

Luego del analisis de las diferentes soluciones actuales por medio de ocho ítems, se llega a la conclusión que las ayudas ortesicas mas funcionales para una lesion temporal de pie son las ayudas ortesicas de descarga para la marcha como lo son las muletas o los bastones. De estos ayudas ortesicas se deben tomar las mejores características como la simpleza y evitar sus defectos para diseñar una nueva ayuda ortesica.

Como las ayudas ortesicas deben soportar cargas, presiones, e impactos se tienen que tener en cuenta para su diseño los principios fisicos que se relacionen con este tipo de trato como lo son: la compresión, la deformación la tension, la deformidad, la dureza, la resistencia al impacto y la fatiga

1.7 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

1.7.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Requerimientos de uso:

Practicidad

- Debe lograrse una corta secuencia de uso durante la postura

Conveniencia

- Debe evitarse el contacto sobre áreas sensibles de la piel
- Debe minimizarse el volumen externo del sistema
- Debe permitirse el aseo diario

Seguridad

- El sistema debe estar hecho de un material confiable que garantice seguridad al paciente.
- Debe eliminarse elementos que sobresalgan del sistema
- Debe considerarse la fricción contra el suelo
- Debe considerarse la composición química del material para evitar efectos secundarios sobre la piel
- Debe controlarse la presión sobre los conductos de irrigación sanguínea
- Debe controlarse la presión sobre terminales nerviosos superficiales.

Mantenimiento

- El sistema tendrá elementos de fácil mantenimiento y ensamble.

Reparación

- Debe considerarse la implementación de piezas estandarizadas

Manipulación

- Debe considerarse el tipo de dispositivos de control, cierre y sujeción
- Debe considerarse el peso del sistema

Antropometría

- Debe considerarse la diversidad de población en las medidas antropométricas

Ergonomía

- Debe considerarse la posición del baricentro
- Debe minimizarse el peso del sistema

Percepción

- Debe considerarse elementos que identifiquen sobre que pie va a usarse
- Debe considerarse elementos que identifiquen los sistemas de control
- Debe considerarse elementos que identifiquen una correcta secuencia de uso

- Debe tenerse en cuenta elementos que connoten resistencia del sistema y protección de la lesión

Transportación

- Debe considerarse la forma y el volumen externo del sistema
- El sistema debe poder ir con el usuario

Requerimientos de función:

Mecanismos

- Debe contemplarse el uso de mecanismo para manejo de cargas

Confiabilidad

- Debe considerarse pacientes de ambos sexos

Versatilidad

- Debe tomarse en cuenta las actividades indispensables para la posición de pie y el cambio de posición sedente a posición de pie y viceversa.

Resistencia

- Debe tomarse en cuenta el peso del paciente como unidad de carga para calcular los rangos de compresión, tensión, flexión, torsión y choque.
- El sistema debe someterse a esfuerzos mecánicos para determinar sus rangos de resistencia.

Acabado

- Debe considerarse la textura de las superficies en contacto con la piel del paciente para el efecto de rozamiento
- Debe considerarse las actuales normas que rijan este tipo de productos para la elección de materiales, acabados y colores
- La superficie del sistema debe ser optima y adecuada para el paciente sin interferir con el movimiento del mismo.

Requerimientos estructurales:

- Numero de componentes
- Debe reducirse al máximo el número de componentes contenidos en el sistema

Carcasa

- Debe considerarse el tipo de mecanismo para el diseño de un adecuada protección

Estructurabilidad

- Debe tomarse en cuenta el peso del paciente en estado dinámico y estatico para la selección del material tanto de las uniones como del sistema mismo

Unión

- Las partes el sistema deben ser sencillas para generar acoples rápidos

Requerimientos técnico-productivos:

- Modo de producción
- Debe tomarse en cuenta el volumen de producción y la tecnología disponible en nuestro entorno nacional

Normalización

- Debe considerarse las dimensiones y cantidades de las materias primas

Estandarización

- Debe contemplarse la modulación de elementos del sistema

Prefabricación

- Debe contemplarse elementos prefabricados
- Requerimientos Formal - Estéticos

Unidad

- Debe considerarse simplicidad en la forma

- Debe haber una relación proporcional entre las partes componentes
- Debe considerarse la modularidad de elementos

Interés

- Debe tomarse en cuenta conceptos de diseño básico para el desarrollo de la forma para lograr una armonía en el objeto
- Debe considerarse trabajar con cuidado la verticalidad y perpendicularidad de las formas para que el conjunto no de una sensación de retícula
- Debe haber menos austeridad y sobriedad formal.

Equilibrio

- Debe tomarse en cuenta el equilibrio formal del sistema durante su uso
- El sistema debe dar puntos de apoyo tal que se sienta seguro en su marcha
- Se debe hacer un análisis de biónica funcional.
- Debe evitarse la robustez en el diseño.

Superficie

- Debe tomarse en cuenta el color y textura del diseño

Requerimientos Expresivo – Formales

- Debe encontrarse un equilibrio entre la función y la forma.
- Debe lograr un lenguaje de uso sencillo donde se identifique a simple vista las principales interfases entre el usuario y el objeto
- Se debe lograr una sensación de seguridad y comodidad antes y después de usar la ayuda ortésica.
- Debe tomarse en cuenta la conexión Psico-sensorial entre el usuario y el objeto a través de la forma.

Requerimientos legales:

- Debe tomarse en cuenta las patentes existentes para evitar violación de derechos
- Debe tomarse en cuenta la normatividad impuesta nacional e internacionalmente con las normas ISO y el INVIMA

- Requerimientos económicos:

Demanda

- Debe tenerse en cuenta la demanda del producto para su producción y comercialización

Competencia

- Debe considerarse los productos existentes preferidos por el consumidor para determinar su comportamiento de compra

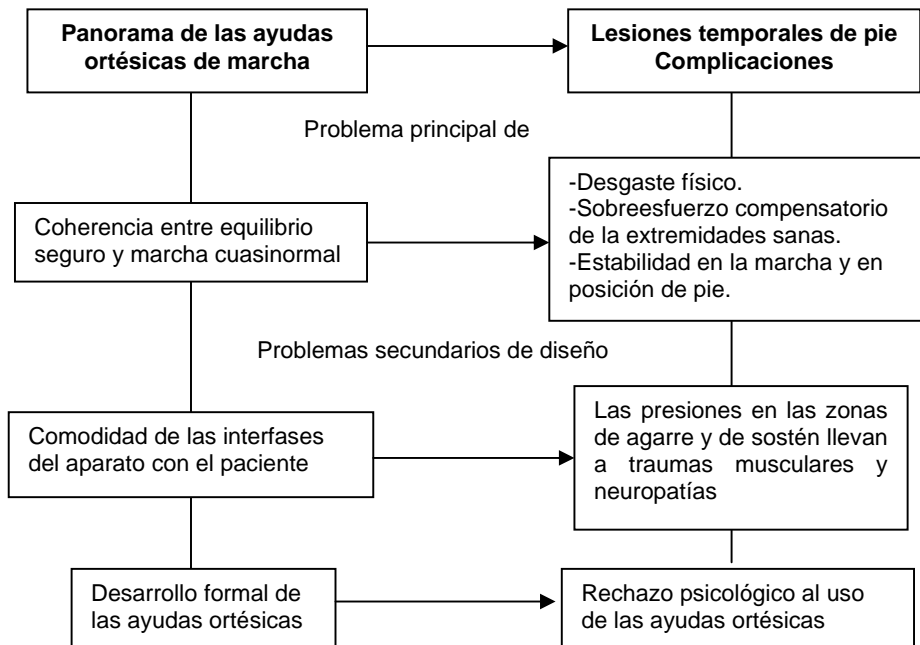
Ciclo de vida

- Requiere de una vida útil aceptable, pues es un producto de uso temporal.

1.7.2 Estructuración del problema

Resumen teórico de la problemática de las ayudas ortésicas de marcha

Figura 89. Distinción de los problemas de diseño



Fuente: El autor

2. ALTERNATIVAS DE DISEÑO

2.1 Aspecto ergonómico de las alternativas

Mano

Tomando como referencia la mano a la altura del trocánter mayor y un ángulo de 160° entre el brazo y el antebrazo que es la referencia que da VILADOT, Ramón. (Ortesis y prótesis del aparato locomotor) para la posición más adecuada para el uso de una ayuda para la marcha, se encuentra que la perpendicularidad entre la manija y las cañas verticales de las muletas generan molestias en las fascias musculares que van del antebrazo a la mano principalmente en la zona de la muñeca. De ahí que sea necesario colocar la manija con una angularidad negativa con respecto a la caña principal, por análisis geométrico, utilizando como referencia un eje que atraviesa, el brazo la muñeca y la mano, se encuentra que un ángulo de 7° es aceptable para la manija.

Figura 90. Angulo de apoyo palmar



Por datos recopilados en mediciones de aparatos ya existentes y por investigación directa con los fabricantes de muletas (sillas de ruedas emiro), se toma como referencia del perímetro de la empuñadura de la manija de 10 a 12 cm. Por observación se encontró que la tendencia de la geometría de la empuñadura de la mano es la de un pentágono irregular que se estrulle en forma piramidal.

Figura 91. Perímetro de la concavidad interior de la mano



Por datos recopilados en mediciones de aparatos ya existentes y por investigación directa con los fabricantes de muletas (sillas de ruedas emiro), se toma como referencia para el largo de la zona de contacto axilar 12 cm y por ancho 2 cm.

Por observación se encontro que la tendencia de la geometría lateral de la concavidad axilar es la de una media luna .

Axila

Figura 92. Concavidad axilar vista lateral



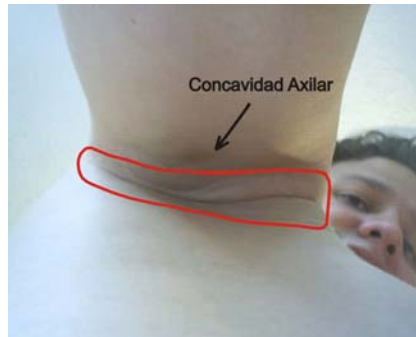
Por observación se encontró que la tendencia de la geometría frontal de la concavidad axilar es la de una cuña .

Figura 93. Concavidad axilar vista frontal



Por observación se encontró que la tendencia de la geometría inferior de la concavidad axilar es la de un palalelepipedo un poco mas angosto en la zona posterior de la axila.

Figura 94. Concavidad axilar vista inferior



Pierna

Ángulos en que normalmente se mantiene la extremidad inferior cuando se tiene lesionada y no se puede apoyar el pie.

Figura 95. Angulo entre el muslo y la pierna

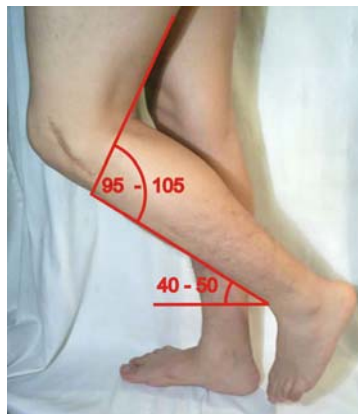
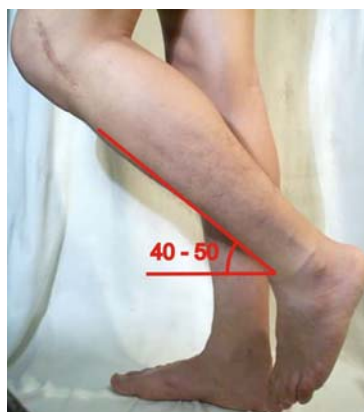


Figura 96. Angulo entre la pierna y suelo



Formulas de diferentes largos de la pierna

Debido a que no existen en el medio tablas o gráficos que especifiquen las distancias entre los maleolos y los gemelos, y entre los gemelos y la fosa poplitea, fue necesario crear unas formulas que se aproximaran a estas distancias. Cabe aclarar que su precisión es relativa y esta sujeta a la variabilidad antropometrica de diferentes poblaciones. Para una mayor confiabilidad seria necesario un estudio a fondo que fácilmente equivaldría a un nuevo proyecto.

Distancia entre los maleolos y la curva inferior de los gemelos.

Hr => Altura de la rodilla

Hci => Altura de la cresta iliaca

Hm => Altura de los maleolos => Hci x 0,1

Dm-g => Distancia entre los maleolos y los gemelos

$$Dm-g = \frac{Hr}{2} - \frac{Hm}{2} = \frac{Hr}{2} - \frac{Hci \times 0,1}{2}$$

Distancia entre la curva inferior de los gemelos y la fosa poplitea

Hf => Altura de la fosa poplitea

Hci => Altura de la cresta iliaca

Hm => Altura de los maleolos => Hci x 0,1

Dm-g => Distancia entre los maleolos y los gemelos

$$Dg-f = \frac{Hf}{2} - \frac{Hm}{2} = \frac{Hf}{2} - \frac{Hci \times 0,1}{2}$$

Fuentes: DREYFUS, Henry. ESTRADA, Jairo. TOHEN, Alfonso. Cálculos por el autor (ver anexos 1)

Perímetros de la pierna población laboral masculina

Tabla 5 Perímetros de la pierna

Sección/ Percentil	P5	P50	P95
Tobillo	19,6	22,1	24,2
Pierna	31,4	36,2	40,1
Rodilla	32,3	36,7	40,6

Fuente: ESTRADA, Jairo. Ergonomía.

2.2 Reconsiderando las partes principales

Luego de observar los diferentes aparatos ortopédicos, que se usan para las lesiones temporales de pie, se llega a la conclusión que el tipo de ayuda ortésica mas conveniente, para este tipo de problemática es la muleta. A partir de la observación de la interacción de la muleta con el paciente y fabricación de esta ayuda ortésica, se hizo un listado de los principales puntos a tener en cuenta para el rediseño de la muleta.

- Agarre de la mano con la muleta
- Punto de apoyo con las superficies
- Lateralidad de las muletas
- Amortiguación del impacto y de impulso en el desplazamiento
- Balanceo de la muleta tal como se haría con las extremidades en un patrón de marcha Normal y en las en las articulaciones.
- Disminución de las molestias en la pierna sana debido a la sobrecarga que se da en ella.
- Formas de acople de las diferentes partes de la muleta.
- Elementos formales que diferencie y haga mas atractiva a la muleta.
- Disminuir la cantidad de piezas y hacerlas mas sencillas para su fabricación con tecnología regional
- Tipo de procesos con los que se podría fabricar para simplificar su producción
- Materiales adecuados para la fabricación de la muleta

2.2.1 PRIMERA ALTERNATIVA.

Basándose en los puntos anteriores se comienza el rediseño de la muleta.

2.2.1.1 Aspecto Formal – Estético

La forma se da a partir de la simplificación de la muleta tradicional, teniendo en cuenta las partes mas importantes que conforman una muleta; apoyo, cañas (columna principal), manija o agarre, axilar y los sistemas de unión entre las partes.

Desarrollo formal

Figura 97. Estudio inicial de la muleta.

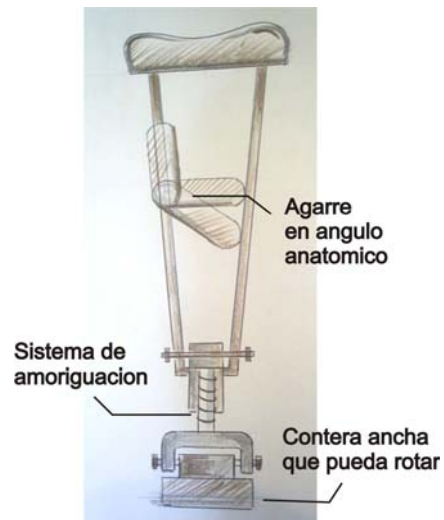


Figura 98. Simplificación formal de la muleta

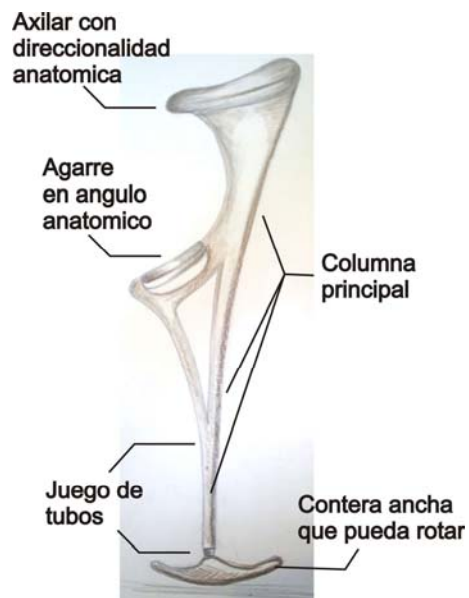


Figura 99. Estudio inicial del apoyo

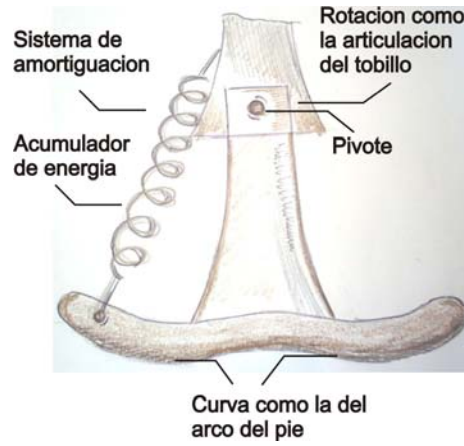
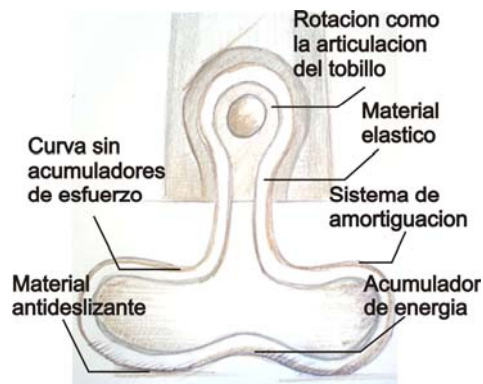


Figura 100. Primer acercamiento formal



Por prueba y error, se encontró que el punto de apoyo tendería a fallar en una zona de acumulación de fuerzas, debido a que sus curvas, se cortan drásticamente en ese punto.

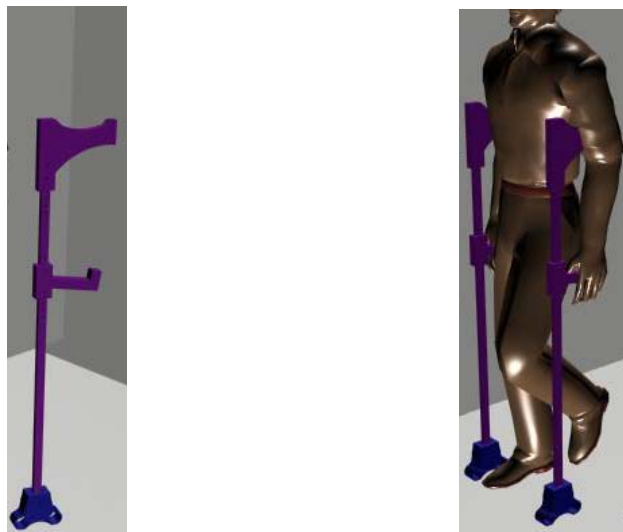
Figura 101. Partes principales del apoyo a diseñar



Al comprobar que se podía quitar una gran cantidad de material en el axilar y la manija, sin que se afectara la resistencia a la compresión en las zonas de acople, se simplifico la muleta hasta llegar a una forma de **F**.

2.2.1.2 Propuesta final de la alternativa 1

Figura 102. Forma final de la primera alternativa

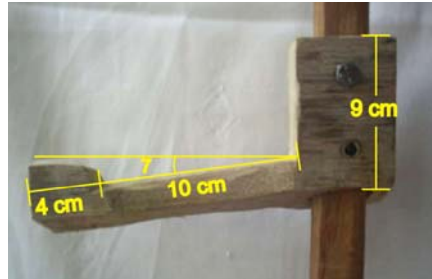


Descripción de sus partes

Agarre

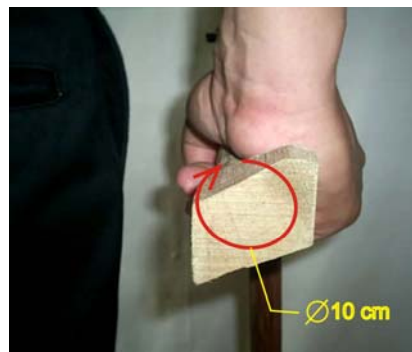
tiene un Angulo negativo con respecto a la horizontal de 7 grados y una longitud de 12 cm

Figura 103. Vista lateral del agarre



Posee un perímetro de 10 cm. en forma de cuña triangular. Existe un agarre para la mano izquierda y otro para la mano derecha

Figura 104. Perímetro de la manija



Comparando la manija con ángulo de 7°, con una perpendicular a la caña se logra ver que la primera esta en una posición anatómica mas comodidad que la segunda; en esta ultima se están sobresforzando, las fascias musculares que van del antebrazo a la mano.

Figura 105. Manija a 7° Vs. Manija perpendicular a la caña



El agarre se desplaza de arriba hacia abajo en la columna según las medidas de paciente y queda anclado en la zona media superior de la columna por medio de dos tornillos, que lo atraviesan de lado a lado.


Figura 106. Desplazamiento de la manija en la columna.



Columna principal

Es un paralelepípedo rectangular, que viene en tres medidas según un rango de alturas de los pacientes:

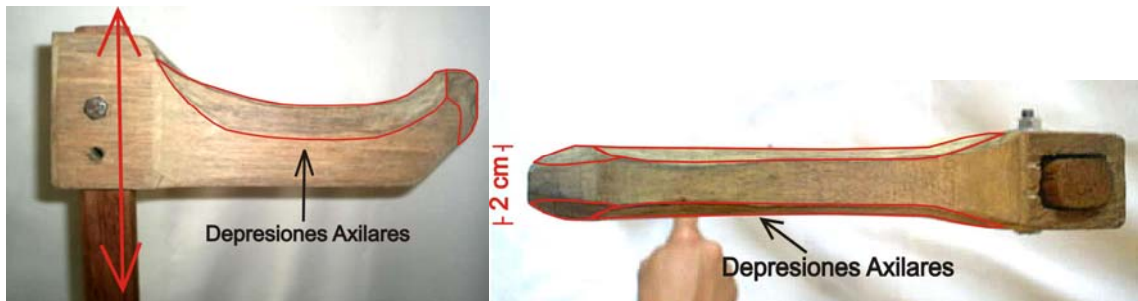
Tabla 4. Largo de la columna según la estatura del paciente

Columna		Estatura			
		1.45 – 1.55 mts	1.55 – 1.65 mts	1.65 – 1.75 mts	1.75 – 1.85 mts
	1.00 mts	X			
	1.10 mts		X		
	1.20 mts			X	
	1.30 mts				X

Axilar

Tiene una superficie de contacto con la axila de 13 cm de largo por 2 cm de ancho. El axilar posee dos depresiones laterales, para lograr un acople mas anatómico con la axila.

Figura 107. Vista lateral y superior del axilar



La columna entra en el axilar de la forma Macho – hembra. El axilar se desplaza de arriba hacia abajo en la columna según las medidas del paciente y queda anclado en la parte superior de la columna por medio de dos tornillos, que lo atraviesan de lado a lado.

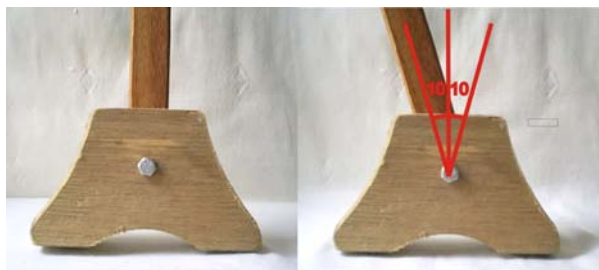
Punto de apoyo

Con un sistema de articulación que le permite angular a la columna con respecto a la vertical, 20 grados 10 hacia la izquierda y 10 hacia la derecha.

Figura 108. Primer acercamiento formal - funcional del apoyo



Figura 109. Angulo de rotación de la columna

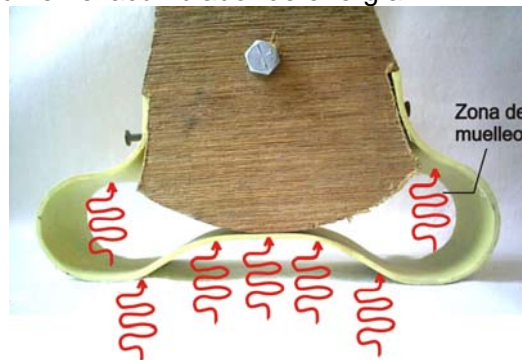


Este modelo se hizo para comprobar la hipótesis de lo que puede mejorar la marcha con una articulación en el apoyo y para encontrar un largo y ancho máximo de la superficie de apoyo que se adapte a la mayoría de terrenos y situaciones como lo es el subir una

escalera. Con lo que se concluyo que la rotación ayuda a la marcha y las medidas máximas podrían llegar hasta 16 cm. de largo y 5 cm. de ancho.

Se hizo un análisis de esfuerzos en el programa work bench con apoyos de diferentes formas, basándose en la biónica del pie. para encontrar la forma aproximada mas conveniente para el punto de apoyo.

Figura 110. Amortiguación en el acumulador de energía



Para el sistema de amortiguación se hizo un análisis de materiales con prueba y error con materiales existentes en la región que se acercaran a los parámetros dados por el análisis de esfuerzos, tales como laminas de aluminio, cold roll de diferente calibre y PVC como polímero representativo para estas pruebas; siendo el PVC el que logro mejores resultados, tanto por su elasticidad y memoria como por su facilidad para tomar diferente curvas de un molde por medio de calor

Figura 111. Moldeo y deformación de la curva en un metal

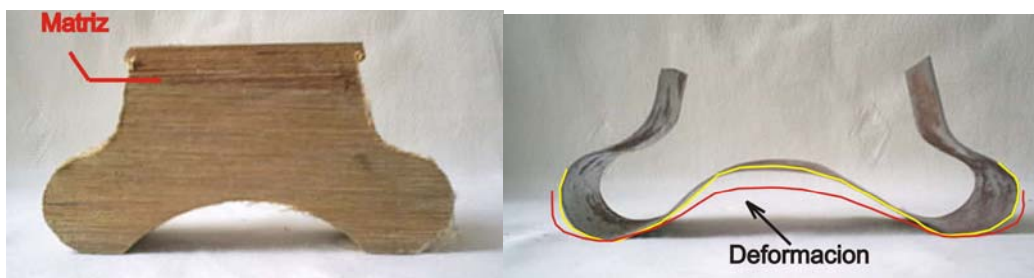
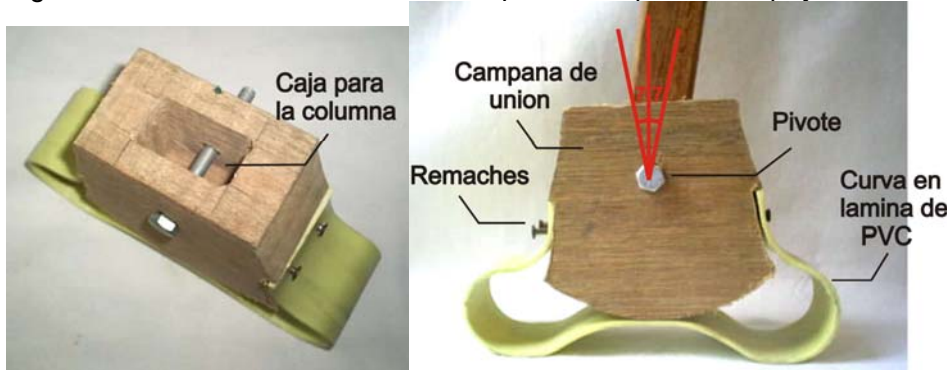


Figura 112. Moldeo y deformación de la curva en PVC



El punto de apoyo articula en la parte inferior de la columna por medio de un tornillo, que la permite estar unido en un solo punto a la columna, pero con la posibilidad de pivotar con un desplazamiento angular de 20 grados. La curva en PVC se une a la campana de union por medio de remaches.

Figura 113. Elementos de unión de las partes del punto de apoyo



Ventajas

- La forma en que esta dispuesto el axilar y el agarre desplaza el punto de apoyo hacia el frente del eje coronal del cuerpo eliminando la necesidad de angular demasiado la muleta hacia adelante para completar el triangulo de apoyo. Que para este tipo de ayudas ortésicas las aristas frontales de este triangulo tienen que estar por lo menos paralelas al dedo gordo del pie y preferiblemente delante de los dedos del pie, para tener una buena estabilidad tanto en marcha como en reposo.
- El pequeño ángulo negativo del agarre permite a la mano estar en una posición anatómica mas natural, disminuyendo la tensión de los músculos de la mano, brazo y muñeca. Y por ende el maltrato de estas estructuras es menor que con un agarre perpendicular al eje del cuerpo.
- La articulación en la parte inferior de la muleta se asemeja a la que se produce en el tobillo en un patrón de marcha normal, lo cual facilita el desplazamiento del paciente.
- El sistema de amortiguación absorbe una parte del impacto que tiene que soportar las extremidades superiores, cada vez que el paciente se apoya sobre las muletas para desplazarse sobre una superficie.
- El acumulador de energía, devuelve parte de la energía acumulada en la primera fase de la marcha para generar un impulso que disminuye el esfuerzo del paciente en la fase de avance la marcha.
- Se tiene una mejor estabilidad en posición de pie para el paciente, por existir una mayor área de apoyo en contacto directo con la superficie.
- Se logra una simplificación de la muleta a solo 4 elementos básicos.

Desventajas

- El peso de la muleta sería superior al de las muletas comunes
- Las formas de acople del punto apoyo a la columna principal, de la curva de amortiguación a la campana de unión del punto de apoyo y de los antideslizantes al sistema de amortiguación, serían muy complicadas o inconvenientes para este tipo de ayuda ortésica.
- La construcción del sistema de apoyo exigiría demasiados procesos de manufactura.
- El sistema de amortiguación con el tiempo tendería a fallar, en la zona donde se encuentran los remaches.
- No es muy práctico tener que intercambiar columnas según los rangos de estatura, además la forma de en que varía las medidas para las diferentes estaturas en la zona del axilar convierte a este elemento en un objeto demasiado grande en comparación a los demás elementos de la muleta.

2.2.2 SEGUNDA ALTERNATIVA

Del análisis de la primera alternativa se concluyó que los dos principales problemas a atacar eran la simplificación del punto de apoyo manteniendo los conceptos de biónica aplicados en la primera alternativa y buscar otro sistema de variabilidad de medidas.

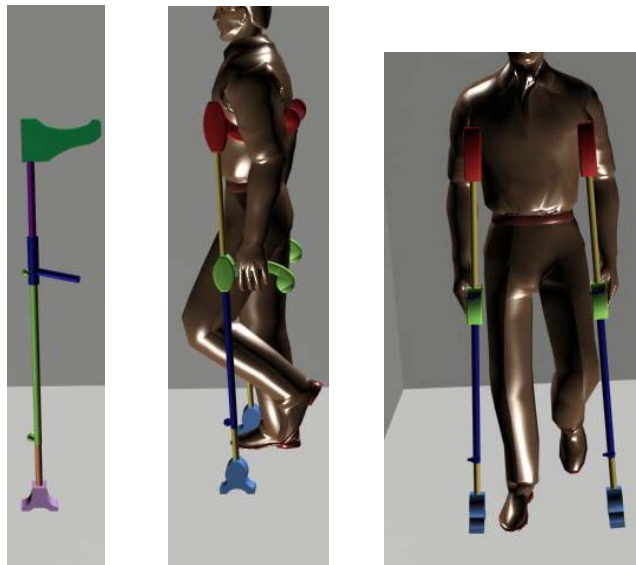
Como problemas secundarios: la búsqueda de otros materiales, el uso de procesos más industriales o por lo menos más sencillos para la fabricación de la muleta; encontrar otros sistemas de acople más coherentes con una ayuda ortésica y la experimentación de un sistema de amortiguación acoplado directamente sobre el agarre para disminuir la presión y golpeteo en la mano.

2.2.2.1 Aspecto Formal – Estético

La forma se da a partir de la primera alternativa siguiendo con la abstracción de la letra **F**, tomando como referencias los contornos y medidas que más se acercaron a los requerimientos ergonómicos ya analizados.

2.2.2.2 Propuesta final de la alternativa 1

Figura 114. Forma final de la segunda alternativa

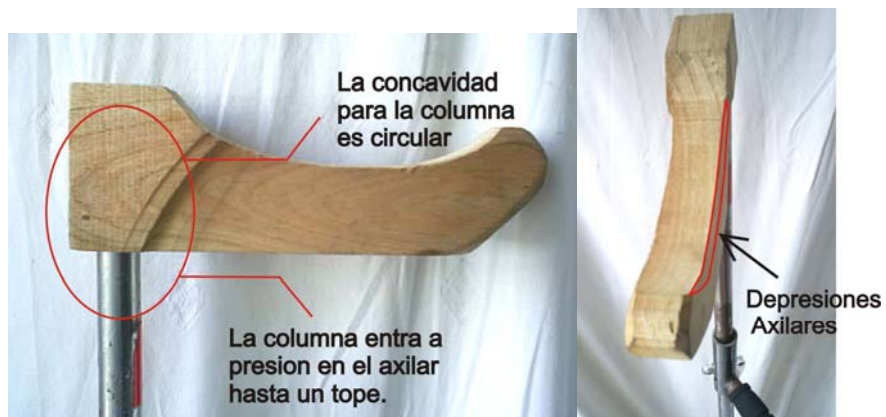


Descripción de sus partes

Axilar

Mantiene la forma básica del axilar de la primera alternativa, se elimina la parte alargada paralela a la columna de la zona inferior. El sistema de acople se hace a presión.

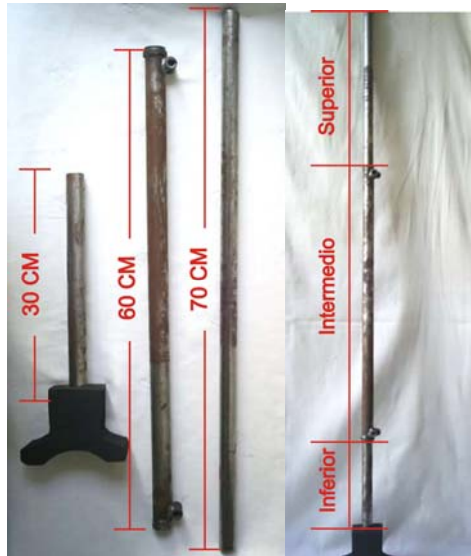
Figura 115. Vista lateral y superior del axilar



Columna principal

Para lograr una variabilidad de medidas adaptable a la mayoría de percentiles (5% - 95%) de estatura de población, se usa un sistema telescópico de tres tubos con medidas de 30 cm, 60 cm y 70 cm,

Figura 116. Tubos y su unión en forma telescópica



Ajustados a presión con un sistema de anillas de presión que se encuentran en los dos extremos del tubo intermedio de 60 cm. que sujetan al tubo superior de 70 cm. e inferior de 30 cm, según la medida necesitada. Estos dos últimos tubos encajan dentro del tubo intermedio.

Figura 117. Sistema de ajuste a presión.



Agarre

Manteniendo el ángulo negativo la manija va soldada a un tubo paralelo a la columna principal, este tubo paralelo tiene un mayor diámetro que el tubo intermedio para que pueda rotar y desplazarse sobre este.

Figura 118. Partes del agarre



Dentro del tubo paralelo en el extremo superior hay una anilla soldada con un diámetro mayor al tubo al tubo superior, la cual permite un deslizamiento sobre el tubo superior y crea un tope para el resorte.

Figura 119. Detalle de la anilla interior



En el espacio interior que existe entre el tubo intermedio y el tubo paralelo, se encuentra un resorte, que queda atrapado por el extremo superior por la anilla y en el extremo inferior por el tubo intermedio. Este sistema permite al resorte generar una amortiguación sobre la manija.

En el extremo inferior del tubo paralelo, hay una apertura en forma de T acostada que permite rotación de la manija y asegura el agarre gracias a la fuerza del resorte contra el sistema de anilla de presión.

Figura 120. sistema de ajuste del agarre.



Para que el paciente logre una posición mas cómoda en el agarre, la manija puede rotar con respecto al apoyo y al axilar.

Figura 121. Rotación del agarre

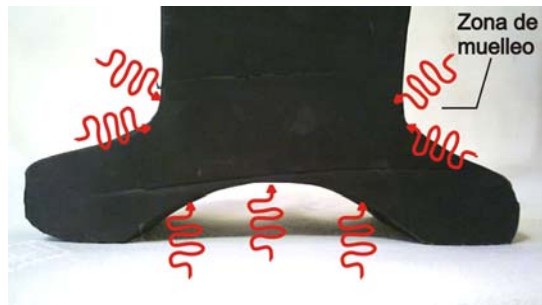


Punto de apoyo

Basándose en la biónica del pie, observando las conteras existentes en el mercado y con los resultados generados por los modelos de work bench se vuelve a tomar una de las primeras formas diseñadas para el apoyo que en su momento fue rechazada, por haber sido pensada en un material rígido y pesado como lo es la madera.

Al cambiar por un material elástico como lo es el caucho se logra cumplir con todas las características analizadas anteriormente que necesita un apoyo para este tipo de ayudas ortésicas y además se simplifica el numero de piezas a una sola para este elemento. El ángulo en la base complementa el ángulo con respecto al plano sagital con que se toman las muletas, volviendo mas estable el apoyo.

Figura 122. Amortiguación en el acumulador de energía



El apoyo es una pieza de caucho con forma de torre eafell de 12 cm largo por 5 cm de ancho y 10 cm de alto que se acopla a presión al tubo inferior. Con un corte en cuña de 7 grados en su base.

Figura 123. Vista frontal y lateral del apoyo



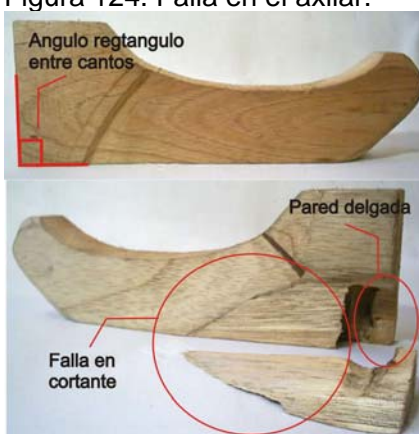
Ventajas

- El punto de apoyo se simplifica a una sola pieza de manufactura sencilla que cumple con todos los requisitos preestablecidos para este elemento.
- El sistema telescópico permite una variabilidad de medidas casi infinita dentro del rango de estaturas existentes en la población.
- La posibilidad de rotación de la manija, permite una posición mas cómoda del conjunto Brazo-Mano-muñeca, para el desplazamiento y posición de pie del paciente.
- Las ventajas anteriores de la primera alternativa:
 - El desplazamiento del punto de apoyo hacia el frente del eje sagital.
 - El pequeño ángulo negativo del agarre permite a la mano estar en una posición anatómica mas natural
 - Se tiene una mejor estabilidad en posición de pie para el paciente, por existir una mayor área de apoyo en contacto directo con la superficie.
 - Se logra una simplificación de la muleta a solo 4 elementos básicos.
- El punto de apoyo de caucho permite una rotación en la muleta que se asemeja a la que se produce en el tobillo en un patrón de marcha normal; genera una amortiguación similar a la del candado de la planta del pie y por ser de un material elástico se logra una acumulación de energía que impulsa en la segunda fase de la marcha. Además el caucho es antideslizante lo que ahorra tener que agregar piezas antideslizantes a este elemento.

Desventajas

Se va a presentar falla en el axilar, por la zona de acople con el tubo.

Figura 124. Falla en el axilar.



- Formalmente la muleta no es atractiva pues las diferentes piezas no son coherentes en conjunto.
- El sistema de seguro Palanca – Tornillo es muy grande y presenta aristas peligrosas para la manipulación de la muleta.
- Según el concepto de dos fisioterapeutas, el sistema de resorte no ayuda en mucho a una amortiguación del impacto sobre la mano y crea inestabilidad en el agarre.
- El sistema de amortiguación del agarre, requiere demasiados procesos de manufactura y muchas piezas para su fabricación, lo que aumentaría el costo del elemento y el tiempo utilizado para hacerlo sería inaceptable para este tipo de ayudas ortésicas.
- El sistema de seguro del agarre no es muy seguro y no mantiene con la suficiente fuerza en una posición a la manija.

2.2.3 Alternativa final de muletas

2.2.3.1 Aspecto Formal – Estético

Se mantiene la abstracción de la letra **F**, tomando como referencias los contornos y medidas que mas se acercaron a los requerimientos ergonómicos ya analizados. Se hace un estudio formal basándose en la intersección de óvalos para lograr una forma orgánica que se aproxime a los contornos del cuerpo del paciente.

2.2.3.2 Propuesta final de alternativa final de muletas

Figura 125. Forma final de la alternativa final de muletas.



Existen cuatro problemas a atacar en esta alternativa:

1. Evitar la falla en el axilar
2. Eliminar el sistema de amortiguación sin eliminar la posibilidad de giro de la manija.
3. Cambiar el sistema de seguro Palanca – Tornillo por uno mas pequeño y coherente con la ayuda ortésica.
4. Buscar una coherencia formal entre los diferentes elementos de la muleta.

Axilar

Figura 126. Vista superior y lateral del axilar



Mantiene la curva y depresiones en la zona de contacto con la axila de las alternativas anteriores. Formalmente cambia a formas mas orgánicas basadas en la transposición e intersección de óvalos. En la zona de acople con el tubo se aumenta el grosor para mejorar su resistencia. El acople sigue siendo por presión.

Columna principal

Se mantiene el sistema telescópico con las mismas de los tubos, pero el sistema de seguro Palanca – Tornillo de las anillas, se cambia por un sistema de agujero - perno con resorte

Figura 127. Tubos y su unión en forma telescópica

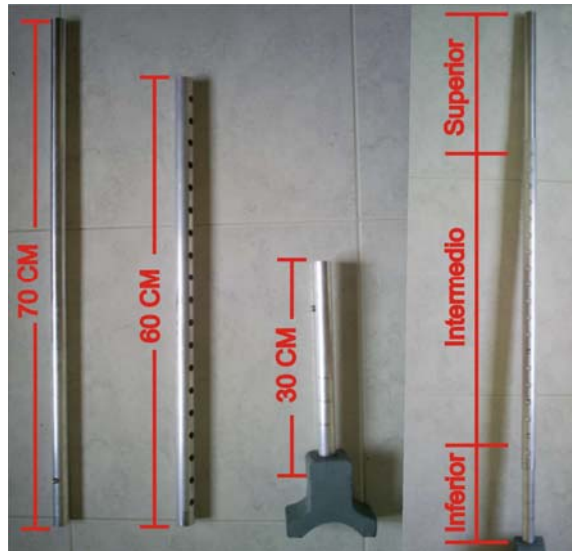


Figura 128. Sistema de ajuste agujero - perno con resorte



Agarre

Se mantiene el ángulo negativo de la manija. Se elimina el sistema de amortiguación por resorte. Formalmente cambia a formas más orgánicas basadas en la transposición e intersección de óvalos. Se mantiene la posibilidad de rotación de la manija con un sistema de seguro por presión para mantener el ángulo rotado.

Figura 129. Vista lateral del agarre izquierdo y del agarre derecho



Figura 130. Vista frontal del agarre derecho y del agarre izquierdo



Figura 131. Vista superior e inferior de un agarre derecho e izquierdo



Punto de apoyo

Se mantienen las curvas y medidas necesarias para la amortiguación y acumulación de energía, en la pieza de caucho; pero se estiliza a una forma mas orgánica coherente con el axilar y el agarre.

Figura 132. Vista frontal y lateral del apoyo



Ventajas

- El punto de apoyo se simplifica a una sola pieza de manufactura sencilla que cumple con todos los requisitos preestablecidos para este elemento.
- El sistema telescópico permite una variabilidad de medidas casi infinita dentro del rango de estaturas existentes en la población.
- La posibilidad de rotación de la manija, permite una posición mas cómoda del conjunto Brazo-Mano-muñeca, para el desplazamiento y posición de pie del paciente.
- El desplazamiento del punto de apoyo hacia el frente del eje sagital.
- El pequeño ángulo negativo del agarre permite a la mano estar en una posición anatómica mas natural
- Se tiene una mejor estabilidad en posición de pie para el paciente, por existir una mayor área de apoyo en contacto directo con la superficie.
- Se logra una simplificación de la muleta a solo 4 elementos básicos.
- El punto de apoyo de caucho imita la biomecánica del conjunto Tobillo – Pie y es antideslizante.
- Se elimina la falla en el axilar.
- Mejora formalmente la muleta lo que la vuelve mas atractiva.
- El sistema de seguro Tornillo – Tuerca Ciega es más compacto grande y no presenta aristas.
- Eliminar el sistema de resorte simplifica la producción de la muleta y por tanto baja costos
- Se mejora el sistema de seguro del agarre volviéndolo mas confiable.

Desventajas

- El axilar, el agarre y el punto de apoyo requieren procesos de manufactura casi artesanales, si se piensa en producciones pequeñas y en una producción alta se necesitaría 3 moldes de inyección para estas piezas.

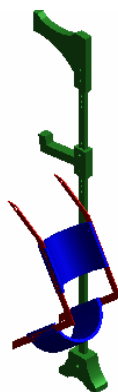
2.2.4 TERCERA ALTERNATIVA

Aunque en un principio se había descartado, la idea de diseñar una ayuda ortésica, que estuviera adherida o ajustada directamente sobre la pierna lesionada. Se vuelve retomar la idea con el animo de explorar una alternativa distinta a la muleta, que reemplace una muleta o que complementara a la muleta en la recuperación, de una forma parecida a como lo hacen el Brace con lesiones de rodilla.

Primera idea

Fusión de una ayuda ortésica parecida al Brace, con la muleta ya diseñada, utilizando como puntos de descarga del peso de la pierna lesionada, la zona de la tuberosidad isquiática y la zona de la pantorrilla unos centímetros arriba de los maléolos distal a la tuberosidad tibial. Utilizando a la muleta como columna de descarga del peso hacia la superficie de apoyo. Este Brace pivota en su parte superior hacia el frente y hacia atrás.

Figura 133. Aspecto formal de la Primera idea



Ventajas

- El peso de la pierna lo soporta la muleta disminuyendo la sobrecarga de los músculos de la región glútea y mediales del muslo.
- Mantiene al pie levantado por el apoyo en la pantorrilla disminuyendo el esfuerzo de los músculos femorales, posteriores, anteriores y laterales de la pierna.
- El que este pivotando le da cierta libertad de movimiento de rotación a la pierna.

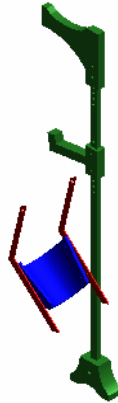
Desventajas

- El mantener tanto tiempo una misma posición atrofia la movilidad de los músculos y adormece la pierna.
- Es un aparato muy parecido al dispositivo de Hessing, y es demasiado incomodo para ser usado con una lesión temporal de pie.

Segunda idea

Fusionar la ayuda ortésica con la muleta eliminando la parte de la canillera para que el paciente pueda flexionar la rodilla. Esta también pivota en la muleta.

Figura 134. Aspecto formal de la Segunda idea



Ventajas

- Se simplifica la ayuda ortésica
- Hay mayor movilidad, pues puede rotar tanto la cadera, como la rodilla
- El peso de la pierna lo soporta la muleta disminuyendo la sobrecarga de los músculos de la región glútea y mediales del muslo.

Desventajas

- Es inconveniente que el dispositivo este unido a la muleta, pues la muleta se convierte en un aditamento mas de la pierna que va a entorpecer las actividades cotidianas del paciente y solo seria útil para la marcha y la posición de pie.

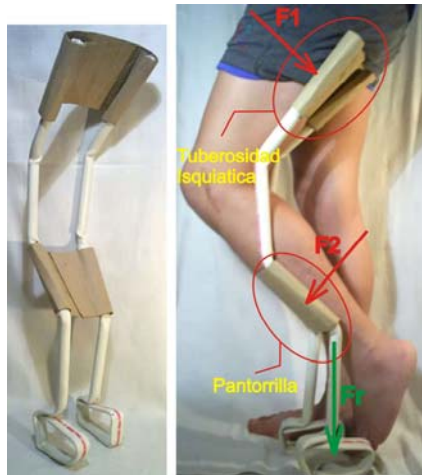
Tercera idea

Se separa la ortesis de la muleta, convirtiéndose en aparato de descarga que va ajustada a la pierna afectada. utilizando como puntos de descarga del peso de la pierna lesionada, la zona de la tuberosidad isquiática y la zona de la pantorrilla unos centímetros arriba de los maléolos distal a la tuberosidad tibial. Tal como en la primera idea pero con dos puntos de apoyo a lado y lado de la pierna, que transmiten el peso hacia la superficie.

Figura 135. Aspecto formal de la Tercera idea



Figura 136. Modelo funcional de la tercera idea



Ventajas

- El peso de la pierna lo soporta la ayuda ortésica disminuyendo la sobrecarga de los músculos de la región glútea y mediales del muslo.
- Mantiene al pie levantado por el apoyo en la pantorrilla disminuyendo el esfuerzo de los músculos femorales, posteriores, anteriores y laterales de la pierna.
- Esta especie de orto-prótesis genera mayor estabilidad al paciente y protege de impactos frontales al pie lastimado.

Desventajas

- No deja doblar la rodilla, algo que complica el subir escaleras. Ni deja estirar la rodilla lo cual complica el sentarse o semirecostarse.

- El tamaño de la ayuda ortésica es muy grande e incomodo como para que sea fácilmente aceptado su uso en una lesión temporal de pie.

Cuarta idea

Se elimina la zona de descarga de la tuberosidad isquiática y se deja solo la de la pantorrilla.

Figura 137. Aspecto formal de la cuarta idea

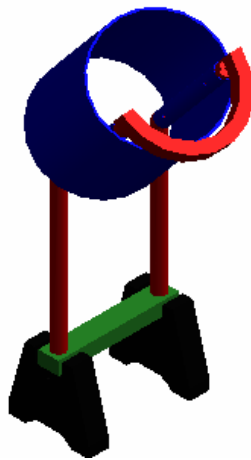
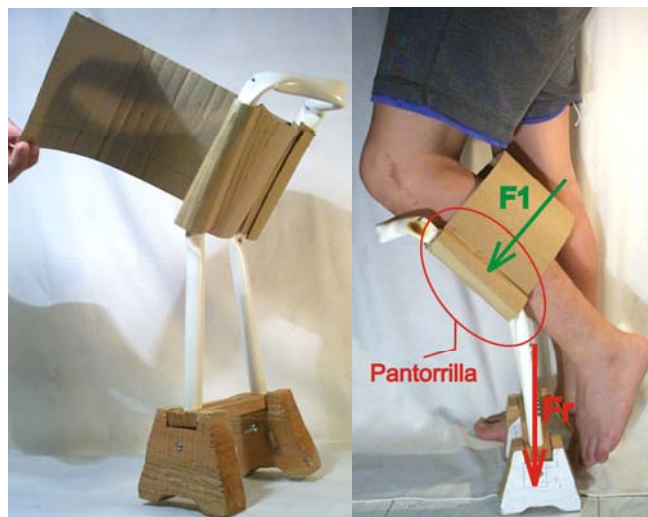


Figura 138. Modelo funcional de la cuarta idea



Estructura de sostén

Es un tubo de aluminio doblado con en tres secciones, la primera perpendicular a la superficie, la segunda inclinada 50 grados con respecto a la horizontal y la tercera en forma de C une los dos tallos laterales.

Puntos de apoyo

Dos punto de apoyo de caucho parecidos a los de la muleta, a lado y lado de la ayuda ortésica. Que se interconecta con un elemento de unión y con los tallos de la estructura. Los tallos se introducen dentro de unos agujeros que poseen los puntos de apoyo con el diámetro del tubo y se aseguran con tornillos a unas hileras de perforaciones paralelas a cada agujero del punto de apoyo, que le permiten variar la altura de la ayuda ortésica.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies.

Elemento de unión

Tablilla con dos agujeros del ancho de el tubo de la estructura que sierra el marco de la estructura y le da estabilidad a la ayuda ortésica.

Ventajas

- Se reduce el tamaño de la ayuda ortésica.
- Con los apoyos de caucho se imita la biomecánica del conjunto Tobillo – Pie propiedades y además estos puntos de apoyo son antideslizantes.
- Se genera estabilidad en posición de pie.
- Protege al pie de golpes frontales

Desventajas

- Los puntos de apoyo están cerca del talón y no al frente de los dedos los pies, por tanto no hay estabilidad en el patrón de marcha pues la ayuda ortésica termina siendo arrastrada y no usada como un punto de apoyo.

Quinta idea

Se mantiene el concepto de un solo tubo doblado pero se curva en cuatro secciones para mandar hacia delante los puntos de apoyo.

Figura 139. Aspecto formal de la quinta idea

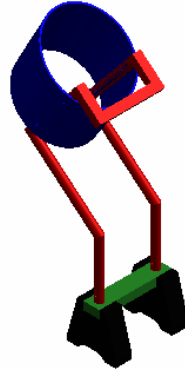
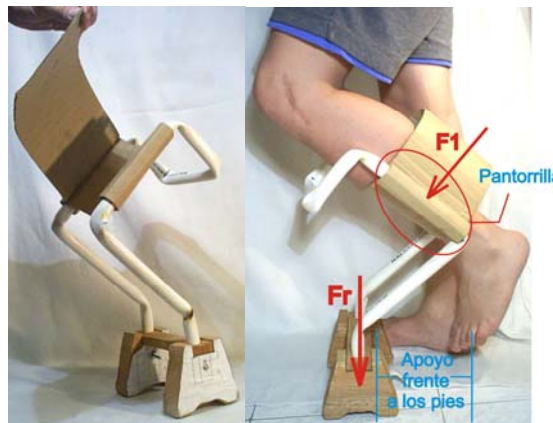


Figura 140. Modelo funcional de la quinta idea



Estructura de sostén

Es un tubo de aluminio doblado con en cuatro secciones, la primera perpendicular a la superficie, la segunda inclinada 40 grados con respecto a la horizontal, la tercera a 90 grados de la segunda sección y la cuarta en forma de C una los dos tallos laterales.

Puntos de apoyo

Dos punto de apoyo de caucho parecidos a los de la muleta, a lado y lado de la ayuda ortésica. Que se interconecta con un elemento de unión y con los tallos de la estructura. Los tallos se introducen dentro de unos agujeros que poseen los puntos de apoyo con el diámetro del tubo y se aseguran con tornillos a unas hileras de perforaciones paralelas a cada agujero del punto de apoyo, que le permiten variar la altura de la ayuda ortésica.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies.

Elemento de unión

Tablilla con dos agujeros del ancho de el tubo de la estructura que sierra el marco de la estructura y le da estabilidad a la ayuda ortésica.

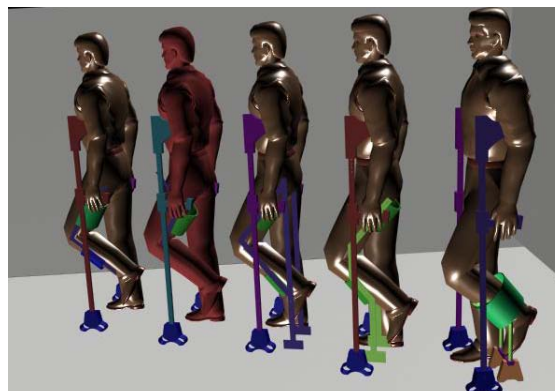
Ventajas

- Con los apoyos de caucho se imita la biomecánica del conjunto Tobillo – Pie propiedades y además estos puntos de apoyo son antideslizantes.
- Se genera estabilidad en posición de pie y ayuda a la marcha.
- Protege al pie de golpes frontales
- Obliga al paciente a mover la pierna en una forma parecida al patrón de marcha normal, lo que mantiene activos los músculos y facilita su rehabilitación.
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.

Desventajas

- Se vuelve una ayuda ortésica muy pesada.
- Al descargar buena parte del peso corporal sobre la pantorrilla se corre el riesgo de comprimir los nervios tibiales.
- Su tamaño no es el mas adecuado para la necesidad que se espera suplir.
- Formalmente no es atractiva.

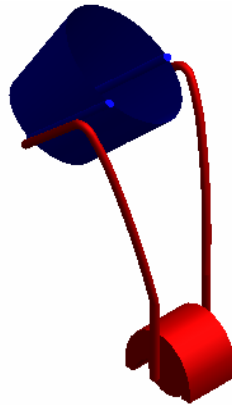
Figura 141. Evolución y modo de uso de las ideas 1, 2, 3, 4 y 5



Sexta idea

Por las patologías que se pueden presentar por la descarga de parte del peso corporal sobre la pantorrilla, por no ser formalmente atractiva y demasiado pesada; se redefine el uso de la ayuda ortésica, para convertirla en un objeto que solo soporte el peso de la pierna y no de parte del peso corporal. Además para facilitar la marcha se usara una rueda como elemento deslizamiento.

Figura 142. Aspecto formal de la sexta idea



Aquí lo importante es el ángulo de 40 grados y que el apoyo este desplazado hacia delante

Estructura de sostén

Dos tubos de aluminio doblados en forma de L invertida

Rueda

Cilindro ancho de caucho en forma de rodillo.

Carcaza

Es una media luna cilíndrica hueca que une a los tubos de aluminio con la rueda y estructura a la ayuda ortésica.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies.

Ventajas

- Disminuye el peso de la ayuda ortésica
- Se simplifica la forma
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.
- Le permite mas movilidad a la pierna del paciente
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.

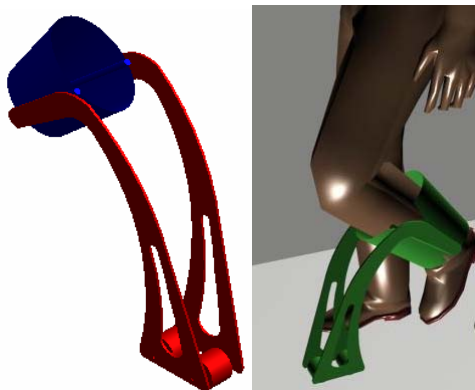
Desventajas

- No es muy estable
- Se corre el riesgo de un impacto directo sobre la zona posterior del pie
- Formalmente no es muy atractiva.

Séptima idea

Manteniendo los ángulos y las distancias ya establecidas, se diseña una nueva curva y se le agrega otro rodillo para mejorar la estabilidad.

Figura 143. Aspecto formal y modo de uso de la séptima idea



Estructura de sostén

Dos piezas planas de madera, aluminio o polímero con forma de L invertida curvada que se ensancha a partir del punto de inflexión hasta su extremo inferior.

Ruedas

Dos cilindros anchos de caucho en forma de rodillo.

Carcaza

Es una abstracción formal de la planta del pie que en su interior hueco sostiene los dos rodillos e interconecta las dos piezas de la estructura de sostén.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies.

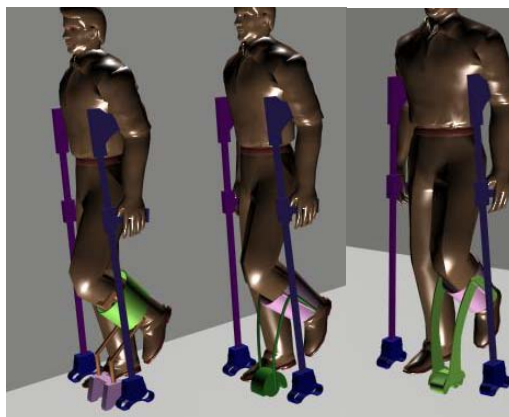
Ventajas

- La curva es mas atractiva
- El uso de dos rodillos genera mayor estabilidad
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.
- Le permite mas movilidad a la pierna del paciente
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.

Desventajas

- Por la forma de la curva es difícil lograr una variabilidad de medidas, pues las posibles formas de aumentar o disminuir la altura de la ayuda ortésica, deformarían la continuidad de la curva o llevaría a diseñar una carcaza muy grande y compleja y además se necesitan varias curvas de diferentes largos para cubrir los rangos de estatura.

Figura 144. Evolución y modo de uso de las ideas 5, 6, y 7



Octava idea

2.2.4.1 Aspecto formal – estético

La forma básica es la de una **V** invertida, esta sale de la simplificación de la intersección de las líneas que demarcan la posición de la pierna y la posición del punto de apoyo en el suelo frente a los dedos

Se hace un estudio formal de la curva de la séptima idea que permita variar las medidas de la ayuda ortésica sin romper la continuidad de la curva ni usar una gran carcasa.
Estructura de sostén

Figura 145. Estudio formal de la curva

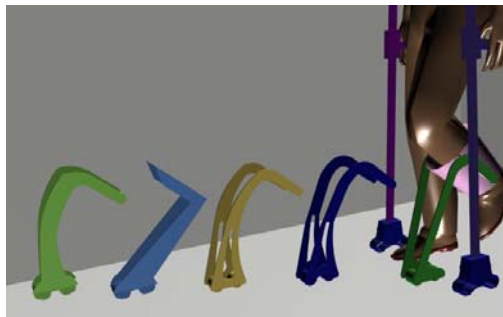
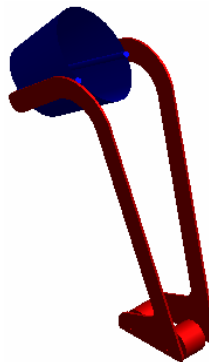


Figura 146. Aspecto formal de la octava idea



Estructura de sostén

Dos piezas planas formadas por dos parejas que asemejan a un triángulo truncado en una de sus aristas, uno de sus lados se ensancha en forma triangular y los otros dos lados mantienen el mismo ancho.

Figura 147. Continuidad de la línea.



Ruedas

Dos cilindros anchos de caucho en forma de rodillo.

Carcaza

Es una pieza hueca triangular de tres caras que en su interior sostiene los dos rodillos e interconecta las dos piezas de la estructura de sostén.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies.

Ventajas

- Su forma permite variar la altura de la ayuda ortésica sin que se pierda la continuidad de la curva.
- El uso de dos rodillos genera mayor estabilidad
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.
- Le permite mas movilidad a la pierna del paciente
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.

Desventajas

- El montar una pieza sobre otra para acoplar las dos piezas de cada curva, formalmente se ve burdo y poco estético. Además el punto de corte es demasiado alto

- Figura 148. Sobreposición de las piezas de la estructura de sostén



No está bien nivelado el centro de masa de la ayuda ortésica y por sí sola tiende a caerse hacia el lado donde está la canillera.

La ayuda ortésica tiende a rotar hacia atrás, falta un tope trasero para disminuir esta rotación y evitar un impacto directo sobre el talón.

Para las piezas planas de curva el uso de torillos no es muy coherente

Novena idea

Basándose en los patines en línea se diseña la parte inferior de la ayuda ortésica. Se busca una forma diferente de acople entre los dos lados superiores del triángulo y el "patín" de la parte inferior.

Figura 149. Aspecto formal y despiece de la novena idea

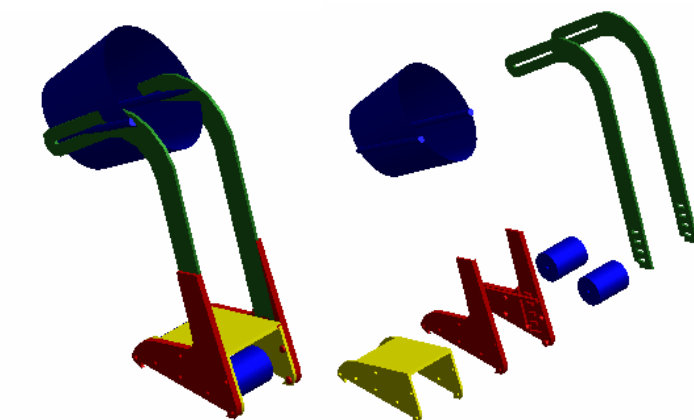


Figura 150. Modelo a escala de la novena idea



Estructura de sostén

Superior

Dos piezas planas con forma de L invertida, que mantienen su un ancho en toda su longitud. En su parte inferior poseen unas ranuras distanciadas a una medida constantes centradas con respecto a los bordes. En la parte superior tienen un ranura larga donde se ajustara la canillera. Se disminuye su largo.

Inferior

Es una L rotada que en su parte inferior se ensancha en forma de triangulo. En las puntas del triangulo inferior existen unos topes, que hacen las veces de frenos para al frente y atrás de la ayuda ortésica. Esta pieza tiene dos niveles, uno de los cuales es una depresión con paralelepípedos de relieve, en la cual encaja la zona inferior de la L invertida y gracias al conjunto macho (paralelepípedos) - hembra (ranuras); permite variar altura la de la ayuda ortésica.

Ruedas

Dos cilindros anchos de caucho en forma de rodillo.

Carcaza

Es una pieza hueca triangular de tres caras que en su interior sostiene los dos rodillos e interconecta las dos piezas superiores de la estructura de sostén; cerrando la caja que se forma entre la carcaza y las piezas inferiores de la estructura de sostén.

Canillera

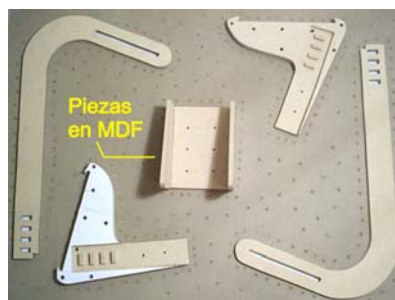
Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies. Se inserta en la ranura de la parte superior de la L invertida de la estructura de sostén.

Para hacer una comprobación del objeto se opto por un proceso de colada con resina poliéster en moldes termoformados. Debido a que es un proceso que permite modelar en corto tiempo piezas planas, a un bajo costo y con una precisión en el moldeo aceptable para este tipo de pruebas.

Etapa 1

Cortar las piezas en MDF, pegarlas según el diseño y colocarlas sobre una base de cartón agujereado con las medidas de la termoformadora.

Figura 151. Piezas en MDF sobre una base de cartón agujereado



Etapa 2.

Termoformar el conjunto de piezas para obtener el molde negativo para la colada.

Figura 152. Termoformado de las piezas



Etapa 3

- Cubrir con Alcohol Polivinico el interior de los moldes y dejarlo secar.
- Realizar la colada de la con una mezcla de resina poliéster con colorante y carga y dejar que polimerice.

Figura 153. Colada de las piezas en el molde de termoformado.



Etapa 4

Desmoldar las piezas y pulirlas.

Al realizar esta etapa el moldeo no resultó como se había esperado, las piezas salieron deformadas y al pesarlas se encontró que el conjunto total sería demasiado pesado para un objeto de tipo ortopédico como el que se estaba diseñando.

Figura 154. Fallas por pandeo de las piezas



Ventajas

- Su forma permite variar la altura de la ayuda ortésica sin que se pierda la continuidad de la curva.
- El uso de dos rodillos genera mayor estabilidad
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.
- Le permite mas movilidad a la pierna del paciente

- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.
- El sistema de acople es mas coherente con las forma y prácticamente invisible. El punto de corte entre la pieza superior e inferior es mas equilibrado.
- El centro de masa de la ayuda ortésica esta bien nivelado y la ayuda ortésica ya no tiende a caerse por si sola hacia atrás.
- Solo se usan tornillos en la zona del “patín”
- Los topes agregados frenan la rotación de la ayuda ortésica y evitan un impacto directo sobre el talón

Desventajas

- Al probar con un proceso de manufactura de vaciado usando la resina poliéster como material representativo. Se observo que el conjunto total de piezas es demasiado pesado y por tanto no es adecuado para este tipo de ayudas ortésica.
- Los procesos de manufactura usando cualquier otro material como aluminio o madera son muy complejos si hacen manualmente, Siendo lo ideal el uso de moldes de inyección que en este caso serian cuatro para las piezas planas y uno para las ruedas. Algo que volvería muy costosa la ayuda ortésica.
- Formalmente no es coherente con las muletas, pues parece de otra familia de productos.

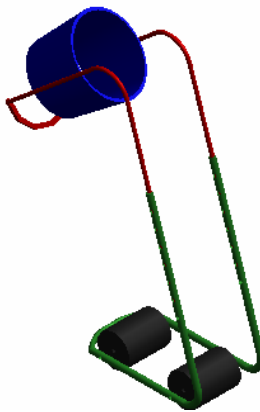
2.2.4.2 Propuesta final de la tercera alternativa

Luego de llegar a un callejón sin salida, en cuanto a diseño Versus procesos de producción, se vuelven analizar, las ideas anteriores para extraer la esencia del diseño y probar con otras formas, que simplifiquen la ayuda ortésica; obteniéndose las siguientes conclusiones:

1. Debe haber un ángulo entre la zona de sujeción de la pantorrilla con la horizontal, que oscile entre 35 a 45 grados.
2. La parte mas distal del punto de apoyo debe estar al frente de las puntas de los pies y la parte proximal debe estar al frente del talón o por lo menos al lado.
3. Entre mas separados estén los rodillos mas estable será la ayuda ortésica.
4. La esencia de la forma es un triangulo truncado en una de sus aristas.

5. Es mas coherente con las muletas el uso de tubos que el uso de piezas planas, para formar la estructura.
6. Hay que simplificar al máximo los proceso y piezas de la ayuda ortésica, para bajar los costos de producción y tiempo de elaboración.
7. Hay que bajar el peso total de la ayuda ortésica.

Figura 155. Aspecto formal de la décima idea



Ruedas

Dos cilindros anchos de caucho en forma de rodillo.

Estructura de sostén

Estructura cerrada formada por dos tubos doblados, uno superior que encaja y se desplaza de arriba a abajo dentro del inferior. Estos tubos se interconectan por medio de dos hileras de agujeros pasantes en las cuales se encajan dos tornillos según la altura necesitada.

Superior

Tubo doblado en forma de triangulo truncado en una de sus aristas, sus tallos se interconectan en su parte posterior por una curva en forma de U, en su parte frontal los dos tallos quedan separados con una separación igual a la des tubo inferior.

Inferior

Tubo doblado en forma de L rotada truncado, sus tallos se interconectan en su parte posterior por una curva en forma de U, en su parte frontal los dos tallos quedan separados con una separación igual a la des tubo superior. En su zona inferior es atravesado por dos tornillos largos que sostienen los rodillos.

Canillera

Elemento de sujeción de la ayuda ortésica con la pierna, que rodea la pierna en la zona de la pantorrilla y se asegura con velcro por la transposición de sus superficies. Esta sostenida por tres amarres, el primero anclado a la U de conexión del tubo superior, y los otros dos a los dos tallos del tubo superior. Los dos tallos se introducen en dos cilindros que se forman por unas costuras transversales en la canillera

Ventajas

- Su forma permite variar la altura de la ayuda ortésica sin que se pierda la continuidad de la curva.
- El uso de dos rodillos genera mayor estabilidad
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.
- Le permite mas movilidad a la pierna del paciente
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.
- El sistema de acople es mas coherente con las forma y solo se notan las cabezas de los tornillos. El punto de corte entre la pieza superior e inferior es mas equilibrado .
- El centro de masa de la ayuda ortésica esta bien nivelado y la ayuda ortésica ya no tiende a caerse por si sola hacia atrás.
- Solo se usan cuatro tornillos en toda la ayuda ortésica
- La disposición de los rodillos le permite mas movilidad al paciente; y el tope trasero generado por la U de la pieza inferior, evita una rotación hacia atrás.
- Se simplifican y disminuyen los procesos de manufactura para su construcción
- Se disminuye el peso total de la ayuda ortésica.
- Formalmente es coherente con las muletas, pues ya parece de la misma familia de productos.

Desventajas

- El ancho de las curvas de los tubos esta supeditado al tamaño de los dados que existan en los talleres de doblado; si se necesitara alguna medida especial habría que construir un dado para esa medida.
- Los rodillos aun son muy pesados.
- El sistema de ajuste de los rodillos no es muy confiable.

2.3 ASPECTO TÉCNICO

2.3.1 Construcción de modelos

2.3.2 COMPROBACIÓN DE SISTEMAS DE ACOPLÉ PARA LOS TUBOS

Acoples de presión para tubos

Conos de presión de concavidad cónica.

Son los usados en los micrófonos y atriles; son costosos, las concavidades tienen diámetros inferiores a los requeridos por el diseño, y su resistencia a la compresión es muy baja.

Figura 156. Cono de presión de concavidad cónica



Anillas de presión de tornillo o palanca

Son los usados en los sillines de las bicicletas, conexiones entre algunas tuberías de construcción, también se encuentran en los trípodes de las cámaras fotográficas, filmadoras y bafles de sonido.

Figura 157. Anillas de presión de tornillo o palanca



Acople de tubos por tuerca de rosca cónica

Es el usado en tuberías de presión domesticas, son económicos, se pueden conseguir fácilmente en el mercado y la manufactura que necesita para adaptarlas al tubo principal es sencilla y económica.

Figura 158. Acople por tuerca de rosca cónica y tubo roscado



Acople de cuña interior

Es un sistema usado en los limpiavidrios extensibles, su costo es relativo pues aunque las piezas son un poco complejas, se pueden hacer por moldeo con una matriz no muy costosa o también se puede pedir una producción al fabricante de este tipo de acoples, ahorrándose el costo de la matriz.

Figura 159. Acople de cuña interior



Pruebas de resistencia

Estas pruebas de resistencia consisten en someter a los tubos previamente acoplados con diferentes tipos de acople, a una fuerza de compresión, para encontrar la fuerza máxima que resisten los acoples manteniendo unidos a los tubos, antes de que deslice un tubo dentro del otro. Las pruebas se realizaron en una maquina trebel.

Prueba 1

- Tubos cold roll de 7/8 “ y 1” de diámetro
- Acople de “orejas”o anillas de presión soldadas al tubo principal el cual tiene una hendidura transversal.
- Cierre con tornillo
- Resistencia: 70 kilogramos-fuerza

Prueba 2

- Tubos cold roll de 7/8 “ y 1” de diámetro
- Acople de “orejas” o anillas de presión soldadas al tubo principal el cual tiene una hendidura transversal.
- Cierre con palanca y tornillo como los sillines de bicicleta
- Resistencia: 120 kilogramos-fuerza

Figura 160. Prueba de compresión con tubos cold roll



Ventajas

- Costos
- Manufactura asequible

Desventajas

El peso de los tubos cold roll no es conveniente

Debido al peso de los tubos cold roll se cambia a tubos de aluminio.

Posibles diámetros:

- Tubo de 3/4 “ con tubo de 7/8 “
- Tubo de 7/8” con tubo de 1”.

Figura 161. Tubos de aluminio

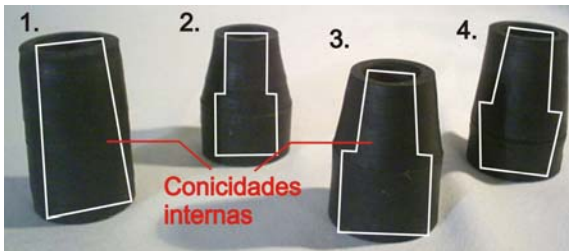


Se pensó en usar el mismo sistema de “orejas” como acople en los tubos de aluminio, pero el costo de esta manufactura es muy alto y cabe la posibilidad de que la soldadura deforme los tubos y a la final no funcione el sistema. Debido a esto la solución se dirigió hacia algún tipo de sistema externo que no estuviera soldado a los tubos.

Prueba 3

- Tubo de aluminio de 3/4 “ con tubo de 7/8 “.
- Acople: Cilindros de caucho, con concavidades de distinto diámetro que generan presión.
- Tubo de 7/8 “ con hendidura transversal.
- Resistencia: inferior a los 30 kilogramos-fuerza

Figura 162. Cilindros de caucho con conicidad interna



Ventajas

- Costos
- Manufactura asequible

Desventajas

- Baja resistencia a la compresión

Figura 163. Prueba de compresión con tubos de aluminio y cilindros de caucho



Prueba 4

- Tubo de aluminio de 3/4 " con tubo de 7/8 ".
- Acople: tubo roscado y acople de rosca cónica
- Tubo de 7/8 " con hendija transversal.
- Resistencia: inferior a los 30 kilogramos-fuerza

Figura 164. Prueba de compresión con tubo roscado y acople de rosca cónica



Prueba 5

- Tubo de aluminio de 7/8 " con tubo de 1 ".
- Acople: acople de cuña interior
- Resistencia: 40 kilogramos-fuerza, desliza y se deforman sus piezas

Figura 165. Prueba de compresión con acople de cuña interior



Al analizar porque no funcionaron estos acoples se encontró que el juego existente entre los tubos de un poco mas de milímetro no permitía que el acople funcionara bien.

Figura 166. Juego entre los tubos

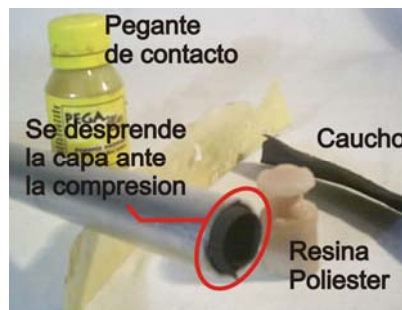


Prueba 6

Se intento disminuir el diámetro interior en la concavidad del tubo principal con un capa de resina poliéster, con pegamento de contacto (Bóxer), y con finas laminas de caucho.

- Tubo de aluminio de 3/4 " con tubo de 7/8 ".
- Acople: tubo roscado y acople de rosca cónica
- Tubo de 7/8 " con hendija transversal.
- Resistencia: No soporto ni la mitad del peso corporal de un individuo de 68 kilos.

Figura 167. Materiales usados para disminuir el diámetro interior.



Prueba 7

También se uso una capa de cinta reflexiva para el exterior de los tubos secundarios para aumentar su diámetro.

- Tubo de aluminio de 3/4 " con tubo de 7/8 ".
- Acople: tubo roscado y acople de rosca cónica
- Tubo de 7/8 " con hendija transversal.
- Resistencia: inferior a los 30kilogramos

Figura 168. Tubo interno con cinta reflectiva



Figura 169. Prueba de compresión del tubo con una capa de cinta reflectiva



La ultima solución pensada para disminuir el juego entre los tubos fue el uso de pintura electrostática, pero el costo y lo poco que realmente aumentarían los diámetros, hizo que esta idea fuera descartada.

A nivel regional (Bucaramanga) las tuberías de aluminio lisas que se encuentran en el mercado presentan juego entre sus diferentes referencias mas próximas, por tanto se decide buscar tuberías de aluminio en la capital de la republica. Las referencias cercanas con un minimo de juego fueron las de 7/8 " con las de 1 ". La tolerancia entre estas dos referencias permitía tan solo que entraran un tubo dentro de otro aplicando fuerza manual.

Figura 170. Sector de Paloquemao, Bogota – Colombia.



Al llegar a la ciudad de Bucaramanga, los tubos no se comportaron como lo habían hecho en Bogota, lo cual pudo suceder por las siguientes razones:

- El cambio de presión, debido a los 1600 mts de diferencia de altura afecto el diámetro de los tubos.
- Por cambios de temperatura debido a la diferencia climática los tubos se dilataron, disminuyendo a cero la tolerancia entre los tubos
- Como lo había advertido el vendedor de Mundial de Aluminios los calibres pueden variar según el lote de procedencia y hasta en diferentes tramos del tubo.
- De fuentes fidedignas llego la información de que Colombia esta exportando, lo mejor en aluminio, acero y cobre, hacia países industrializados con gran demanda de estos materiales como lo es china, dejando en el mercado local lo de menor calidad.

Figura 171. Juego nulo entre los tubos



Se intento maquinar con el torno de metales el tubo de 7/8 " para lograr una ligera tolerancia, pero el proceso requirió de mucho tiempo y en la practica seria muy costoso

Figura 172. Maquinado del tubo de 7/8 "



Prueba 8

Para comprobar la hipótesis de la resistencia al desplazamiento de los tubos con tolerancia mínima, se maquino el tubo de 7/8 " y se introdujo en el tubo de 1", dando como resultado una resistencia de 120 kilogramos sin desplazarse.

Figura 173. Prueba de compresión del tubo de 3/4 " maquinado.



2.3.3 Evaluación de alternativas

Como se han establecido los parámetros de diseño; con esta evaluación se busca calificar las alternativas construidas, ya que no solo se debe determinar las ventajas y desventajas que presentan en su producción y uso.

Para esta evaluación se han tomado en cuenta porcentajes y valores para así obtener numéricamente que alternativa es la más cercana a los parámetros iniciales de diseño.

Para evaluar de modo eficiente, se desarrolló una matriz de conceptos en donde se estima el grado de cumplimiento de los modelos según los parámetros establecidos. Dicha matriz se divide de la siguiente forma:

Se les asigna a los requerimientos generales ponderados según el grado de importancia para el proyecto.

Requerimientos de uso 25%

Requerimientos de función 20%

Requerimientos estructurales 15%

Requerimientos técnico – productivos 15 %

Requerimientos Estético – formales 15%

Requerimientos formales 25%

Además de esto cada requerimiento está subdividido en requerimientos específicos identificados con su respectivo número y antecedidos por la letra R. (ver definición de requerimientos), a los cuales se les asignará un valor como factor multiplicador según la importancia que tengan para este proyecto:

Poco importante 1

Muy importante 3

Indispensable 6

Las alternativas se evaluarán según el cumplimiento que tengan con dichos requerimientos específicos, con los siguientes valores:

Excelente 5

Bueno 4

Satisfactorio 3

Regular 2

Malo 1

La matriz resume los siguientes datos:

REQUERIMIENTO DE USO													
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N					I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N				
PRACTICIDAD	corta secuencia de uso	3	2	6				3	3	9			
subtotal puntaje		6				9				12			
porcentaje 15 puntos (100%)		40%				60%				80%			
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N					I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N				
CONVENIENCIA	contacto con la piel	3	4	12				3	4	12			
	volumen externo	3	3	9				3	3	9			
	aseo diario	3	2	6				3	2	6			
subtotal puntaje		27				27				33			
porcentaje 45 puntos (100%)		60%				60%				73%			
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N					I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó N N				
SEGURIDAD	material confiable	6	2	12				6	5	30			
	control de presión	3	4	12				3	3	9			
subtotal puntaje		24				39				45			
porcentaje 45 puntos (100%)		53%				86%				100%			

		MODELO 1					MODELO 2					MODELO 3				
		I	A				I	A				I	A			
		M	L	P			M	L	P			M	L	P		
		P	I	U			P	I	U			P	I	U		
		O	F	N			O	F	N			O	F	N		
		R	I	T			R	I	T			R	I	T		
		T	C	U			T	C	U			T	C	U		
		A	A	A			A	A	A			A	A	A		
		N	C	C			N	C	C			N	C	C		
		C	I	I			C	I	I			C	I	I		
		I	Ó	Ó			I	Ó	Ó			I	Ó	Ó		
		A	N	N			A	N	N			A	N	N		
MANIPULACIÓN	dispositivos de control	1	3	3			1	3	3			1	4	4		
	cierre y sujeción	3	2	6			3	2	6			3	4	12		
	peso del sistema	6	3	18			6	2	12			6	4	24		
subtotal puntaje		27					21					40				
porcentaje 50 puntos (100%)		54%					42%					80%				
		MODELO 1					MODELO 2					MODELO 3				
		I	A				I	A				I	A			
		M	L	P			M	L	P			M	L	P		
		P	I	U			P	I	U			P	I	U		
		O	F	N			O	F	N			O	F	N		
		R	I	T			R	I	T			R	I	T		
		T	C	U			T	C	U			T	C	U		
		A	A	A			A	A	A			A	A	A		
		N	C	C			N	C	C			N	C	C		
		C	I	I			C	I	I			C	I	I		
		I	Ó	Ó			I	Ó	Ó			I	Ó	Ó		
		A	N	N			A	N	N			A	N	N		
ANTROPOMETRIA	diversidad de población	3	3	9			3	4	12			3	4	12		
	ERGONOMIA posición del centro de gravedad	1	3	3			1	3	3			1	3	3		
subtotal puntaje		12					15					15				
porcentaje 20 puntos (100%)		60%					75%					75%				

REQUERIMIENTO DE FUNCION												
		MODELO 1			MODELO 2			MODELO 3				
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	
VERSATILIDAD	actividades en diferentes posiciones	3	3	9	3	4	12	3	4	12		
subtotal puntaje		9			12			12				
porcentaje 15 puntos (100%)		60%			80%			80%				
		MODELO 1			MODELO 1			MODELO 1				
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	
RESISTENCIA	material utilizado según el uso	6	3	18	6	3	18	6	5	30		
subtotal puntaje		18			18			30				
porcentaje 30 puntos (100%)		60%			60%			100%				
		MODELO 1			MODELO 2			MODELO 3				
		I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	I M P O R T A N C I A	A L P I U F N R I T C U A A A N C C I I Ó Ó A N N	
ACABADOS	textura acordes al uso y tacto	3	3	9	3	3	9	3	4	12		
subtotal puntaje		9			9			12				
porcentaje 15 puntos (100%)		60%			60%			80%				

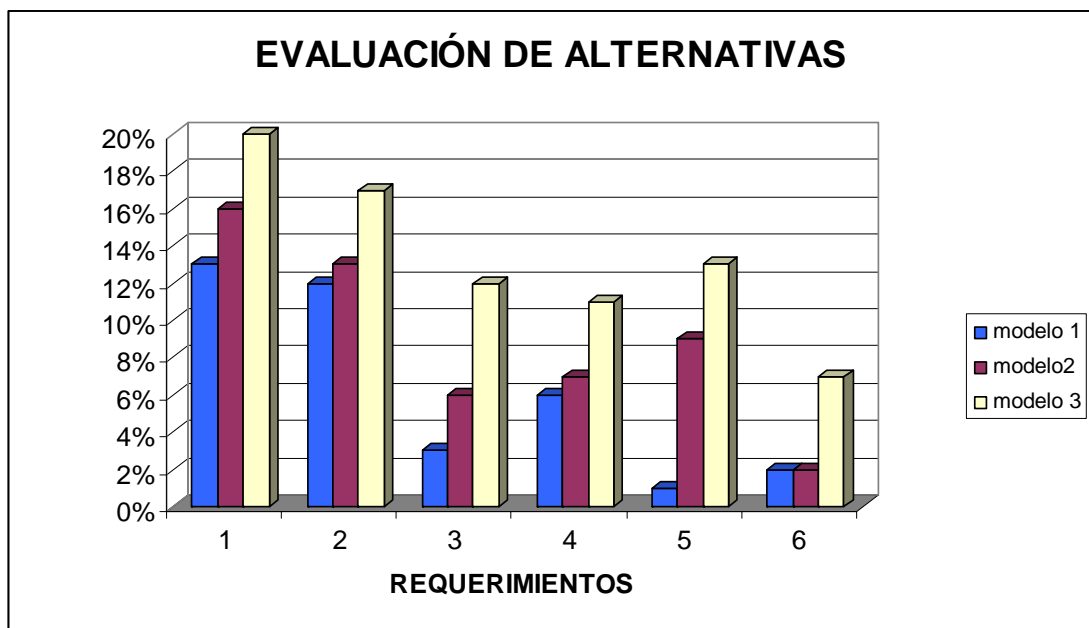
REQUERIMIENTO ESTRUCTURALES													
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I	A			I	A			I	A		
		M	L	P		M	L	P		M	L	P	
		P	I	U		P	I	U		P	I	U	
		O	F	N		O	F	N		O	F	N	
		R	I	T		R	I	T		R	I	T	
		T	C	U		T	C	U		T	C	U	
		A	A	A		A	A	A		A	A	A	
		N	C	C		N	C	C		N	C	C	
		C	I	I		C	I	I		C	I	I	
		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó	
		A	N	N		A	N	N		A	N	N	
COMPONENTES	cantidad de partes	6	1	6		6	2	12		6	4	24	
subtotal puntaje		6				12				24			
porcentaje 30 puntos (100%)		20%				40%				80%			

REQUERIMIENTO TECNICO PRODUCTIVO													
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I	A			I	A			I	A		
		M	L	P		M	L	P		M	L	P	
		P	I	U		P	I	U		P	I	U	
		O	F	N		O	F	N		O	F	N	
		R	I	T		R	I	T		R	I	T	
		T	C	U		T	C	U		T	C	U	
		A	A	A		A	A	A		A	A	A	
		N	C	C		N	C	C		N	C	C	
		C	I	I		C	I	I		C	I	I	
		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó	
		A	N	N		A	N	N		A	N	N	
NORMALIZACIÓN	dimensiones y cantidad de materiales	6	2	12		6	2	12		6	4	24	
	utilización de módulos	3	1	3		3	2	6		3	3	9	
subtotal puntaje		15				18				33			
porcentaje 45 puntos (100%)		33%				40%				73%			
		MODELO 1				MODELO 2				MODELO 3			
		I	A			I	A			I	A		
		M	L	P		M	L	P		M	L	P	
		P	I	U		P	I	U		P	I	U	
		O	F	N		O	F	N		O	F	N	
		R	I	T		R	I	T		R	I	T	
		T	C	U		T	C	U		T	C	U	
		A	A	A		A	A	A		A	A	A	
		N	C	C		N	C	C		N	C	C	
		C	I	I		C	I	I		C	I	I	
		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó		I	Ó	Ó	
		A	N	N		A	N	N		A	N	N	
TECNOLOGIA	volumenes y modos de producción	3	2	6		3	2	6		3	4	12	
	disponibilidad	3	3	9		3	4	12		3	4	12	
subtotal puntaje		15				18				24			
porcentaje 30 puntos (100%)		50%				60%				80%			

REQUERIMIENTO FORMAL ESTETICOS																						
		MODELO 1			MODELO 2			MODELO 3														
		I	A		I	A		I	A													
		M	L	P	M	L	P	M	L	P												
		P	I	U	P	I	U	P	I	U												
		O	F	N	O	F	N	O	F	N												
		R	I	T	R	I	T	R	I	T												
		T	C	U	T	C	U	T	C	U												
		A	A	A	A	A	A	A	A	A												
		N	C	C	N	C	C	N	C	C												
		C	I	I	C	I	I	C	I	I												
		I	Ó	Ó	I	Ó	Ó	I	Ó	Ó												
		A	N	N	A	N	N	A	N	N												
UNIDAD	simplicidad de formas	3	2	6				3	2	6												
	proporcionalidad de partes	3	2	6				3	2	6												
subtotal puntaje		12			12			27														
porcentaje 30 puntos (100%)		40%			40%			90%														
		MODELO 1			MODELO 2			MODELO 3														
		I	A		I	A		I	A													
		M	L	P	M	L	P	M	L	P												
		P	I	U	P	I	U	P	I	U												
		O	F	N	O	F	N	O	F	N												
		R	I	T	R	I	T	R	I	T												
		T	C	U	T	C	U	T	C	U												
		A	A	A	A	A	A	A	A	A												
		N	C	C	N	C	C	N	C	C												
		C	I	I	C	I	I	C	I	I												
		I	Ó	Ó	I	Ó	Ó	I	Ó	Ó												
		A	N	N	A	N	N	A	N	N												
EQUILIBRIO	coherencia formal	6	2	12				6	2	12												
	bionica funcional	6	3	18				6	5	30												
subtotal puntaje		30			42			54														
porcentaje 60 puntos (100%)		50%			84%			90%														

REQUERIMIENTO ECONOMICOS																						
		MODELO 1			MODELO 2			MODELO 3														
		I	A		I	A		I	A													
		M	L	P	M	L	P	M	L	P												
		P	I	U	P	I	U	P	I	U												
		O	F	N	O	F	N	O	F	N												
		R	I	T	R	I	T	R	I	T												
		T	C	U	T	C	U	T	C	U												
		A	A	A	A	A	A	A	A	A												
		N	C	C	N	C	C	N	C	C												
		C	I	I	C	I	I	C	I	I												
		I	Ó	Ó	I	Ó	Ó	I	Ó	Ó												
		A	N	N	A	N	N	A	N	N												
	demanda	3	1	3				3	1	3												
	competencia	3	1	3				3	1	3												
subtotal puntaje		6			6			21														
porcentaje 30 puntos (100%)		20%			20%			70%														

requerimientos	uso	función	estructurales	tecnico productivos	formal esteticos	economicos	TOTAL
porcentaje	25%	20%	15%	15%	15%	10%	
modelo 1	13%	12%	3%	6%	1%	2%	37%
modelo2	16%	13%	6%	7%	9%	2%	53%
modelo 3	20%	17%	12%	11%	13%	7%	80%



1. Requerimientos de uso
2. Requerimientos de función
3. Requerimientos estructural
4. Requerimientos técnico - productivos
5. Requerimientos formal - estéticos
6. Requerimientos económicos

En el grafico se evidencia la notable ventaja que el ultimo modelo construido y probado tiene sobre los otros modelos. Por esta razón se escoge a este para su fabricación y comprobación de uso en pacientes con lesiones temporales. Con la cual se hará una encuesta cuyo formato es el siguiente:

2.3.3.1 Encuesta

Esta encuesta fue aplicada a 10 personas que se encuentran en la ciudad de Bucaramanga y cuyas respuestas ayudan a determinar el grado de eficacia del modelo final.

2.3.3.1.1 Resultados de la encuesta

La encuesta fue aplicada a personas que en algún momento de sus vidas han padecido alguna lesión en los pies debido a accidentes o enfermedad, cabe destacar algunas características de los participantes de la encuesta:

Edad: entre 17-55 años

Lesión que han presentado: fractura de huesos de los pies

Número de participantes: 10 personas

Duración de la prueba: 25 minutos

Se tuvo la oportunidad de que dos personas utilizaran las muletas por un día y que comentaran sus observaciones al utilizarlas en sus actividades diarias, entre los comentarios más sobresalientes y que concuerdan con los resultados de la encuesta, que ayudarán a mejorar en forma satisfactoria este tipo de muletas, podemos mencionar:

- Es fácil confundir cual es la muleta de la mano derecha y cual de la izquierda, su uso continuo permite mejorar esta percepción, sin embargo sería conveniente el uso de colores para diferenciarlas mejor.
- El agarre de la mano es considerado comodo
- El axilar es considerado comodo y no es difícil colocarlo en las axilas
- Al caminar con la muleta es considerada en los siguientes aspectos asi:

Comodidad: buena

Equilibrio: excelente

Textura del agarre: bueno

Amortiguación del apoyo: excelente

Seguridad al caminar: excelente

- La muleta no es considerada pesada
- El uso de la muleta no causa esfuerzo
- Los pacientes consideran que el uso de las muletas no le causarían lesiones en las manos.
- Las zonas de la mano donde se siente mas presión es cerca de la muñeca y en el centro de la palma de la mano

- El área que tiene contacto con la axila y las manos se pueden mejorar en cuanto a textura.
- Los tornillos utilizados deben colocarse pensando en evitar lesiones en las piernas debido al roce.
- Los resultados a las preguntas realizadas en la encuesta se pueden apreciar a continuación.

Dispositivo de soporte

- Se reconoce el frente del dispositivo aunque no con mucha facilidad.
- Todos los encuestados supieron como colocarse el dispositivo de soporte.
- El amarre en la pierna se sintió comodo
- Al estar usando sentado el dispositivo es considerado en los siguientes aspectos así:

Comodidad: buena

Equilibrio: regular

Textura del amarre: bueno

- El dispositivo de soporte no es considerado pesado
- El uso del dispositivo de soporte no causa esfuerzo
- Los pacientes consideran que el uso del dispositivo de soporte no causaría lesiones en la pierna.
- Las zonas donde se sintió mas presión con el dispositivo de soporte fue en la canilla y cerca de los gemelos.

2.3.3.2 Prueba piloto

- Esta prueba se hizo durante 5 días con un paciente de 20 años y una niña de 15 años, que tenían una lesión que no les permitía apoyar el pie; se les hizo un control todos los días para ver su evolución con el uso de las ayudas ortésicas diseñadas.

. Por las respuestas se concluye:

Muletas:

- El agarre no maltrata las manos.

- El agarre de la muleta con su posibilidad de rotación hace a la muleta mas cómoda
- Las extremidades superiores sufrieron menos con el uso de la alternativa final
- El axilar es comodo y su unico inconveniente es el largo de este.
- Las muletas son comodas, dan un buen equilibrio, amortiguan la marcha, dan seguridad al caminar, pero faltaria mejorar la textura del agarre.
- Las muletas son funcionales en todas las superficies.
- Aunque son mas pesadas las muletas eso no afecta la comodidad en su uso
- Las muletas no causan heridas en las manos.

Dispositivo de descarga estatica:

No es difícil colocar el dispositivo

No molesta el amarre en la pierna

Es comodo, da buen equilibrio, la textura podria mejorarse, amortigua el peso de la pierna.

El uso de este dispositivo es mas practico y comodo que el uso de sillas, cojines etc. Para descansar la pierna en cualquier situación donde se deba mantener la pierna levantada.

El dispositivo no es pesado, no causa ningun esfuerzo su uso ni genera alguna molestia o herida en la pierna.

El uso de las muletas y del dispositivo disminuyeron el cansancio del paciente.

En general

- En ninguna parte sintió presión
- Con la ayuda ortesica se disminuye el cansancio al desplazarse
- Calificación de 1 a 10

Muletas normales: 4

Ayuda ortesica de descarga (muletas): 10

Figura 174. Paciente usando las muletas en un terreno liso y bajando escaleras



Figura 175. Paciente transportando el dispositivo de descarga



Figura 176. Paciente usando el dispositivo de descarga para estudiar en una mesa.



Figura 177. Paciente usando las muletas en un terreno liso



Figura 178. Paciente usando el dispositivo de descarga para ver televisión



2.4 INNOVACIÓN DEL PRODUCTO

Muletas

- La forma en que está dispuesto el axilar y el agarre desplaza el punto de apoyo hacia el frente del eje coronal del cuerpo eliminando la necesidad de angular demasiado la muleta hacia adelante para completar el triángulo de apoyo. Que para este tipo de ayudas ortésicas las aristas frontales de este triángulo tienen que estar por lo menos paralelas al dedo gordo del pie y preferiblemente delante de los dedos del pie, para tener una buena estabilidad tanto en marcha como en reposo.
- El pequeño ángulo negativo del agarre permite a la mano estar en una posición anatómica más natural, disminuyendo la tensión de los músculos de la mano, brazo y muñeca. Y por ende el maltrato de estas estructuras es menor que con un agarre perpendicular al eje del cuerpo.
- El sistema de amortiguación absorbe una parte del impacto que tiene que soportar las extremidades superiores, cada vez que el paciente se apoya sobre las muletas para desplazarse sobre una superficie.
- El acumulador de energía, devuelve parte de la energía acumulada en la primera fase de la marcha para generar un impulso que disminuye el esfuerzo del paciente en la fase de avance la marcha.
- Se tiene una mejor estabilidad en posición de pie para el paciente, por existir una mayor área de apoyo en contacto directo con la superficie.

- Se logra una simplificación de la muleta a solo 4 elementos básicos.
- El sistema telescópico permite una variabilidad de medidas casi infinita dentro del rango de estaturas existentes en la población.
- La posibilidad de rotación de la manija, permite una posición más cómoda del conjunto Brazo-Mano-muñeca, para el desplazamiento y posición de pie del paciente.
- El punto de apoyo de caucho permite una rotación en la muleta que se asemeja a la que se produce en el tobillo en un patrón de marcha normal; genera una amortiguación similar a la del candado de la planta del pie y por ser de un material elástico se logra una acumulación de energía que impulsa en la segunda fase de la marcha. Además el caucho es antideslizante lo que ahorra tener que agregar piezas antideslizantes a este elemento.







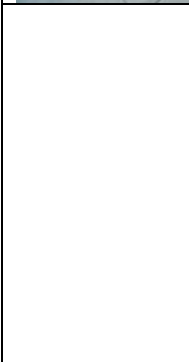
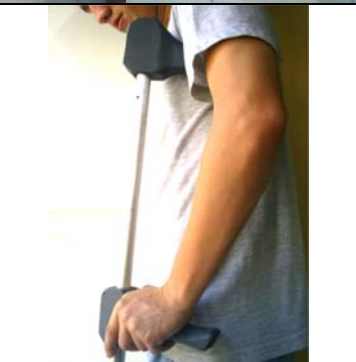
Dispositivo



- Mantiene al pie levantado por el apoyo en la pantorrilla disminuyendo el esfuerzo de los músculos femorales, posteriores, anteriores y laterales de la pierna.
- El peso de la pierna lo soporta la ayuda ortésica disminuyendo la sobrecarga de los músculos de la región glútea y mediales del muslo.
- Esta especie de orto-prótesis genera mayor estabilidad en posición de pie al paciente y protege de impactos frontales al pie lastimado.
- Se puede usar como soporte de la pierna en posición sedente, solamente con girar 180 grados la ayuda ortésica en la pantorrilla.
- Disminuye el riesgo de una compresión de los nervios tibiales.

2.5 ESPECIFICACIONES DE USO


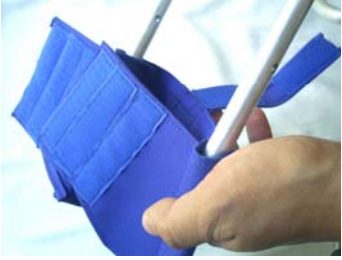
Las Muletas y el soporte poseen un modo y secuencia de uso que se describe a continuación:

Muletas

			<p>El área que ocupan las muletas desmontadas es de 2,1 metros cuadrados.</p> <p>El total de piezas que las conforman es de catorce.</p>
			<p>El primer paso es introducir la manija en el tubo central, para luego colocar el tubo inferior.</p>
			<p>Lo mismo se debe hacer con el axilar y el tupo superior.</p>
			<p>Se completa la operación encajando el tupo superior medio e inferior.</p>
			<p>Se hace la estimación de la altura que corresponde a la persona que lo utilizará para asegurar las muletas con los pernos.</p>

	<p>Se debe tener en cuenta para un buen agarre de las muletas que el axilar y el manillar deben tener entre ellos un ángulo entre 10-50 grados.</p>
	

Dispositivo de descarga

	<p>Esta es la forma en que se presenta la estructura de soporte a los posibles usuarios.</p> <p>Las partes son: Dos elementos en aluminio Sujetador elaborado en lona</p>
	<p>El primer paso es insertar en los tubos el soporte en lona</p>

	<p>Una vez insertado el soporte en los tubos se debe colocar en la zona de mayor curvatura.</p>
	<p>Estando en la curvatura se debe asegurar con las correas laterales y posterior.</p>
	<p>El siguiente paso consiste en encajar los tubos superiores e inferiores.</p>
	

2.5.1 Características importantes durante el uso

	<p>En la primera imagen se observa el apoyo amortiguando el impacto.</p> <p>En la segunda imagen se destaca la distribución y equilibrio del peso corporal.</p>
	<p>Estas son las diferentes alternativas de en que se puede utilizar el soporte.</p>
	<p>El soporte también puede ser utilizado en la ducha para conservar el equilibrio, cuando se presentan espacios reducidos.</p>
	<p>En este caso se muestra una situación de uso especial que mejora la independencia a la persona lesionada.</p>

2.6 ASPECTOS TÉCNICO - PRODUCTIVOS CONSTRUCCIÓN DEL MODELO FUNCIONAL

2.6.1 Factor Técnico

Se hizo una exploración del tipo de maquinaria y procesos de manufactura, sistemas de acople, tornillería, materiales etc, existentes en la región que pudieran ser usados para construir las ayudas ortesicas. A partir de estas limitantes se adaptaron los diseños originales para que pudieran ser manufacturados.

2.6.1.1 Material

Muletas:

- Tubos de aluminio de 7/8 “ y de 1”
- Polisopreno vulcanizado (caucho)
- Tornillos de 3/8 “ con sus respectivas tuercas
- Polipropileno
- Carbonato de calcio
- Pigmento Azo
- Polisopreno vulcanizado (caucho)

Dispositivo:

- Tubos de aluminio 5/8 “ y 1/2 “
- Polisopreno vulcanizado (caucho)
- Lona
- Velcro
- Hilo de costura
- Tornillos de 3/8 “ con sus respectivas tuercas
- Tornillos de 3/8 sin cabeza.

2.6.2. Factor productivo

Para la producción de las ayudas ortesicas se emplea la siguiente secuencia de operaciones.

2.6.2.1 Construcción de muletas

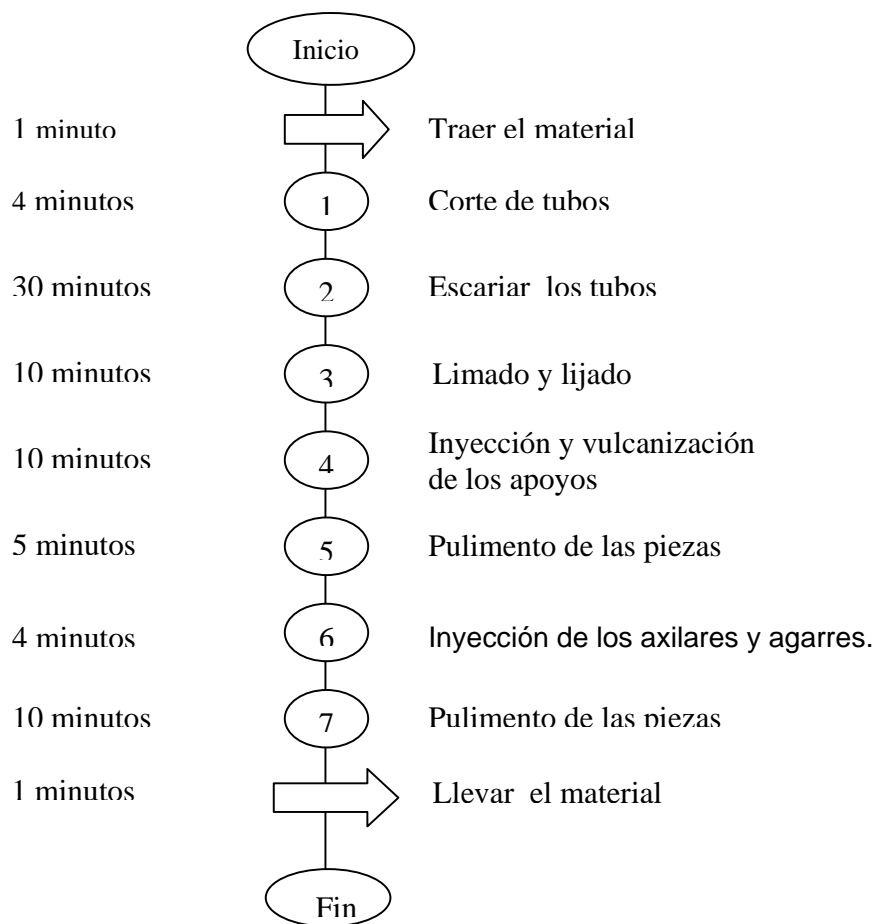
1. Corte de los tubos con cierra radial
2. Escariado de los tubos con taladro vertical
3. Pulimento con limas para metal y lijas, de bordes y rebabas dejado en los tubos por el maquinado
4. Inyección y vulcanizado de los apoyos
5. Pulimento de las piezas inyectadas
6. Inyección de los axilares y agarres.
7. Pulimento de las piezas inyectadas

Tabla 13: Relación de Materiales.

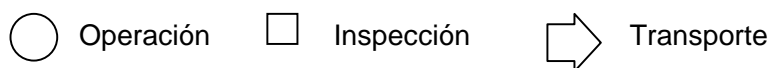
Materiales	Cantidad	Dimensiones
Tubo de aluminio	1.2 mt	7/8 “
Tubo de aluminio	2 mt	1”
Tornillos y tuercas	4 unidades	3 / 8 de pulgada
Caucho	700 gramos	700 cm ³
Polipropileno	700 gramos	600 cm ³
Carbonato de calcio	300 gramos	300 cm ³
Pigmento azo	1 gramo	1 cm ³

2.6.2.2 Diagrama de Operaciones

Diagrama de Bloques del Proceso



Símbolos estándar



Resumen:

Tiempo total de producción

EVENTO	NUMERO	TIEMPO
○	7	73
□	0	0
➡	2	2
TIEMPO TOTAL 1 PAR DE MULETAS		75 min.

2.6.2.2.1 Formulación piezas de polipropileno

Polipropileno : 69 %

Carbonato de calcio: 30 %

Pigmento Azo: 1 %

Peso de la muleta

Tubo arriba: 155 gramos

Tubo mitad: 140 gramos

Tubo abajo: 65 gramos

Axilar en madera : 130 gramos (densidad 0,45 gr/cm³)

Agarre en madera: 95 gramos (densidad 0,45 gr/cm³)

Axilar en polipropileno : 260 gramos (densidad 0,9 gr/cm³)

Agarre en polipropileno: 190 gramos (densidad 0,9 gr/cm³)

Apoyo: 310 gramos

Peso Total madera: 905 gramos

Peso Total polipropileno: 1.120 gramos

Peso de la competencia: 1.100 gramos

Peso del dispositivo:

Tubo en L superior: 140 gramos

Tubo en L inferior con rodillos: 360 gramos

Tortillería: 10 gramos

Peso total: 510 gramos.

2.6.2.3 Determinación de costos

Si se divide la producción en 3 etapas:

1. Maquinado de los tubos: Corte, escariado y pulido
2. Inyección de los axilares y agarres: inyección y pulido
3. Inyección de los apoyos: inyección y pulido

Y utilizando el proceso de Maquila para reducir costos, solamente se contaría el tiempo usado en la etapa 1. El tiempo de las otras 2 etapas serian responsabilidad de las empresas donde se inyecta, que de antemano ya han cobrado por ese tiempo y tendrían que cumplir con el tiempo de los pedidos

Valor en minutos utilizados en la fabricación de unas muletas: $X = 45 \text{ min.}$

Entonces el número de muletas producidas diariamente por un operario:

$$Y = \frac{8 \text{ h} \times 60 \text{ min./h}}{45 \text{ min./pieza}} = 10 \text{ pares de muletas / día}$$

Costo materia prima (MP) para la fabricación de 2 muletas:

Resorte y tuercas

$$4 \times \$1.000 = \$ 4000$$

$$\text{CMP} = \$ 4000$$

Tubos

$$\text{Tubo } 7/8'' : 1.2 \text{ mts} \times \$ 3660 = \$ 4.400$$

$$\text{Tubo } 1'' : 2 \text{ mts} \times \$ 4240 = \$ 8.500$$

$$\text{CMP} = \$ 12.900$$

Polipropileno

$$310 \text{ gramos: } 0.31 \times \$ 3.250 = \$ 1.008$$

$$\text{CMP} = \$ 1.008$$

Carbonato de calcio

135 gramos: $0.135 \times \$1.000 = \$ 135$

CMP = \$ 135

Pigmento Azo

1 gramos: $0.001 \times \$500.000 = \$ 500$

CMP = \$ 500

Polisopreno vulcanizado (caucho)

El material corre por cuenta del vulcanizador, se cobra por pieza vulcanizada.

2 unidades x \$ 2000

CMP = \$ 4.000

Costo total materia prima por par de muletas: \$ 22.543

- Costo moldes de inyección para la fabricación de 1000 pares de muletas:

Molde para axilares: \$3.000.000

Molde para agarre derecho: \$3.000.000

Molde para agarre izquierdo: \$3.000.000

Molde apoyo de caucho: \$300.000

Costo total: \$ 9.300.000

Costo Matrices por par de muletas: \$ 9.300

Costo por proceso de inyección par de muletas : $4 \times \$ 200 = 800$

- Costo mano de obra (OM):

Costo mano de obra diaria

ANALISIS UNITARIO DE PRECIOS MANO DE OBRA DIARIA			
DESCRIPCIÓN	MES	DIA	TOTAL
Base salarial mensual	\$ 412.000	\$13.734	\$13.734
Subsidio transporte	48.000	1.600	1.600
Cesantías	34.335	1.144	1.144
Intereses de cesantías	4.120	137	137
Prima	34.335	1.144	1.144
Dotación	11.440	381	381

Vacaciones	17.167	572	572
SENA	8.240	274	274
ICBF	12.455	415	415
Subsidio familiar	16.480	549	549
FIC	4.120	137	137
TOTAL COSTO CMO			\$ 23.525

Fuente: El autor

Costo total Mano de obra por par de muletas: $\$23.525 / 10 = \$ 2.353$

- Costo indirectos de fabricación (CIF)

Energía eléctrica para 10 pares de muletas: \$1230

Acueducto, alcantarillado y aseo, costo diario: \$2.169

CIF = \$ 3.400 / día

COSTO TOTAL

CMP = \$ 22.543 / par de muletas

CM = \$ 9.300 / par de muletas

CI = \$ 800 / par de muletas

CMO = \$ 2.353 / par de muletas

CIF = \$ 340 / par de muletas

\$35.340 / par de muletas

COSTO POR PAR DE MULETAS: \$ 35.340

PRECIO VENTA:

GANANCIA DEL 10% : $\$ 35.340 \times 0.1 = \$ 38.880$

GANANCIA DEL 20% : $\$ 35.340 \times 0.2 = \$ 42.410$

GANANCIA DEL 30% : $\$ 35.340 \times 0.3 = \$ 45.950$

2.6.2.4 Construcción del dispositivo

1. Cortar los tubos con la sierra radial
2. Doblar los tubos con la dobladora de tubos
3. Taladrado de los tubos con taladro vertical
4. Corte de las piezas en caucho con cuchillo
5. Torneear las ruedas
6. Hacer los agujeros en las ruedas
7. Cortar los tornillos sin cabeza
8. Pulir las puntas de los tornillos con el esmeril
9. Cortar la lona según el molde
10. Ribetear los bordes
11. Coser el velcro según el molde a las diferentes piezas
12. Coser las tiras a la pieza principal
13. Hacer las costuras cilíndricas de la pieza principal

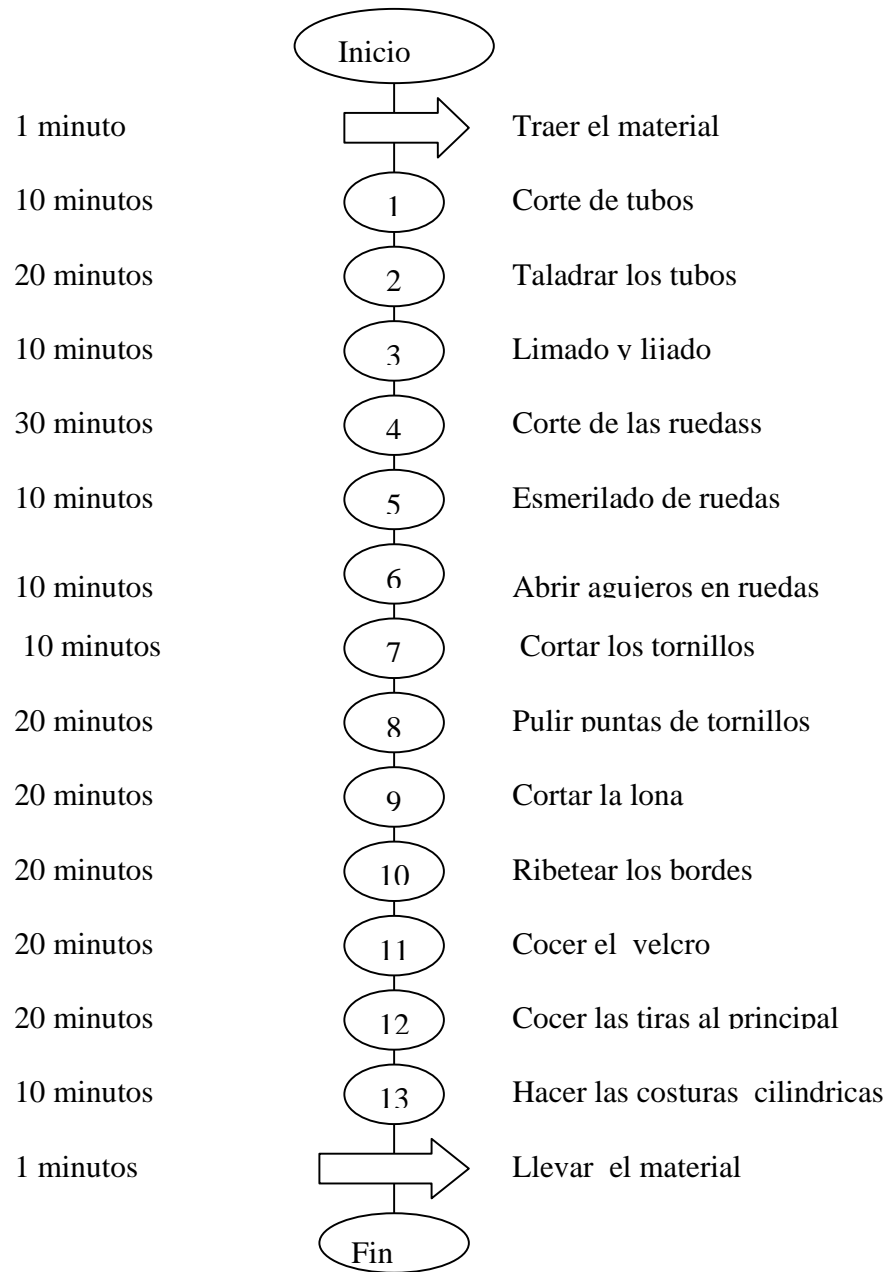
Relación de Materiales y herramientas

Materiales	Cantidad	Dimensiones
Tubo de aluminio	1 mt	5/8 pulgada
Tubo de aluminio	1 mt	1/2 de pulgada
Tornillos y tuercas	6 unidades	3 / 8 de pulgada
Tornillo sin cabeza	1 mt	3/8 de pulgada
Caucho	2 unidades	6x6x5 cm
Lona	1 unidad	1x0,25 mts
Hilo de costura	1 unidad	5 mts
Velcro	1 unidad	40x3 cm

Fuente: El autor

2.6.2.5 Diagrama de Operaciones

Diagrama de bloques



Fuente: El autor

Tiempo total de producción

EVENTO	NUMERO	TIEMPO
○	13	210
□	0	0
➡	2	2
TIEMPO TOTAL POR DISPOSITIVO		212 min.

2.6.2.6 Determinación de costos

Valor en minutos utilizados en la fabricación de un dispositivo: $X = 212$ min.

Entonces el número de pares de plantillas producidas diariamente es:

$$Y = \frac{8 \text{ h} \times 60 \text{ min./h}}{212 \text{ min./pieza}} = 2 \text{ dispositivos / día}$$

- Costo materia prima Para la fabricación de un dispositivos (MP):

Tubos

Tubo 1/2" : 1.5 mts x \$ 1.788 = \$ 2.682

Tubo 5/8" : 1.5 mts x \$ 2.020 = \$ 3.030

CMP = \$ 5.712

Lona

0,5 x 1 mts : 0.5 x \$ 4.000 = 2.000

CMP = \$ 2.000

Velcro

Dimensiones velcro: 40 x 3 cm

CMP = \$ 300

Hilo

Dimensiones hilo: 5 m

CMP = \$ 50

Tornillo y tuercas

Cantidad: 2

CMP = \$ 800

Tornillo sin cabeza

30 cm de 3/8 " : 0.3 x \$ 2.000 = \$ 600

CMP = \$ 600

Polisopreno vulcanizado (caucho)

2 unidades: 2 x \$1.500 = \$3.000

CMP = \$ 3000

Costo total materia prima por dispositivo: \$ 12.462

▪ **Costo Doblado de tubos**

8 dobleces: 8 X \$1.500 = \$ 12. 000

CMP = \$ 12.000

▪ **Costo mano de obra (OM):**

Costo mano de obra diaria: \$ 23.525

Costo mano de obra por dispositivo: \$ 11.763

COSTO TOTAL

▪ **Costo indirectos de fabricación (CIF)**

Energía eléctrica para 2 dispositivo : \$ 1230

Acueducto, alcantarillado y aseo, costo diario: \$2.169

CIF = \$ 3.400 / día

COSTO TOTAL

CMP = \$ 12.462 / por dispositivo

CD = \$ 12.000 / por dispositivo

CMO = \$ 11.763 / por dispositivo

CIF = \$ 1.700 / por dispositivo

\$38.000 // por dispositivo

COSTO POR DISPOSITIVO: \$ 38.000

PRECIO VENTA:

GANANCIA DEL 10% : \$ 38.000 X 0.1 = \$ 41.800

GANANCIA DEL 20% : \$ 38.000 X 0.2 = \$ 45.600

GANANCIA DEL 30% : \$ 38.000 X 0.3 = \$ 49.400

2.7 COMERCIALIZACIÓN

En este último capítulo se presentan los detalles de medios y canales de distribución de los productos expuesto.

2.7.1 canales de distribución

Los siguientes son almacenes que actualmente venden y distribuyen material ortopédico, y con quienes se podría hacer negociación sobre la adquisición de este producto.

- CICOP cll:48 # 23-56
- INGEMEDICAS SANTANDER cra:35 # 54-117
- MUEBLES HOSPITALARIOS BARÓN cra:35 # 34-46
- LÍNEAS HOSPITALARIAS cra:32 #36-13
- ASE ORTOPEDICOS cra 29 # 20 – 40
- TODO EN REHABILITAR cra 22 # 15 -31

- ORTOPEDIA AMERICANA calle 33 # 29 – 09
- SILLAS DE RUEDAS EMIRO cra 36 # 37 -10
- ORTOPEDICOS Y FIGURAS ESBELTAS calle 52 b # 31 -110
- AMERICANA DE IMPLEMENTOS ORTOPEDICOS cra 36 # 37 - 18

2.8 Estudio de mercado

2.8.1 Muestra

Se planeo una encuesta en 11 de los 15 puntos de venta y fabricas de aparatos ortopédicos que se encuentran en las paginas amarillas del directorio telefónico de Bucaramanga y su zona metropolitana. Correspondiendo al 73% del tamaño global De estos 11 puntos 9 contestaron la encuesta y 2 se negaron a realizarla. Lo que equivaldría a un 81 % de la muestra de almacenes y fabricas de ortopedia encuestados de la zona metropolitana.

2.8.2 Resultados de la encuesta

1.1 La estadística que mostró la aplicación de la encuesta permite establecer que las ayudas ortésicas son conocidas en el mercado por un 89% de los entrevistados y por tanto su criterio es fundamental en la aceptación del diseño.

1.2 Los aparatos de marcha que la estadística mostró son los tradicionales como las muletas y caminadores prioritariamente, los bastones como otros utilizables.

2.1 Un 89% conocen un numero limitado de ayudas ortésicas lo que indica que reconocerían un nuevo producto que ayude a mejorar el equilibrio del paciente en su lesión temporal.

2.2 Los aparatos de marcha que la estadística mostró que generan mas estabilidad al paciente fueron las muletas caminadores y bastones resultado muy importante que permite asegurar que el diseño se ajusta a los dos elementos de mayor aceptación en el mercado conocido

3. La estadística resultante mostró que existe demanda de ayudas ortésicas para la marcha en un porcentaje del cien por ciento, es decir la rehabilitación del paciente depende de la ayuda ortésica.

4. esta pregunta la estadística establece que el 55% de los encuestados negocian como venta o alquiler un máximo de 50 elementos de rehabilitación al mes, y el 45 % entre el rango de 50 a 100 elementos, de igual manera se observo en este mercado difícilmente y en condiciones normales, supera la negociación de 100 unidades al mes.

5. El 89% considero que las ayudas ortésicas existentes facilitan la rehabilitación del paciente pero con mejoramiento en su diseño podría posicionarse fácilmente en el mercado.

6. Esta pregunta que fue incluida para reiterar la importancia de la estabilidad en la ayuda ortésica, mostró como resultado que un 33% considera que los productos del mercado no ofrecen suficiente equilibrio a los paciente entendiéndose que el diseño permitirá suplir la necesidad.

7. Calificados los factores por los oferentes se estableció que la estabilidad, la seguridad y la independencia son calificados con un puntaje de 4, que representa un nivel alto de exigencia en un diseño apropiado para el paciente, dejando en un segundo plano la comodidad, lo que le da valor agregado al producto diseñado dándole competitividad y posicionamiento en el mercado frente a productos que ofrecen menos comodidad.

8. Calificados los factores de fabricación, la estadística permitió observar que es muy importante contar con materiales de calidad este factor fue calificado con 5; por otra parte la innovación, el peso, los costos y su producción son igualmente importantes, estos factores fueron calificados con 4, lo que demuestra que los fabricante o vendedores no aceptarían para negociar un producto con niveles bajos en estos ítems.

9. Se estableció que los precios de un aparato de marcha corriente varían indeterminadamente observando que el 55% de los encuestados colocan el precio del producto que esta en el mercado en un valor mínimo de \$40.000

10. El total de los encuestados es decir el 100 % estan dispuestos a ofrecer un producto innovador por lo tanto se asegura en el mercado el posicionamiento del diseño en razón a que se puede disponer de un elemento que permite un mejoramiento en el proceso de rehabilitación de los pacientes.

11. Un 75 % de lo encuestados estarían dispuestos a ofrecer en su negocio una ayuda ortésica mejorada por un valor superior a \$40.000.

2.9 CONCLUSIONES

La variabilidad antropométrica solo permite aproximaciones de formas para el diseño de cualquier tipo de aparato ortopédico. Lo mas ideal seria poder diseñar cada aparato ortopédico a la medida del paciente. Para una producción industrial hay que manejar rangos antropométricos, que no generalicen demasiado la población.

Las ayudas ortésicas de descarga tienen un efecto psicológico sobre el paciente, que crean un rechazo hacia su uso. Este aversión se puede hacer perder de tres formas. La primera mostrando la necesidad de utilizarlas , la segunda obligando al paciente a usarlas, la tercera y la mas importante para un diseñador es la de diseñar ayudas ortesicas que no tengan tanta apariencia de elemento hospitalario sino la de un objeto de uso cotidiano, que den una seguridad Psicológica en el paciente.

La presión sobre zonas sensibles del cuerpo es una variable que se debe manejar con sumo cuidado al diseñar cualquier tipo de aparato ortopédico, una arista, un borde filoso, un sobredimensionamiento de alguna pieza que este en contacto directo con el cuerpo, puede generar traumatismos.

Una ayuda ortésica si las circunstancias lo permiten, debe estar diseñada para normalizar la vida del paciente y no convertirse en un obstáculo mas en su recuperación.

Hay que adaptar los diseños a las tecnologías y materiales existentes de el área donde se diseñe y se piense manufacturar. La flexibilidad para cambiar procesos y materiales permite un ahorro de tiempo, dinero y pueden dar resultados inesperados que mejoran el producto.

2.10 BIBLIOGRAFÍA

GORROTXATEGI, Antxon. El movimiento humano. Madrid: Editorial Gymnos, 2000. 220 p.

MOORE, Keeith. Anatomía con orientación clínica. Cuarta edición. Buenos aires: Editorial Medica Panamericana, 2002. 1134 p

SINE, Robert D. Técnicas básicas de rehabilitación. Barcelona: Editorial Científico – Medica . 1979. 210 p

MALTINSKIS, Ketty. Rehabilitación recuperación funcional del lisiado. Segunda edición. Buenos aires: Ediciones Científico – Técnicas Americanas. 1978. 232 p

VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1: extremidad inferior anatomía. biomecánica. deformidades congénitas y adquiridas. Patologías del pie. Barcelona: Masson, S.A., 1997. 294 p

VILADOT, Ramón. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2: extremidad inferior parálisis. fracturas. lesiones ligamentosas de rodilla y tobillo. amputaciones y protetización. Barcelona: Masson S.A. 1997. 300

MARTÍNEZ, Sergio. Polímeros. Tercera edición. Bucaramanga: División Editorial y de Publicaciones, UIS, 2001. 121 p

MÓNDELO, Pedro R. Ergonomía 1, fundamentos. México: Ed. Alfaomega. 1994. 192 p

ESTRADA, Jairo. Ergonomía. Introduction al análisis del trabajo. Medellín: Universidad de Antioquia, 1993. 226 p

ZAMUDIO, Alfonzo tohen. Manual de ortopedía mecánica. Primera edición. Mexico: Nueva Editorial Interamericana, 1970. 303 P

JORDAN, Henry H. Prótesis ortopédicas: principios y practica para la construcción de sujeciones. Segunda edición. Barcelona : Editorial Jims, 1970. 290 P

RIVAS, Roque Ricardo. Biomecánica de la manipulación de la carga. Buenos aires: Editorial Universidad. 1994. 185 p

DUCKWORTH, T. Ortopedia y fracturas. Tercera edición. Mexico. McGraw – Hill Interamericana, 1998. 436 P.

GERSTNER. Jochen. Manual de semiología del aparato locomotor. Undecima edición. Cali. Librería medica Pedro Castro CIA. Ltda. 2004. 430 P

CLARKSON. Hazel. Proceso evaluativo músculo esquelético. Barcelona. Editorial Paidotribo. 2003. 464 P.

JARAMILLO. Juan Carlos. Ortopedia y traumatología. Primera edición. Medellín. Corporación para investigaciones biológicas. 2002. 356 P

IVERSEN. Larry. Urgencias en ortopedia y traumatología. Segunda edición. Buenos Aires. Editorial medica Panamericana. 1985. 312 P

AHONEN. Jarmo. Kinesiología y anatomía aplicada a la actividad física. Barcelona. Editorial Paidotribo. 2001. 276 P.

BUSQUET. L. Las cadenas musculares. Tomo 1. tronco, columna cervical y miembros superiores. Séptima edición. Editorial Paidotribo. 2005. 180 P.

BUSQUET. L. Las cadenas musculares. Tomo 2. Lordosis, cifosis, escoliosis y deformaciones torácicas, sexta edición. Editorial Paidotribo. 2004. 190 P.

<http://www.exclusivasiglesias.com.htm> Portal ortopédico: Catálogo de ayudas ortésicas

<http://www.ortoiberica.es.htm> Portal ortopédico: Catálogo de ayudas ortésicas

<http://www.ortopediacristian.es.htm> Portal ortopédico: Catálogo de ayudas ortésicas

<http://www.ottobock.de.htm> Portal ortopédico: Catálogo de ayudas ortésicas

<http://www.clinicalascondes.cl.htm>, Lesiones deportivas

<http://www.footphysicians.com>. Ayudas para la marcha

<http://www.centros.unican.es.htm> Lesiones de pie

<http://www.medlineplus.com.htm> Lesiones de pie

ANEXO 1

TABLAS ANTROPOMÉTRICAS

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA INSTITUTO DE SEGUROS SOCIALES
PARÁMETROS ANTROPOMETRICOS DE LA POBLACIÓN LABORAL COLOMBIANA 1995

SEXO: MASCULINO

CÓDIGO: TG 02

UNIDAD: cm

VARIABLE: ALTURA ESTATURA

	GRUPOS DE EDAD (AÑOS)				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
PERCENTILES					
1	156,0	154,4	154,8	151,4	153,6
2,5	157,5	156,0	156,5	152,3	156,0
3	158,1	157,4	156,6	152,4	156,6
5	159,5	158,3	157,6	153,3	158,0
10	162,5	160,8	160,0	156,5	160,7
20	165,0	163,5	162,3	160,5	163,5
30	166,8	165,9	164,2	161,7	165,5
40	168,0	167,6	165,7	164,6	167,2
50	169,4	169,4	167,5	165,5	168,6
60	171,2	170,7	169,1	166,9	170,4
70	172,9	172,9	170,9	170,0	172,3
80	175,5	174,4	172,7	171,3	174,2
90	178,8	176,6	174,9	173,8	177,1
95	181,1	178,5	177,3	176,1	179,2
97	183,2	179,8	178,3	178,9	181,0
97,5	183,8	180,4	178,7	179,9	181,4
99	186,7	182,9	179,9	182,9	184,6

Prueba de normalidad para el total de la población masculina,
Shapiro-Wilk: W: Normal 0,9918; Valor p < 0,9891
Asimetría 0,042; Curtosis 0,273

SEXO: FEMENINO
 CÓDIGO: TG 02
 UNIDAD: cm
 VARIABLE: ALTURA ESTATURA

	GRUPOS DE EDAD (AÑOS)				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
PERCENTILES					
1	145,5	144,4	141,8	142,6	143,6
2,5	147,0	145,9	143,6	143,5	145,4
3	147,3	147,3	144,0	143,6	145,5
5	148,0	148,3	145,7	144,7	146,7
10	149,5	149,3	147,3	147,3	148,7
20	152,1	151,2	150,3	148,3	150,9
30	153,8	152,6	152,0	150,5	152,5
40	155,1	154,2	153,4	151,5	154,2
50	156,3	155,6	155,6	153,2	155,6
60	157,9	156,9	157,1	154,7	157,1
70	159,7	158,3	158,5	155,7	158,6
80	161,7	160,2	160,5	157,5	160,7
90	164,5	163,1	163,5	160,4	163,6
95	166,4	166,1	165,2	163,3	166,1
97	167,5	167,0	166,9	166,9	167,2
97,5	168,5	167,8	167,6	167,3	168,2
99	172,6	169,8	170,8	167,6	170,5

Prueba de normalidad para el total de la población femenina
 Shapiro-Wilk: W: Normal 0,9819 ; Valor p < 0,0512
 Asimetría 0,312 Curtosis 0,148

ACOPLA95

Parámetros antropométricos población laboral colombiana
 resumen de medidas para sexo femenino

NOMBRE VARIABLE	P5	P10	P25	P50	P75	
<u>P90</u> <u>P95</u>						
1, MASA CORPORAL 77,0	46,7	48,6	53,4	59,1	65,3	71,8
2, ESTATURA 166,2	146,7	148,7	151,7	155,6	159,6	163,7
3, ALCANCE VERTICAL MAXIMO 210,2	182,4	185,4	189,3	195,0	200,6	206,7
4, ALCANCE VERTICAL ASIMIENTO 196,1	169,6	172,1	175,9	181,5	187,3	192,4
5, ALTURA OJOS [PARADO] 155,2	136,2	138,6	141,3	145,1	149,1	153,1
6, ALTURA SENTADO NORMAL 86,7	76,5	77,6	79,6	81,7	83,8	85,6
7, ALTURA SENTADO ERGUIDO 87,7	78,5	79,5	81,1	83,0	84,9	86,6
8, ALTURA OJOS [SENTADO] 77,6	68,4	69,3	71,1	72,9	74,9	76,5
9, ALTURA ACROMIAL [PARADO] 136,2	119,1	120,8	123,6	127,1	130,8	133,9
10, ALTURA CRESTA ILIACA [PARADO] 100,5	85,3	86,8	89,3	92,3	95,4	98,7

11, ALTURA ACROMIAL [SENTADO] 58,9	51,2	52,1	53,3	55,2	56,7	58,1	
12, ALTURA RADIAL [PARADO] 105,3	91,4	93,0	95,3	97,8	101,0	103,4	
13, ALTURA MUÑECA [PARADO] 80,8	69,7	70,8	72,9	75,0	77,5	79,4	
14, ALTURA DEDO MEDIO [PARADO] 64,2	54,6	55,6	57,5	59,3	61,4	63,1	
15, ALTURA RADIAL [SENTADO] 26,6	19,0	20,0	21,5	23,1	24,6	25,7	
16, ALTURA MUSLO [SENTADO] 16,5	12,1	12,5	13,3	14,1	15,0	16,0	
17, ALTURA RODILLA [SENTADO] 52,5	44,7	45,5	46,7	48,5	49,9	51,5	
18, ALTURA FOSA POPLIT, [SENTADO] 42,0	35,1	35,7	36,8	38,3	39,7	41,1	
19, ANCHURA BICIGOMATICA 14,3	12,4	12,6	12,9	13,3	13,7	14,1	
20, ANCHURA TRANSVERS, CABEZA 15,9	14,0	14,2	14,5	14,8	15,2	15,6	
21, ANCHURA BIACROMIAL 38,0	32,2	32,8	33,9	35,2	36,4	37,3	
22, ANCHURA BIDELOIDEA 47,1	37,5	38,6	40,3	42,1	44,0	46,0	
23, ANCHURA TRANSVERSAL TORAX 30,4	23,6	24,1	25,0	26,3	27,8	29,4	
24, ANCHURA ANT, POST, TORAX 22,1	15,6	16,3	17,3	18,5	19,9	21,3	
25, ANCHURA BICRESTAL 30,2	21,7	22,6	24,1	25,7	27,4	29,2	
26, ANCHURA BITRONCANTEREA 36,0	28,8	29,6	30,8	32,1	33,5	35,3	
27, ANCHURA CODO A CODO 49,5	33,9	35,4	37,5	40,6	44,0	47,4	
28, ANCHURA CADERAS 42,6	32,6	33,5	35,1	37,3	39,4	41,5	
29, ANCHURA CODO	5,5	5,6	5,7	6,0	6,2	6,5	6,7
30, ANCHURA MUÑECA	4,5	4,5	4,7	4,9	5,1	5,3	5,5
31, ANCHURA DE LA MANO	6,8	7,0	7,2	7,5	7,7	7,9	8,1
32, ANCHURA DE RODILLA 10,5	8,3	8,4	8,7	9,1	9,5	10,1	
33, ANCHURA DEL TOBILLO	6,0	6,1	6,3	6,5	6,7	7,0	7,1
34, ANCHURA DEL TALON	5,4	5,6	5,9	6,2	6,5	6,9	7,0
35, ANCHURA DEL PIE 10,0	8,2	8,3	8,6	9,0	9,3	9,7	
36, LARGURA ANT, POST, CABEZA 19,2	17,0	17,1	17,6	18,0	18,5	18,9	
37, LARG, ALCANCE LAT, ASIMIENTO 75,3	65,1	66,2	68,1	70,1	72,2	74,2	
38, LARG, ALCANCE ANT, ASIMIENTO 71,6	61,0	62,0	63,6	65,6	68,0	70,2	
39, LARGURA DE LA MANO 18,1	15,4	15,7	16,1	16,6	17,2	17,7	
40, LARGURA PALMA DE LA MANO 10,1	8,4	8,6	8,9	9,2	9,6	10,0	
41, LARGURA NALGA A FOSA POPLITEA 50,4	42,0	43,0	44,4	46,1	47,8	49,5	
42, LARGURA NALGA A RODILLA 59,5	51,0	51,8	53,3	55,0	56,7	58,4	

43, LARGURA DEL PIE 24,7	21,3	21,6	22,2	22,9	23,7	24,3	
44, LARGURA PLANTA DEL PIE 20,0	17,2	17,5	18,0	18,5	19,1	19,6	
45, PERIMETRO CEFALICO 55,9	51,0	51,4	52,3	53,4	54,4	55,4	
46, PERIMETRO DELTOIDEO 116,1	93,4	95,6	99,5	103,5	108,4	113,6	
47, PERIMETRO MESOESTERNAL 100,1	78,9	81,2	84,1	88,4	92,7	97,2	
48, PERIMETRO ABDOMINAL (CINTURA) 93,4	63,1	65,7	69,8	74,9	81,7	88,4	
49, PERIMETRO ABDOM, (UMBILICAL) 103,5	71,5	74,5	79,4	85,4	91,9	99,3	
50, PERIMETRO CADERA 110,1	87,0	89,0	92,4	96,6	101,6	106,7	
51, PERIM, BRAZO FLEXION Y TENSO 33,8	23,5	24,4	26,0	27,7	29,9	30,0	
52, PERIM, BRAZO MEDIO Y RELAJADO 33,6	23,3	24,2	25,9	27,8	30,1	32,3	
53, PERIMETRO ANTEBRAZO 26,9	20,9	21,3	22,2	23,4	24,5	26,0	
54, PERIMETRO MUÑECA 16,1	13,5	13,6	14,1	14,6	15,2	15,7	
55, PERIMETRO METACARPAL 19,5	16,5	16,8	17,4	17,9	18,5	19,1	
56, PERIMETRO MUSLO SUPERIOR 65,4	48,4	49,9	52,9	56,0	59,3	63,2	
57, PERIMETRO MUSLO MEDIO 60,0	44,5	45,6	48,0	51,0	54,0	57,6	
58, PERIMETRO RODILLA MEDIA 40,5	31,4	32,2	33,6	35,3	37,2	39,0	
59, PERIMETRO PIERNA MEDIA 39,2	30,4	31,0	32,3	34,2	36,0	37,7	
60, PERIMETRO TOBILLO 23,2	18,5	18,9	19,7	20,6	21,7	22,5	
61, PERIMETRO METATARSIAL 24,5	20,5	20,9	21,6	22,3	23,2	24,0	
62, PLIEGUE CUTANEO SUBESCAPULAR 42,7	11,5	13,6	18,3	24,2	31,5	38,9	
63, PLIEGUE CUTANEO ILEOCRESTAL 44,5	9,3	11,5	16,0	22,7	30,7	39,3	
64, PLIEGUE CUTANEO SUPRAESPINAL 43,1	9,3	11,2	15,1	21,2	29,6	37,8	
65, PLIEGUE CUTANEO UMBILICAL 54,3	14,3	17,3	24,4	32,7	42,7	50,3	
66, PLIEGUE CUTANEO TRICEPS 38,4	11,9	14,0	17,7	22,3	27,6	34,1	
67, PLIEGUE CUTANEO BICEPS 24,1	4,3	5,5	7,2	10,0	14,6	19,9	
68, PLIEGUE CUTANEO MUSLO ANT, 59,2	17,5	21,3	27,4	37,0	46,9	55,3	
69, PLIEGUE CUTANEO PIERNA MEDIA 41,0	9,0	10,9	14,6	20,7	27,8	36,1	
70, INDICE DE MASA CORPORAL 31,4	19,3	20,2	22,0	24,2	26,8	29,9	
71, SUMATORIA 6 PLIEGUES CUTANEOS 258,6	88,0	99,8	126,0	162,7	200,2	233,0	
72, RELACION PERIMETROS CINTURA/CADERA	0,69	0,71	0,74	0,78	0,82	0,87	0,8

Parámetros antropométricos población laboral colombiana
resumen de medidas para sexo masculino

NOMBRE VARIABLE	P5	P10	P25	P50	P75	P90	P95
1, MASA CORPORAL 87,9	53,7	56,8	62,4	69,1	76,8	83,0	
2, ESTATURA 179,3	158,0	160,7	164,6	168,6	173,3	177,1	
3, ALCANCE VERTICAL MAXIMO 229,4	198,0	202,1	207,4	213,1	219,8	225,3	
4,ALCANCE VERTICAL ASIMIENTO 213,2	183,7	187,6	192,9	198,3	204,4	209,7	
5, ALTURA OJOS [PARADO] 168,4	147,3	150,0	153,9	157,9	162,3	166,2	
6, ALTURA SENTADO NORMAL 91,8	80,0	81,4	83,6	85,9	88,2	90,3	
7, ALTURA SENTADO ERGUIDO 94,1	83,4	84,5	86,5	88,6	90,7	92,7	
8, ALTURA OJOS [SENTADO] 83,6	73,1	74,4	76,3	78,4	80,5	82,6	
9, ALTURA ACROMIAL [PARADO] 147,4	128,2	130,6	134,4	137,9	141,8	145,3	
10,ALTURA CRESTAILIACA [PARADO] 108,6	92,4	94,3	97,4	100,7	104,0	106,8	
11,ALTURA ACROMIAL [SENTADO] 63,3	54,2	55,3	57,0	58,8	60,7	62,4	
12, ALTURA RADIAL [PARADO] 114,3	98,7	100,6	103,3	106,5	109,6	112,4	
13, ALTURA MUÑECA [PARADO] 88,0	74,8	76,3	78,8	81,4	84,0	86,5	
14,ALTURA DEDO MEDIO [PARADO] 69,3	57,8	59,2	61,2	63,6	65,9	68,1	
15, ALTURA RADIAL [SENTADO] 27,8	19,3	20,4	22,2	23,8	25,4	26,8	
16, ALTURA MUSLO [SENTADO] 17,1	12,9	13,4	14,2	15,0	15,7	16,6	
17, ALTURA RODILLA [SENTADO] 56,6	48,2	49,3	50,7	52,5	54,4	55,8	
18,ALTURA FOSAPOPLITEA [SENTADO] 46,2	38,6	39,3	40,9	42,4	43,9	45,3	
19, ANCHURA BICIGOMATICA 15,1	13,0	13,2	13,6	14,0	14,4	14,8	
20, ANCHURA TRANSVERS, CABEZA 16,5	14,5	14,7	15,0	15,5	15,8	16,2	
21, ANCHURA BIACROMIAL 43,2	36,3	37,1	38,3	39,6	41,1	42,3	
22, ANCHURA BIDELOIDEA 50,9	41,7	42,6	44,3	46,1	48,1	49,9	
23, ANCHURA TRANSVERSAL TORAX 33,7	25,4	26,3	27,5	29,1	30,9	32,6	
24, ANCHURA ANT, POST, TORAX 23,8	17,4	18,0	19,1	20,3	21,6	23,0	
25, ANCHURA BICRESTAL 31,7	24,3	25,1	26,3	27,8	29,4	30,8	
26, ANCHURA BITRONCANTEREA 35,3	29,3	29,9	30,9	32,1	33,4	34,5	
27, ANCHURA CODO A CODO 52,3	37,7	39,2	41,4	44,7	47,8	50,5	
28, ANCHURA CADERAS 39,2	30,9	31,5	33,2	34,9	36,6	38,3	

29, ANCHURA CODO	6,2	6,3	6,6	6,8	7,0	7,3	7,4
30, ANCHURA MUÑECA	4,9	5,1	5,3	5,5	5,7	5,9	6,0
31, ANCHURA DE LA MANO	7,7	7,9	8,1	8,4	8,7	8,9	9,1
32, ANCHURA DE RODILLA 10,7	8,8	9,0	9,3	9,7	10,1	10,4	
33, ANCHURA DEL TOBILLO	6,8	6,9	7,1	7,4	7,6	7,9	8,0
34, ANCHURA DEL TALON	6,0	6,2	6,5	6,8	7,1	7,4	7,6
35, ANCHURA DEL PIE 10,9	9,0	9,2	9,5	9,9	10,3	10,6	
36, LARGURA ANT, POST, CABEZA 20,2	17,6	17,9	18,4	18,9	19,5	19,9	
37, LARG, ALCANCE LAT, ASIMIENTO 82,9	71,5	72,5	74,7	76,9	79,3	81,5	
38, LARG, ALCANCE ANT, ASIMIENTO 77,2	66,1	67,2	69,2	71,4	73,6	76,0	
39, LARGURA DE LA MANO 20,0	16,8	17,2	17,7	18,3	19,0	19,6	
40, LARGURA PALMA DE LA MANO 11,3	9,3	9,5	9,9	10,3	10,7	11,0	
41, LARGURA NALGA A FOSA POPLITEA 50,9	42,7	43,6	45,2	46,8	48,5	50,0	
42, LARGURA NALGA A RODILLA 61,3	52,7	53,7	55,3	57,0	58,7	60,3	
43, LARGURA DEL PIE 27,3	23,2	23,6	24,4	25,2	26,1	26,8	
44, LARGURA PLANTA DEL PIE 22,0	18,7	19,1	19,7	20,3	21,0	21,6	
45, PERIMETRO CEFALICO 58,5	52,8	53,4	54,4	55,5	56,6	57,8	
46, PERIMETRO DELTOIDEO 124,8	102,3	104,7	108,6	113,3	117,9	122,2	
47, PERIMETRO MESOESTERNAL 107,3	85,9	88,0	91,9	96,3	100,7	104,7	
48, PERIMETRO ABDOMINAL (CINTURA) 99,2	71,2	73,6	78,1	84,2	91,2	96,1	
49, PERIMETRO ABDOM, (UMBILICAL) 10,8	73,7	76,7	81,1	87,7	94,4	100,0	
50, PERIMETRO CADERA 105,3	84,8	86,5	90,6	94,5	99,0	102,8	
51, PERIM, BRAZO FLEXION Y TENSO 35,6	27,0	27,8	229,4	31,1	32,9	34,4	
52, PERIM, BRAZO MEDIO Y RELAJADO 34,2	25,2	26,3	27,8	29,6	31,3	33,0	
53, PERIMETRO ANTEBRAZO 29,9	24,0	24,6	25,6	26,8	28,0	29,1	
54, PERIMETRO MUÑECA 18,0	15,1	15,7	15,9	16,4	17,0	17,6	
55, PERIMETRO METACARPAL 22,1	18,7	19,1	19,7	20,3	21,1	21,7	
56, PERIMETRO MUSLO SUPERIOR 62,7	47,9	49,2	51,8	55,0	58,0	61,0	
57, PERIMETRO MUSLO MEDIO 59,3	45,3	46,8	49,1	52,0	54,7	57,1	
58, PERIMETRO RODILLA MEDIA 40,6	32,9	33,5	34,8	36,4	38,1	39,7	
59, PERIMETRO PIERNA MEDIA 40,2	31,7	32,5	34,1	35,1	37,7	39,2	
60, PERIMETRO TOBILLO 24,2	19,7	20,1	21,0	21,9	22,8	23,7	

61, PERIMETRO METATARSIAL 26,9	22,8	23,2	23,9	24,7	25,6	26,5	
62,PLIEGUECUTANEO SUBESCAPULAR 37,1	9,2	10,2	13,6	19,4	25,9	32,7	
63, PLIEGUE CUTANEO ILEOCRESTAL 42,5	7,6	9,0	13,5	21,7	29,7	37,1	
64, PLIEGUECUTANEO SUPRAESPINAL 32,7	5,4	6,2	8,5	13,1	19,2	26,4	
65, PLIEGUE CUTANEO UMBILICAL 51,2	7,4	9,4	16,2	27,6	37,8	46,8	
66, PLIEGUE CUTANEO TRICEPS	5,3	6,1	7,9	10,7	14,2	18,7	2,5
67, PLIEGUE CUTANEO BICEPS 11,3	3,0	3,2	3,9	5,0	6,7	9,2	
68,PLIEGUECUTANEO MUSLO ANT, 45,0	5,7	6,7	9,0	12,9	19,1	32,8	
69,PLIEGUECUTANEO PIERNA MEDIA 23,0	3,9	4,4	5,5	7,5	11,0	16,6	
70, INDICE DE MASA CORPORAL 29,8	19,5	20,5	22,1	24,4	26,6	28,5	
71,SUMATORIA 6PLIEGUES CUTANEOS 189,5	40,4	45,5	64,6	95,9	126,1	164,4	
72, RELACION PERIMETROS CINTURA/CADERA 0,99	0,81	0,82	0,85	0,89	0,93	0,96	

ANEXO 2

CLASIFICACION INTERNACIONAL DE LAS ENFERMEDADES CIE-10

LESIONES, HERIDAS Y FACTORES EXTERNO S00-S99

TRAUMATISMOS EN TOBILLOS Y PIES (S90-S99)	
S90	TRAUMATISMO SUPERFICIAL DEL TOBILLO Y DEL PIE
S90.0	Contusión del tobillo
S90.1	Contusión de dedo(s) del pie sin daño de la(s) uña(s)
S90.2	Contusión de dedo(s) del pie con daño de la(s) uña(s)
S90.3	Contusión de otras partes y de las no especificadas del pie
S90.7	Traumatismos superficiales múltiples del pie y del tobillo
S90.8	Otros traumatismos superficiales del pie y del tobillo
S90.9	Traumatismo superficial del pie y del tobillo, no especificado
S91	HERIDA DEL TOBILLO Y DEL PIE
S91.0	Herida del tobillo
S91.1	Herida de dedo(s) del pie sin daño de la(s) uña(s)
S91.2	Herida de dedo(s) del pie con daño de la(s) uña(s)
S91.3	Herida de otras partes del pie
S91.7	Heridas múltiples del tobillo y del pie
S92	FRACTURA DEL PIE, EXCEPTO DEL TOBILLO
S92.0	Fractura del calcáneo
S92.1	Fractura del astrágalo
S92.2	Fractura de otro(s) hueso(s) del tarso
S92.3	Fractura de hueso del metatarso
S92.4	Fractura de los huesos del dedo gordo del pie
S92.5	Fractura de los huesos de otro(s) dedo(s) del pie
S92.7	Fracturas múltiples del pie
S92.9	Fractura del pie, no especificada
S93	LUXACIÓN, ESGUINCE Y TORCEDURA DE ARTICULACIONES Y LIGAMENTOS DEL TOBILLO Y DEL PIE
S93.0	Luxación de la articulación del tobillo
S93.1	Luxación de dedo(s) del pie
S93.2	Ruptura de ligamentos a nivel del tobillo y del pie
S93.3	Luxación de otros sitios y los no especificados del pie
S93.4	Esguinces y torceduras del tobillo
S93.5	Esguinces y torceduras de dedo(s) del pie
S93.6	Esguinces y torceduras de otros sitios y de los no especificados del pie
S94	TRAUMATISMO DE NERVIOS A NIVEL DEL PIE Y DEL TOBILLO
S94.0	Traumatismo del nervio plantar externo
S94.1	Traumatismo del nervio plantar interno
S94.2	Traumatismo del nervio peroneal profundo a nivel del pie y del tobillo
S94.3	Traumatismo de nervio sensorial cutáneo a nivel del pie y del tobillo
S94.7	Traumatismo de múltiples nervios a nivel del pie y del tobillo
S94.8	Traumatismo de otros nervios a nivel del pie y del tobillo
S94.9	Traumatismo de nervio no especificado a nivel del pie y del tobillo

S95	TRAUMATISMO DE VASOS SANGUÍNEOS A NIVEL DEL PIE Y DEL TOBILLO
S95.0	Traumatismo de la arteria dorsal del pie
S95.1	Traumatismo de la arteria plantar del pie
S95.2	Traumatismo de la vena dorsal del pie
S95.7	Traumatismo de múltiples vasos sanguíneos a nivel del pie y del tobillo
S95.8	Traumatismo de otros vasos sanguíneos a nivel del pie y del tobillo
S95.9	Traumatismo de vaso sanguíneo no especificado a nivel del pie y del tobillo
S96	TRAUMATISMO DE TENDÓN Y MÚSCULO A NIVEL DEL PIE Y DEL TOBILLO
S96.0	Traumatismo del tendón y músculo del flexor largo del dedo a nivel del pie y del tobillo
S96.1	Traumatismo del tendón y músculo del extensor largo del (de los) dedo(s) a nivel del pie y del tobillo
S96.2	Traumatismo de tendones y músculos intrínsecos a nivel del pie y del tobillo
S96.7	Traumatismo de múltiples tendones y músculos a nivel del pie y del tobillo
S96.8	Traumatismo de otros tendones y músculos a nivel del pie y del tobillo
S96.9	Traumatismo de tendones y músculos no especificados a nivel del pie y del tobillo
S97	TRAUMATISMO POR APLASTAMIENTO DEL PIE Y DEL TOBILLO
S97.0	Traumatismo por aplastamiento del tobillo
S97.1	Traumatismo por aplastamiento de dedo(s) del pie
S97.8	Traumatismo por aplastamiento de otras partes del pie y del tobillo
S98	AMPUTACIÓN TRAUMÁTICA DEL PIE Y DEL TOBILLO
S98.0	Amputación traumática del pie a nivel del tobillo
S98.1	Amputación traumática de un dedo del pie
S98.2	Amputación traumática de dos o más dedos del pie
S98.3	Amputación traumática de otras partes del pie
S98.4	Amputación del pie, nivel no especificado
S99	OTROS TRAUMATISMOS Y LOS NO ESPECIFICADOS DEL PIE Y DEL TOBILLO
S99.7	Traumatismos múltiples del pie y del tobillo
S99.8	Otros traumatismos del pie y del tobillo, especificados
S99.9	Traumatismo del pie y del tobillo, no especificado

TEORÍA DEL COLOR

EL COLOR

El color es el alma del diseño, esta particularmente enraizado en las emociones humanas. A través del tiempo, el color se ha usado en muchas formas. En su función práctica, el color distingue, identifica y designa en un rango de status; en su función simbólica, puede reflejar, por ejemplo, amor, peligro, paz, verdad, pureza, maldad o muerte; finalmente, dentro de la función señalética es aplicado tanto a señales informativas, como prohibitivas o de advertencia. Los diseñadores usan el color en forma controlada para crear condiciones visuales de unificación, diferenciación, secuencia y carácter. Con el color es posible generar sentimientos, sugerir acciones y crear efectos, logrando con ello la integración total del diseño.

Físicamente el color es luz, energía radiante visible, constituida por varias longitudes de onda. Por orden de frecuencia y longitud, las diversas ondas electromagnéticas son: energía eléctrica, radio, televisión, radar, luz infrarroja, luz visible, rayos x, rayos cósmicos y rayos gama. Cuando las longitudes de onda que produce la luz se separan, como puede ser el caso de un haz de luz blanca que pasa a través de un prisma de cristal, aparecen los colores por separado del espectro. Si la superficie de un objeto refleja toda la luz que incide en ella, veremos al objeto blanco; si por el contrario, el objeto absorbe toda la luz, lo veremos negro. Cuando una parte de la luz se absorbe y otra parte es reflejada, entonces captamos el color; este por tanto, no es una propiedad del objeto que vemos, sino de las ondas luminosas que llegan a nuestros ojos

Los colores primarios

Los primarios familiares en los pigmentos son el rojo magenta, el amarillo y el azul cyan; los primarios en la luz son el verde, el rojo naranja y el azul violeta. De la mezcla de los tres primarios se derivan todos los colores. El color se clasifica de acuerdo a su matiz, su valor y su intensidad.

Matiz

El matiz es sinónimo de color, se distingue un color de otro debido a la calidad de su matiz. Por medio de él se clasifica a los colores en rojo, verde, azul etcétera.

Valor

El valor se refiere a la claridad u oscuridad de un matiz. Un color puede ser aclarado mezclándolo con un matiz claro del mismo color añadiéndole blanco. Un color de tono conocido puede describirse mejor calificándolo de claro a oscuro; por ejemplo se dice de un rojo que es claro cuando es mas claro que nuestra idea del rojo estándar.

Intensidad

La intensidad se refiere a la fuerza de un color. Alterar la pureza es cambiar el tono o debilitar, opacar o neutralizar un color. Esto se puede lograr agregando un color complementario o el gris. El gris es en realidad u color sin matiz y puede lograrse mediante una mezcra de partes iguales de blanco y negro.

Usos del color

Para la combinación de los colores se usan los esquemas de color, algunos de estos son; el esquema complementario , el complementario dividido, el esquema análogo y el monocromático.

- El esquema complementario usa colores opuestos en el disco cromático, se pueden dividir en grupos de acuerdo a la sugerencia psicológica como calidos y fríos. Los fríos son predominantemente azules, verdes y violetas son relajantes y dan profundidad; los calidos como los rojos o amarillos, son estimulantes.
- El esquema complementario dividido contrasta tres colores; se usa un color en contraste con los colores adyacentes a su complementario; por ejemplo, el rojo con el amarillo verdoso y el azul verde.
- El esquema análogo usa los colores adyacentes a uno y otro lado en el disco, como el verde, azul verde y el azul, o el rojo naranja y el naranja.
- El esquema monocromático requiere del uso de diferente valores y fuerza de un solo matiz.

Impacto

el impacto de un color no es necesariamente sinónimo de visibilidad; se ha demostrado con experimentos que la atención captada por un color no es exclusiva de su luminosidad, sino de los efectos psicológicos que estos produce. El uso de colores brillantes no es la única forma de causar impacto; otras posibilidades son el contraste de colores, color y forma, efectos ópticos.

El siguiente cuadro muestra los colores mas visibles según datos obtenidos en test aplicados mostrando superficies de varios colores por fracciones de segundo a un grupo de personas y midiendo los datos con un taquistoscopio

<i>COLOR</i>	<i>PORCENTAJE DE PERCEPCIÓN</i>
NARANJA	21.4 %
ROJO	18.6 %
AZUL	17 %
NEGRO	13.4 %
VERDE	12.6 %
AMARILLO	12 %
VIOLETA	5.5 %
GRIS	0.7 %

Simbología de los colores

a los colores se les asocia generalmente con estados de animo, alimentos, sabores y hasta olores. En la siguiente lista se ha reunido las asociaciones mas comunes con el color. No debe olvidarse que la elección de un color no es una receta de cocina donde los criterios son inamovibles, pueden variar según el perfil del consumidor.

Negro

Oscuro y compacto, símbolo de muerte, pero también de elegancia; su carácter es impenetrable, la expresión de la unidad rígida sin ninguna peculiaridad.

Blanco

Sugiere pureza, lo invisible y lo inexplicable. En este color hay ausencia de carácter e impresión de infinito. El blanco crea el efecto de silencio en nuestras almas, no silencio mortal como el negro, sino uno que es pleno de posibilidades de vida; junto al azul, produce un efecto refrescante y antiséptico.

Gris

No tiene un carácter autónomo. No esta tan lleno de posibilidades color el blanco, pero tampoco es totalmente pasivo o neutro. Simboliza indecisión y falta de energía; en ocasiones miedo, vejez, monotonía y depresión. Incrementa la sombra: el gris oscuro es el color de la suciedad en todo sentido de la palabra.

Verde

Es el color mas reposado de todos; no se inclina en ninguna dirección, no tiene nada que ver con juego, tristeza o pasión. El verde puro tiene el mismo lugar en la sociedad de los colores que la clase media de la especie humana: un color inmóvil y satisfecho que calcula sus esfuerzos y cuenta su dinero. Cuando la naturaleza se torna verde, hay la esperanza de una nueva vida; este es el origen de la bien conocida asociación del verde con la esperanza. La adición del amarillo le da un carácter mas soleado; si predomina el azul, se volverá mucho mas serio. De cualquier forma, claro u oscuro, el verde mantiene su carácter tranquilo e indiferente, aunque la clama es mayor con el verde claro.

Rojo

El rojo significa vivacidad, virilidad, masculinidad y dinamismo; es brutal, exaltado, impositivo por si mismo, sin discreción; también puede dar la impresión de severidad y dignidad, así como de benevolencia y encanto. Es un color esencialmente calido, ardiente y vivaz, aunque esto ultimo sin el carácter disipado del amarillo, que se expande en toas las direcciones. El rojo tiene energía y vivacidad, por eso atrae la atención. Los tonos rojo tienen su propio carácter: el escarlata es severo, tradicional, rico, poderoso y un signo de gran dignidad.

Un rojo medio sugiere actividad, fuerza, movimiento y deseos apasionados, nos confunde y nos atrae; los rojos mas oscuros los usamos cuando queremos indicar fuerza primitiva, calidez y eficiencia, estimulando y fortificando las propiedades de los productos. El rojo cereza tiene un carácter mucho as sensual. Un rojo mas claro significa fuerza, animación, energía, Gozo y triunfo. Mientras mas oscuro es mas serio, y mientras mas claro, se torna mas alegre.

Rosa

Es dulce y romántico, suave, vital y femenino, sugiere gentileza e intimidad.

Café

Da la impresión de utilidad, es el color mas realista de todos. Aunque su efecto no es vulgar ni brutal, nos remite a una vida saludable y al trabajo diario el café oscuro asume los atributos del negro.

Naranja

Expresa radiación y comunicación en mayor proporción que el rojo. Es el color de la acción; posee un carácter receptivo, calido, efusivo y generoso.

Azul

Color profundo y femenino que descansa en una atmósfera relajada. Es un color preferido por los adultos, expresa madurez; el azul remite a la vida espiritual. Es espontáneo pero sin

violencia, es tranquilo, pero no tanto como el verde. El azul profundo es solemne y celeste, donde las consideraciones racionales son ignoradas; el azul oscuro lleva al cielo infinito; el azul mas claro es soñador, fresco, limpio e higiénico, especialmente con el blanco.

Turquesa

Fuerza y expresión del fuego, pero un fuego frío. Remite a la frescura de las montañas y a los lagos que corren entre ellas.

Amarillo

Es el color mas luminoso de todos. Es joven, extrovertido y vivaz, su carácter es especialmente evidente en tonos claros. el amarillo verdoso tiene efecto de enfermedad; con un poco de rojo es agradable a la vista. Por su luminosidad, el amarillo hace ver las cosa mas grandes.

Violeta

Color misterioso, equivale a meditación y pensamiento místico; es triste, melancólico y lleno de dignidad. El color lila se vuelve mágico y místico, no es tan severo como el violeta, evoca la infancia perdida y los sueños de un mundo de fantasía.

Tonos pastel

Remiten a la moderación y suavizan las cualidades de los colores de los que se derivan. Representan el símbolo de la esfera íntima

Combinaciones

El uso de dos o mas colores puede dar un significado mas amplio; por ejemplo, el rojo (activad, vivacidad y estimulo) mas el amarillo (felicidad y jovialidad) implican dinamismo y expansión. Esto funciona bien solo cuando las superficies de color son del mismo tamaño.

Efecto del color en las formas

Una misma forma con diferente colores no produce el mismo sentimiento. Un color suave y armonioso puede compensar las líneas austeras del diseño.

Los colores se corresponde con ciertas formas geométricas; el triangulo corresponde al movimiento excéntrico del amarillo, con radiaciones en todas las direcciones. El rojo también es movimiento, pero concéntrico y corresponde mejor al cuadrado. El verde se identifica con un triangulo de punta roma y el violeta con la elipse.

El fenómeno de la sinestesia tiene un papel importante en la mercadotecnia, sucede cuando la expansión a los colores produce más de una estimulación, en otras palabras, cuando no sólo la visión participa, sino también otros sentidos, como el gusto y el olfato por ejemplo.

Los colores sugieren diversas temperaturas, el rojo luce más caliente que el azul. El porcentaje de blanco es un color que determina su temperatura relativa:

Claro = caliente

Oscuro = frío .

También tienen distintos pesos, el blanco y el amarillo son más ligeros que el morado oscuro y el negro, que son los más pesados. El peso es más difícil de determinar cuando se tienen que comparar el peso del naranja y verde, naranja y gris, azul y rojo. Aun que en general, se puede decir que el más pesado es el más oscuro de los dos.

ANEXO 4

FORMATO DE ENCUESTA DE LA COMPROBACIÓN HISTOGRAMAS DE LA COMPROBACIÓN

DISEÑO DE UN APARATO ORTOPÉDICO PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE

ENCUESTA

Buenos días/ tardes, mi nombre es _____ estoy realizando una investigación dirigida a personas con lesiones temporales de pie que no lo puedan apoyar. Su colaboración será de gran ayuda para el avance de este estudio.

Encuestador: _____ **Fecha:** _____
No. _____

Resultado: Completa _____ Incompleta _____ Rechazo _____

Nombre del paciente _____

DESARROLLO DE LA MARCHA

Con anterioridad se deben escoger los usuarios.

Cuestionario para la alternativa final

MULETAS

1. ¿Reconoció cual era la muleta derecha y cual era la muleta izquierda?

1.1 Sí _____ 1.1 ¿Fue? 1. Fácil _____ 2. Difícil _____

1.2 No _____ 1.2 ¿Por qué? 1. Dimensiones del agarre _____ 2. Forma del agarre _____
3. No encontró diferencia entre una y otra _____ 4. Otras _____

2. ¿Cómo sintió el agarre en su mano?

2.1 1. Muy cómodo _____ 2. Cómodo _____ 3. Incomodo _____ 4. Muy incomodo _____

(Si eligió la opción 3 o 4)

2.2 ¿Qué le molesto del agarre? 1. Tamaño _____ 2. Forma _____ 3. Textura _____
4. Bordes _____

3. ¿El axilar entro fácil dentro de su axila?

3.1 Si _____

3.2 No _____ ¿Por qué? 1. Se enredo con la ropa_____ 2. Es muy ancho el axilar
3. Es muy alta su punta_____ 4. Otros

4. ¿Cómo sintió el axilar en su axila?

4.1 1. Muy cómodo _____ 2. Cómodo _____ 3. Incomodo _____ 4. Muy incomodo _____
(Si eligió la opción 3 o 4)

4.2 ¿Qué le molesto del axilar? 1. Tamaño _____ 2. Forma _____ 3. Largo _____ 4.
Bordes _____
5. Le incomodo el Busto _____ (Solo mujeres)

5. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al caminar con la muleta?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad					
2. Equilibrio					
3. Textura del agarre					
4. Amortiguación del apoyo					
5. Seguridad al caminar					

6. ¿Es pesada la muleta?

6.1 Si _____ **6.2 No** _____

7. ¿Le causo esfuerzo usar la muleta?

7.1 Si _____ **7.2 No** _____

8. ¿Considera que el uso de estas muletas le podrían ocasionar heridas en las palmas de las manos?

8.1 Sí _____ **8.1.1** ¿Por qué? 1. Textura del agarre _____ 2. Material _____ 3.
Dimensiones _____

4. Forma _____ 5. Otras _____

8.2 No _____

9. ¿Cuáles son las zonas de la mano donde siente mayor presión? (Explicar las zonas de respuesta)

1. Cerca a la muñeca _____ 2. En el centro de la palma _____ 3. Cerca a los dedos _____ 4.
En los dedos _____

DISPOSITIVO DE DESCARGA ESTÁTICA PARA LA PIERNA

1. ¿Reconoció el frente del dispositivo?

1.1 Sí____ 1.1 ¿Fue? 1. Fácil____ 2. Difícil____

1.2 No____ 1.2 ¿Por qué? 1. No comprendió sus partes____ 2. Perfil de la estructura____ 3. Hace falta una explicación previa____ 4. Otras _____

2. ¿Supo como colocarse el dispositivo en la pierna?

2.1 Sí____ 1.1 ¿Fue? 1. Fácil____ 2. Difícil____

2.2 No____ 1.2 ¿Por qué? 1. Forma del dispositivo ____ 2. Ubicación de las piezas____ 3. Posición de los amarres____ 4. Otras _____

3. ¿Cómo sintió el amarre en su pierna?

3.1 1. Muy cómodo ____ 2. Cómodo____ 3. Incomodo____ 4. Muy incomodo____

(Si Eligió la opción 3 o 4)

3.2 ¿Qué le molesto del amarre? 1. Tamaño____ 2. Forma____ 3. Textura ____ 4. Bordes____ 5. Sistema de cierre____

4. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al estar sentado o de pie?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad					
2. Equilibrio					
3. Textura del amarre					
4. Amortiguación del apoyo					

5. ¿Es pesado el dispositivo?

5.1 Si____ **5.2 No**____

6. ¿Le causo esfuerzo usar el dispositivo?

6.1 Si____ **6.2 No**____

7. ¿Considera que el uso de este dispositivo le podría ocasionar heridas en la pierna?

7.1 Sí____ 7.1.1 ¿Por qué? 1. Textura del amarre____ 2. Material____ 3. Dimensiones____

4. Forma_____ 5. Presión 6.Otras_____

7.2 No_____

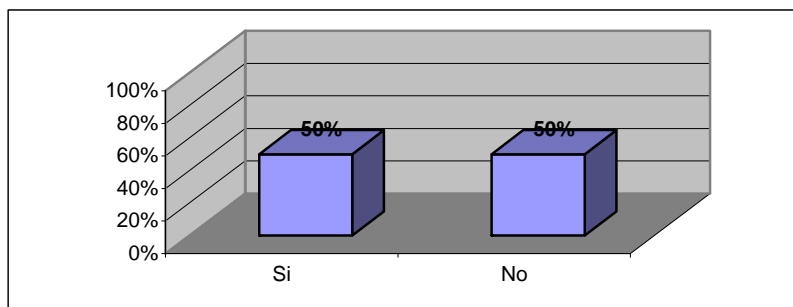
8. ¿Cuáles son las zonas de la pierna donde siente presión? (Explicar las zonas de respuesta)

Zona del tobillo _____ Canilla _____ Cerca de los gemelos _____ Tendón de aquiles_____ En los lados de la pierna_____

RESULTADOS DE ENCUESTA

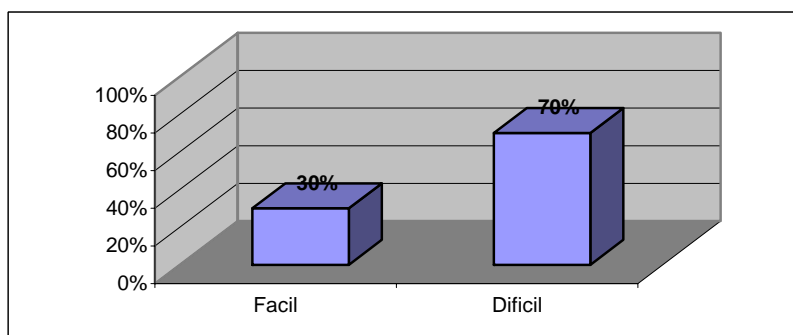
1,RECONOCIMIENTO DE LA LATERALIDAD DE LA MULETA

Si 50%
No 50%

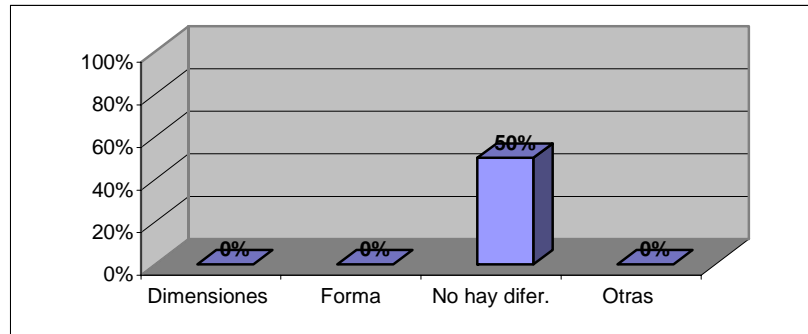


1,1FUE FACIL O DIFICIL SU IDENTIFICACIÓN

Facil 30%
Dificil 70%

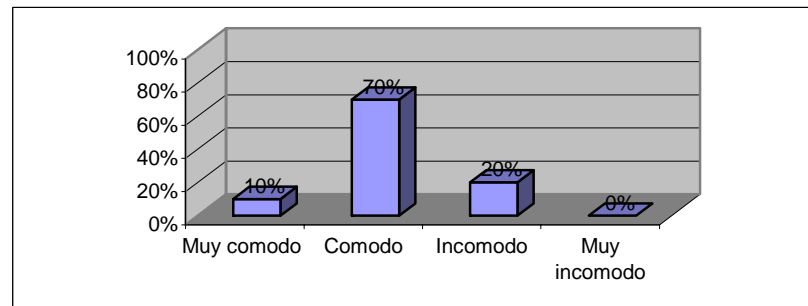


1,2 NO ¿Por qué?	
Dimensiones	0%
Forma	0%
No hay difer.	50%
Otras	0%



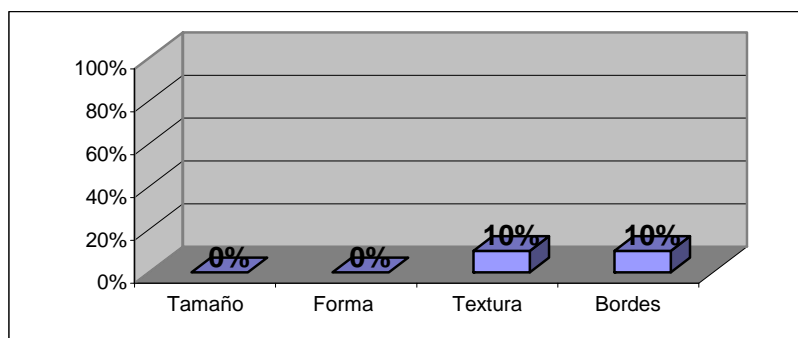
2, COMO SINTIO EL AGARRE EN SU MANO

2,1	
Muy comodo	10%
Comodo	70%
Incomodo	20%
Muy incomod	0%



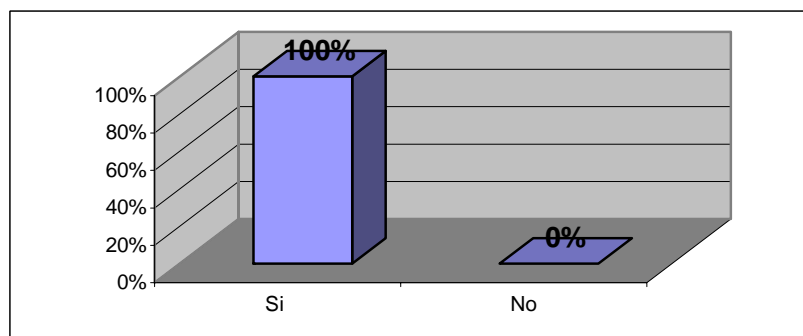
2,2 ¿Qué le molesto del agarre?

Tamaño	0%
Forma	0%
Textura	10%
Bordes	10%



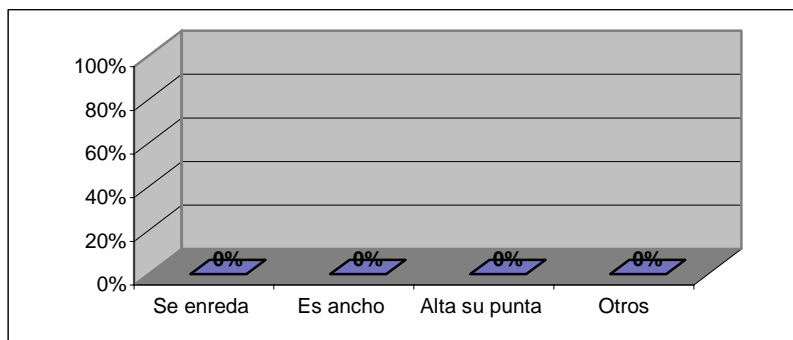
3, ¿el axilar entro facil en su axila?

Si	100%
No	0%



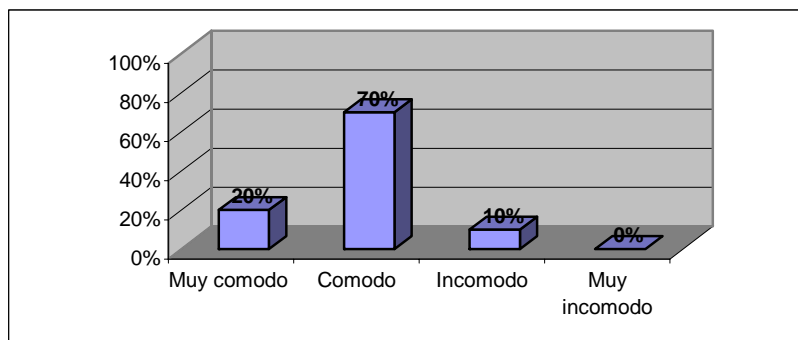
3,2 No ¿Por qué?

Se enreda	0%
Es ancho	0%
Alta su punta	0%
Otros	0%



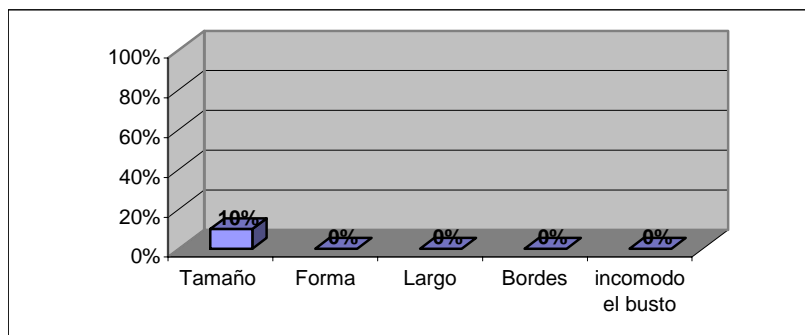
4, ¿Cómo sintio el axilar en su axila?

Muy comodo	20%
Comodo	70%
Incomodo	10%
Muy incomodi	0%

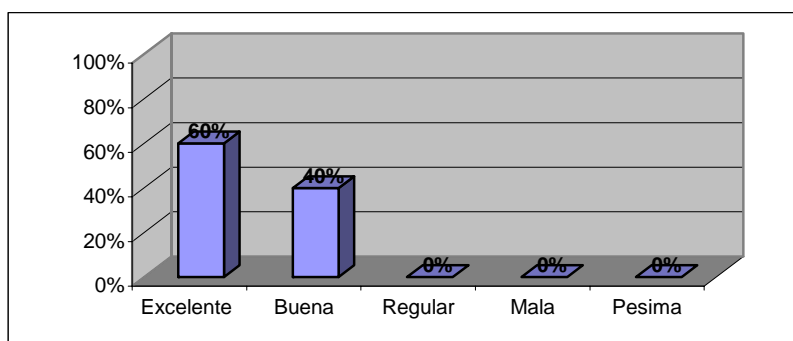


4,2 ¿Qué le molesto del axilar?

Tamaño	10%
Forma	0%
Largo	0%
Bordes	0%
incomodo el b	0%

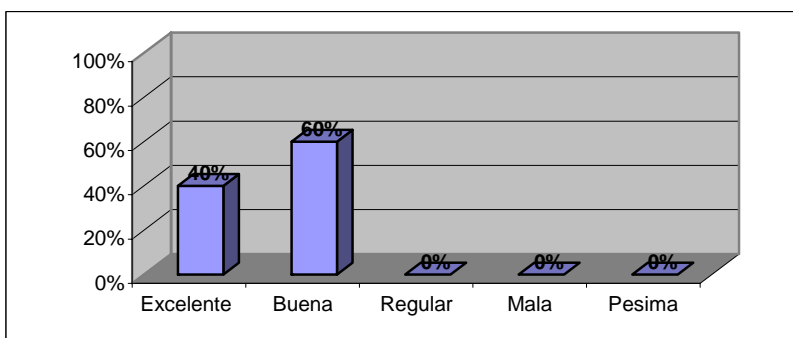


2,Equilibrio	
Excelente	60%
Buena	40%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



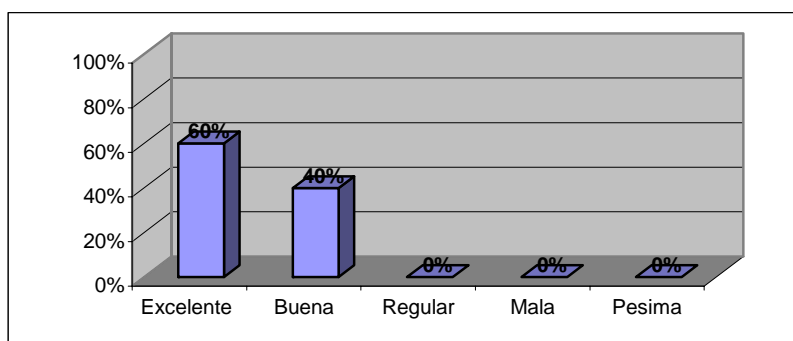
5, ¿Cómo calificaría los siguientes aspectos al caminar con la muleta?

1, Comodidad	
Excelente	40%
Buena	60%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



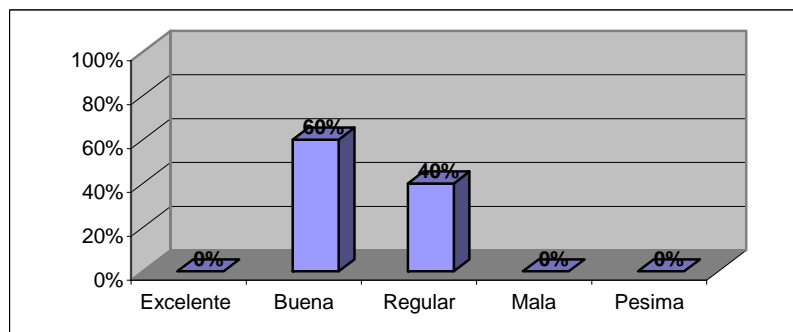
2,Equilibrio

Excelente	60%
Buena	40%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



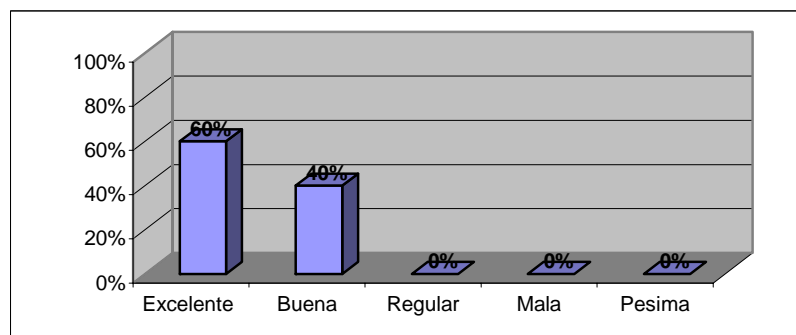
3,Textura del agarre

Excelente	0%
Buena	60%
Regular	40%
Mala	0%
Pesima	0%



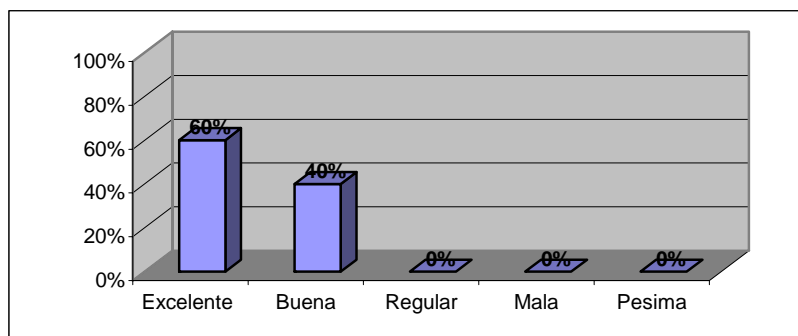
4, Amortiguación del apoyo

Excelente	60%
Buena	40%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



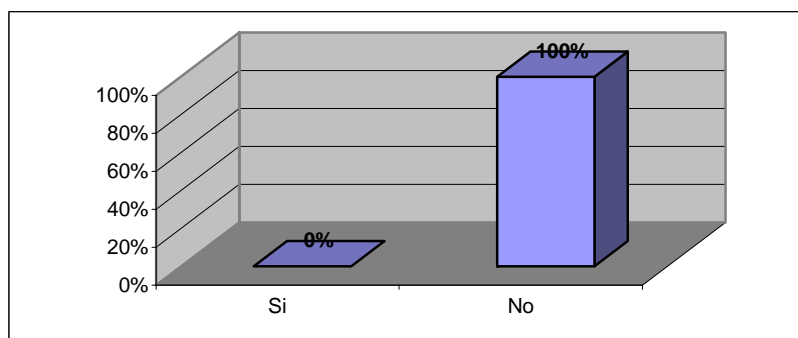
5,Seguridad al caminar

Excelente	60%
Buena	40%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



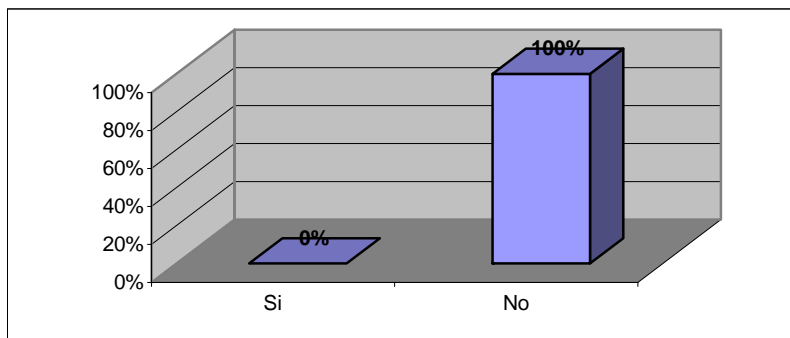
6,¿Es pesada la muleta?

Si	0%
No	100%



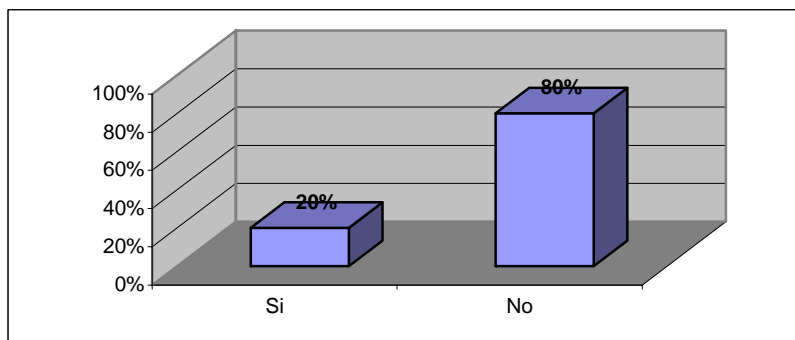
7. ¿Le causo esfuerzo usar la muleta?

Si 0%
No 100%



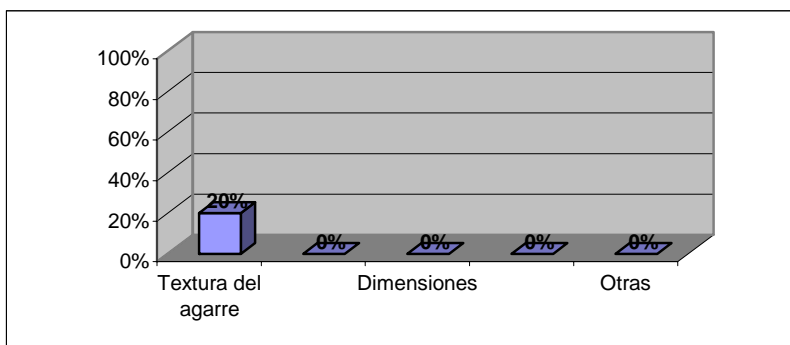
8. ¿Considera que el uso de la muleta le podria ocasionar heridas en las palmas de las manos?

Si 20%
No 80%



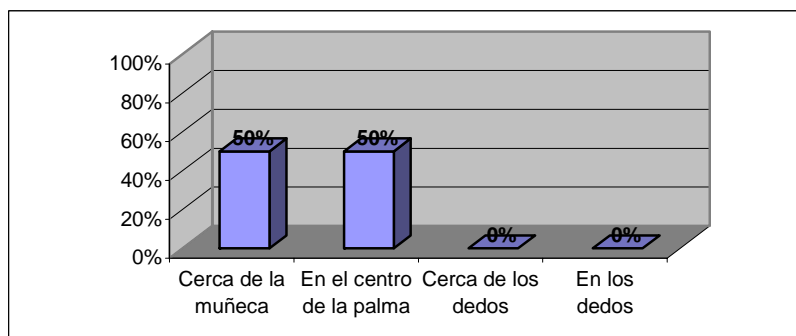
8,1 Si ¿Por qué?

Textura del agarre	20%
Material	0%
Dimensiones	0%
Forma	0%
Otras	0%



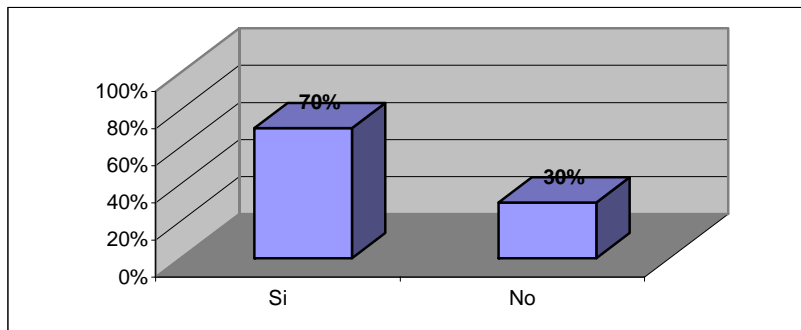
9. ¿Cuáles son las zonas de la mano donde siente mayor presión?

Cerca de la muñeca	50%
En el centro de la palma	50%
Cerca de los dedos	0%
En los dedos	0%



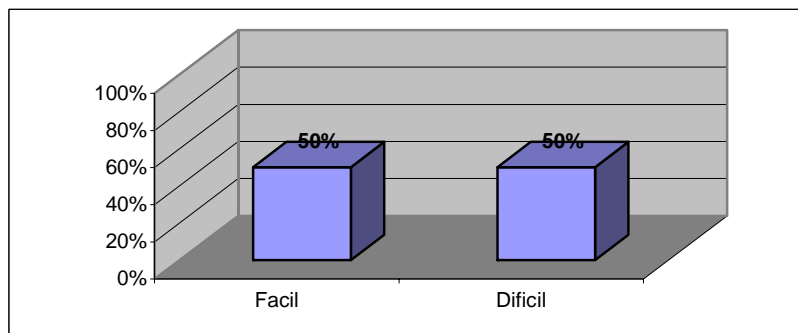
1, ¿Reconocio el frente del dispositivo?

Si 70%
No 30%



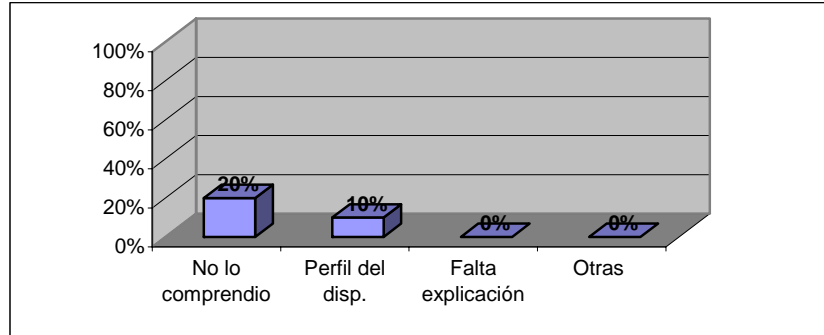
1,1 ¿Fue facil o dificil?

Facil 50%
Dificil 50%



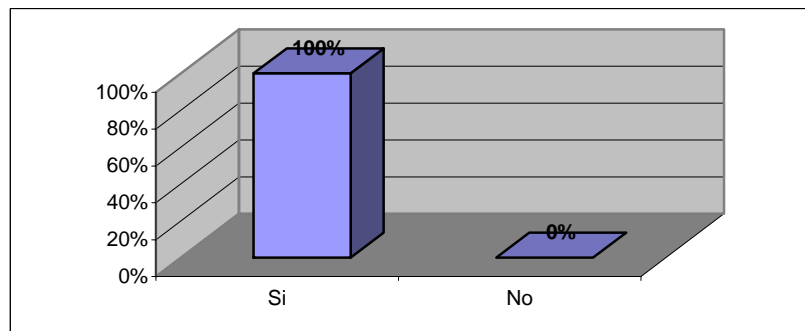
1,2 NO ¿Por qué?

No lo comprendio	20%
Perfil del disp.	10%
Falta explicación	0%
Otras	0%



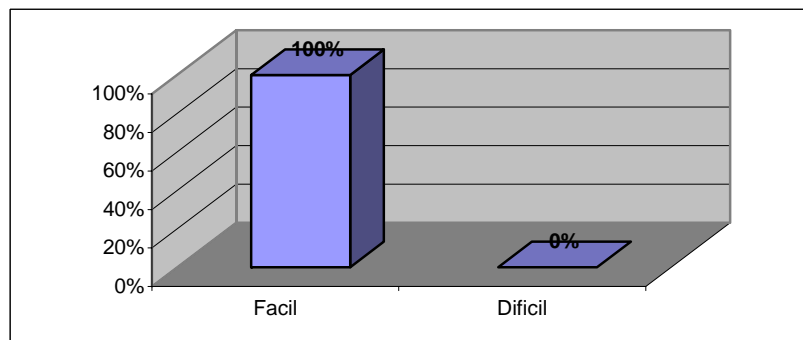
2, ¿Supo como colocarse el dispositivo en la pierna?

Si	100%
No	0%



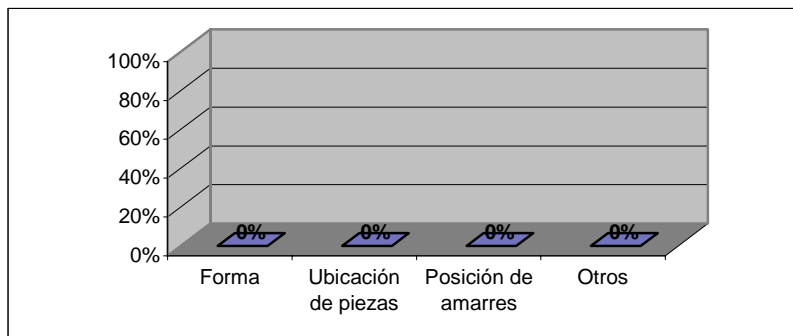
¿Fue facil o dificil?

Facil	100%
Dificil	0%



2,2 No ¿Por qué?

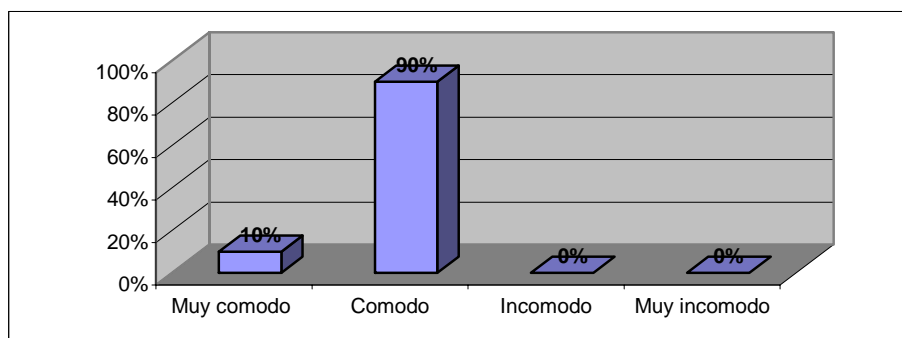
Forma	0%
Ubicación de piezas	0%
Posición de amarres	0%
Otros	0%



3, ¿Cómo sintio el amarre en su pierna?

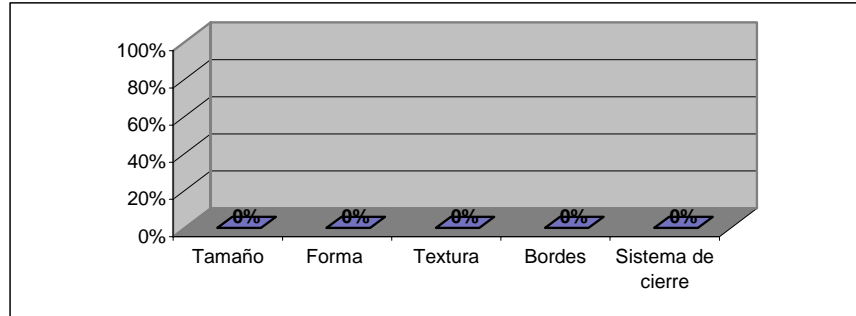
3,1

Muy comodo	10%
Comodo	90%
Incomodo	0%
Muy incomodo	0%



3,2 ¿Qué le molesto del amarre?

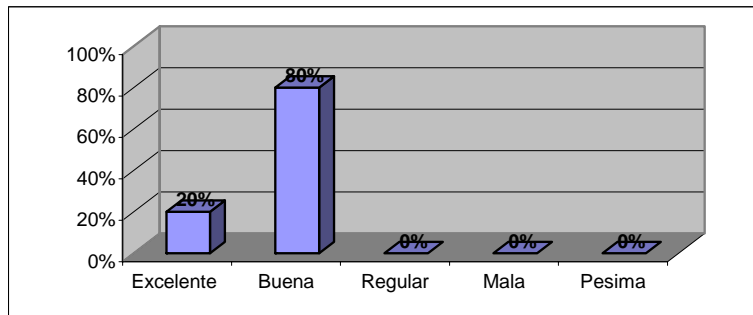
Tamaño	0%
Forma	0%
Textura	0%
Bordes	0%
Sistema de cierre	0%



4, ¿Cómo calificaría los siguientes aspectos al estar en posición sentado o de pie?

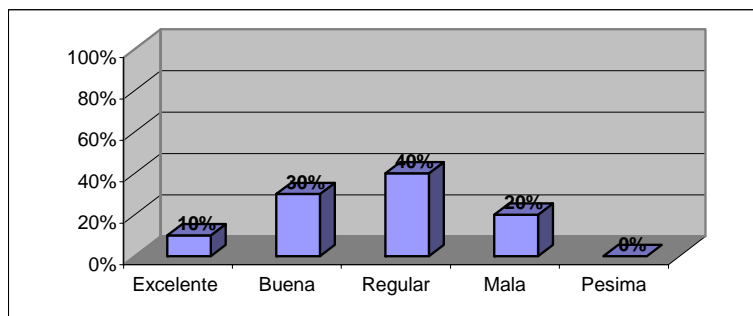
1, Comodidad

Excelente	20%
Buena	80%
Regular	0%
Mala	0%
Pesima	0%



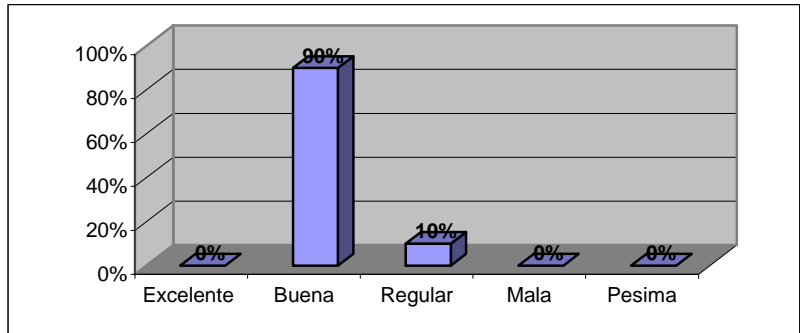
2, Equilibrio

Excelente	10%
Buena	30%
Regular	40%
Mala	20%
Pesima	0%



3, Textura del amarre

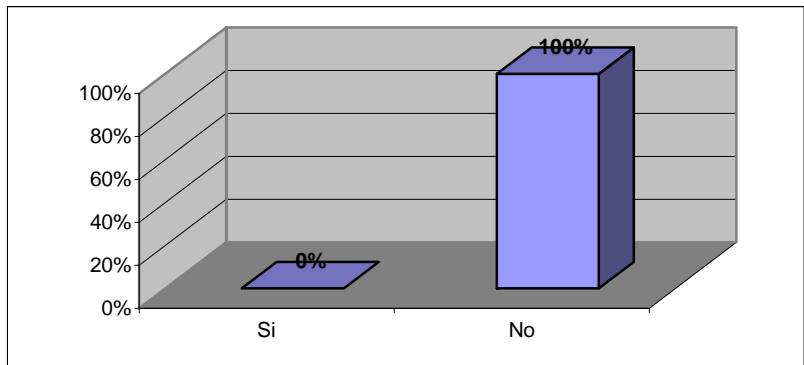
Excelente	0%
Buena	90%
Regular	10%
Mala	0%
Pesima	0%



DISPOSITIVO DE SOPORTE

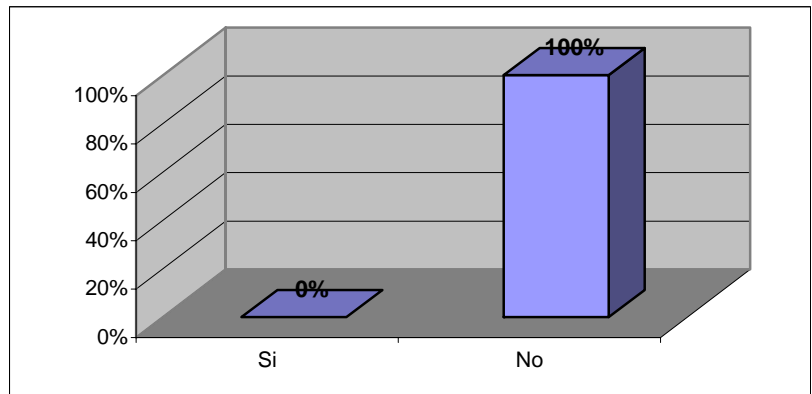
5. ¿Es pesado el dispositivo?

Si	0%
No	100%



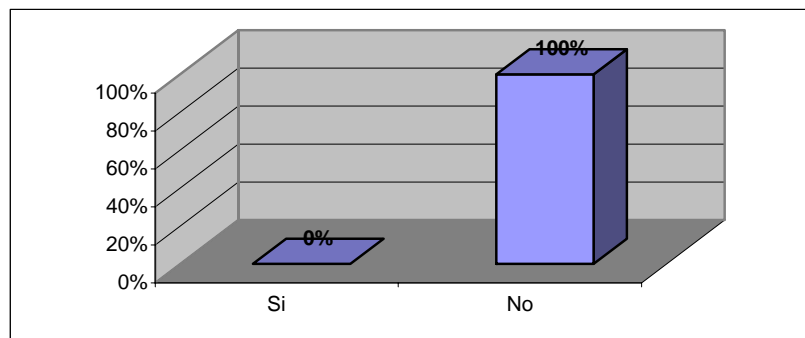
6. ¿Le causo esfuerzo usar el dispositivo?

Si	0%
No	100%



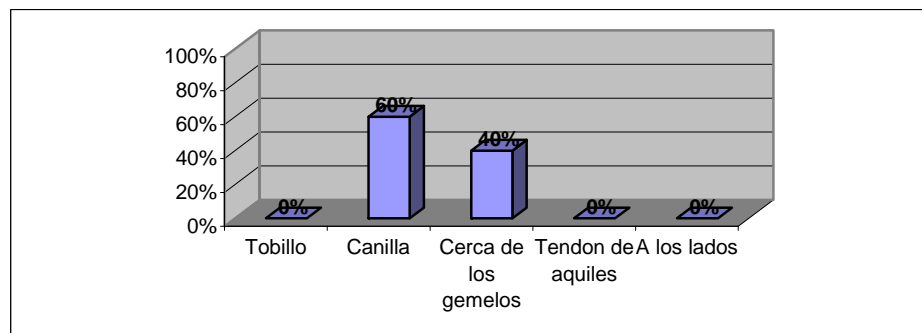
7, ¿Considera que el uso de este dispositivo le podría ocasionar heridas en la pierna?

Si 0%
No 100%



9, ¿Cuáles son las zonas de la pierna donde siente mas presión?

Tobillo 0%
Canilla 60%
Cerca de los gemelos 40%
Tendon de aquiles 0%
A los lados 0%



ANEXO 5

FORMATO DE ENCUESTA COMPROBACIÓN

DISEÑO DE UN APARATO ORTOPÉDICO PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE

PRUEBA PILOTO

Estoy realizando una investigación dirigida a personas con lesiones temporales de pie en las que no se puede apoyar el pie en el suelo. Su colaboración será de gran ayuda para el avance de este estudio.

Investigador: _____

Fecha: _____

Nombre del paciente _____

DESARROLLO DE LA MARCHA

Con anterioridad se escoge al usuario.

Cuestionario para la alternativa final

MULETAS

1. Durante el periodo de la prueba. ¿Sintió la diferencia entre el agarre de la muleta derecha y el agarre de la muleta izquierda?

1.1 Si _____ **1.2 No** _____

2. ¿Cómo sintió el agarre en su mano?

2.1 1. Muy cómodo _____ 2. Cómodo _____ 3. Incomodo _____ 4. Muy incomodo _____

(Si eligió la opción 3 o 4)

2.2 ¿Qué le molesto del agarre? 1. Tamaño _____ 2. Forma _____ 3. Textura _____
4. Bordes _____

3. ¿La posibilidad de rotar los agarres de las muletas hicieron mas cómodo su uso?

3.1 Si _____ **3.2 No** _____

4. ¿En que partes de las extremidades superiores sintió la mejoría en la comodidad?

Manos _____ **Muñecas** _____ **Brazos** _____ **Antebrazos** _____ **Hombros** _____ **Toda la extremidad** _____

5. ¿Cómo sintió el axilar en su axila?

5.1 1. Muy cómodo _____ 2. Cómodo _____ 3. Incomodo _____ 4. Muy incomodo _____
(Si eligió la opción 3 o 4)

5.2 ¿Qué le molesto del axilar? 1. Tamaño _____ 2. Forma _____ 3. Largo _____ 4. Bordes _____

6. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al caminar con la muleta?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad					
2. Equilibrio					
3. Textura del agarre					
4. Amortiguación del apoyo					
5. Seguridad al caminar					

7. ¿En que lugares sintió que el uso de estas muletas superaba a las muletas comunes?

Superficies lisas _____ Terrenos sin pavimentar _____ Escaleras _____ Terrenos pavimentados _____ Todas las superficies donde las uso _____

8. ¿Es pesada la muleta?

6.1 Si _____ 6.2 No _____

9. ¿Le causo esfuerzo usar la muleta?

7.1 Si _____ 7.2 No _____

10. ¿El uso de estas muletas le ocasiono heridas en las palmas de las manos?

8.1 Sí _____ 8.1.1 ¿Por qué? 1. Textura del agarre _____ 2. Material _____ 3. Dimensiones _____

4. Forma _____ 5. Otras _____

8.2 No _____

11. ¿Cuáles son las zonas de la mano donde siente mayor presión? (Explicar las zonas de respuesta)

1. Cerca a la muñeca _____ 2. En el centro de la palma _____ 3. Cerca a los dedos _____ 4. En los dedos _____

DISPOSITIVO DE DESCARGA ESTATICA PARA LA PIERNA

1. La colocación del dispositivo en la pierna:

1.1 ¿Fue? 1. Fácil _____ 2. Díficil _____

1.2 ¿Por qué? 1. Forma del dispositivo _____ 2. Ubicación de las piezas _____
3. Posición de los amarres _____ 4. Otras _____

2. ¿Cómo sintió el amarre en su pierna?

2.1 1. Muy cómodo _____ 2. Cómodo _____ 3. Incomodo _____ 4. Muy incomodo _____

(Si Eligio la opción 3 o 4)

2.2 ¿Qué le molesto del amarre? 1. Tamaño _____ 2. Forma _____ 3. Textura _____
4. Bordes _____ 5. Sistema de cierre _____

3. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al estar sentado?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad					
2. Equilibrio					
3. Textura del amarre					
4. Amortiguación del apoyo					

4. Comparado con otro tipo de implementos usados para descansar la pierna como cojines, sillas o mesas. ¿ Considera que este dispositivo es mas practico y cómodo?

4.1 Si _____ 4.2 No _____

5. ¿ En que situación fue mas cómodo su uso?

Estudiando _____ Comiendo _____ En el baño _____ En toda situación en donde se deba mantener la pierna levantada _____

6. ¿Es pesado el dispositivo?

6.1 Si _____ 6.2 No _____

7. ¿Le causo esfuerzo usar el dispositivo?

7.1 Si _____ 7.2 No _____

8. ¿El uso de este dispositivo le ocasiono alguna molestia o herida en la pierna?

8.1 Sí _____ 8.1.1 ¿Por qué? 1. Textura del amarre _____ 2. Material _____ 3. Dimensiones _____

4. Forma _____ 5. Presión _____ 6. Otras _____

8.2 No _____

9. ¿Cuáles son las zonas de la pierna donde siente presión? (Explicar las zonas de respuesta)

Zona del tobillo _____ Canilla _____ Cerca de los gemelos _____ Tendón de aquiles_____ En los lados de la pierna_____

Resultados de la prueba piloto

Respuestas:

Investigador: Juan Nicolas Ayala M.

Fecha: Desde el 9 al 13 de agosto 5 Dias

Nombre del paciente Rigoberto Pinilla corzo **Edad** 20 años

1. Durante el periodo de la prueba. ¿Sintió la diferencia entre el agarre de la muleta derecha y el agarre de la muleta izquierda?

1.1 Si x 1.2 No _____

2. ¿Cómo sintió el agarre en su mano?

2.1 1. Muy cómodo x 2. Cómodo_____ 3. Incomodo_____ 4. Muy incomodo_____

(Si eligió la opción 3 o 4)

2.2 ¿Qué le molesto del agarre? 1. Tamaño_____ 2. Forma_____ 3. Textura x 4. Bordes_____

3. ¿La posibilidad de rotar los agarres de las muletas hicieron mas cómodo su uso?

3.1 Si x 3.2 No _____

4. ¿En que partes de las extremidades superiores sintió la mejoría en la comodidad?

Manos _____ Muñecas _____ Brazos _____ Antebrazos _____ Hombros_____ Toda la extremidad x

5. ¿Cómo sintió el axilar en su axila?

5.1 1. Muy cómodo x 2. Cómodo_____ 3. Incomodo_____ 4. Muy incomodo_____

(Si eligió la opción 3 o 4)

5.2 ¿Qué le molesto del axilar? 1. Tamaño_____ 2. Forma_____ 3. Largo x 4. Bordes_____

6. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al caminar con la muleta?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad	x				
2. Equilibrio	x				
3. Textura del agarre		x			
4. Amortiguación del apoyo	x				
5. Seguridad al caminar	x				

7. ¿En que lugares sintió que el uso de estas muletas superaba a las muletas comunes?

Superficies lisas _____ Terrenos sin pavimentar _____ Escaleras _____ Terrenos pavimentados _____ Todas las superficies donde las uso **x**

8. ¿Es pesada la muleta?

6.1 Si **x** 6.2 No _____ pero no causa incomodidad

9. ¿Le causo esfuerzo usar la muleta?

7.1 Si _____ 7.2 No **x**

10. ¿El uso de estas muletas le ocasiono heridas en las palmas de las manos?

8.1 Sí _____ 8.1.1 ¿Por qué? 1. Textura del agarre _____ 2. Material _____ 3. Dimensiones _____

4. Forma _____ 5. Otras _____

8.2 No **x**

11. ¿Cuáles son las zonas de la mano donde siente mayor presión? (Explicar las zonas de respuesta)

1. Cerca a la muñeca **x** 2. En el centro de la palma _____ 3. Cerca a los dedos _____ 4. En los dedos _____

DISPOSITIVO DE DESCARGA ESTÁTICA PARA LA PIERNA

1. La colocación del dispositivo en la pierna:

1.1 ¿Fue? 1. Fácil **x** 2. Difícil _____

1.2 ¿Por qué? 1. Forma del dispositivo **x** 2. Ubicación de las piezas _____ 3. Posición de los amarres _____ 4. Otras _____

2. ¿Cómo sintió el amarre en su pierna?

2.1 1. Muy cómodo x 2. Cómodo_____ 3. Incomodo_____ 4. Muy incomodo_____

(Si Eligió la opción 3 o 4)

2.2 ¿Qué le molesto del amarre? 1. Tamaño_____ 2. Forma_____ 3. Textura _____
4. Bordes_____ 5. Sistema de cierre_____

3. ¿Cómo calificaría usted los siguientes aspectos al estar sentado?

ASPECTO	Excelente	Buena	Regular	Mala	Pésima
1. Comodidad	x				
2. Equilibrio		x			
3. Textura del amarre	x				
4. Amortiguación del apoyo	x				

4. Comparado con otro tipo de implementos usados para descansar la pierna como cojines, sillas o mesas. ¿ Considera que este dispositivo es mas practico y cómodo?

4.1 Si x 4.2 No _____

5. ¿ En que situación fue mas cómodo su uso?

Estudiando _____ Comiendo _____ En el baño _____ En toda situación en donde se deba mantener la pierna levantada x

6. ¿Es pesado el dispositivo?

6.1 Si _____ 6.2 No x

7. ¿Le causo esfuerzo usar el dispositivo?

7.1 Si _____ 7.2 No x

8. ¿El uso de este dispositivo le ocasiono alguna molestia o herida en la pierna?

8.1 Sí _____ 8.1.1 ¿Por qué? 1. Textura del amarre_____ 2. Material_____ 3. Dimensiones_____ 4. Forma_____ 5. Presión 6.Otras_____

8.2 No x

9. ¿Cuáles son las zonas de la pierna donde siente presión? (Explicar las zonas de respuesta)

Zona del tobillo _____ Canilla _____ Cerca de los gemelos _____ Tendón de aquiles_____ En los lados de la pierna_____

ANEXOS 6

FORMATO DE ENCUESTA DEL ESTUDIO DE MERCADO HISTOGRAMAS DEL ESTUDIO DE MERCADO

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL

DISEÑO DE UN APARATO ORTOPÉDICO PARA LESIONES TEMPORALES DE PIE

Objetivo: Conocer por intermedio de los resultados de su aplicación, las estadísticas sobre la aceptación de una ayuda ortésica. Así mismo, evaluar los resultados frente a su demanda.

ENCUESTA

IDENTIFICACIÓN

Nombre-----

Clase Entidad pública-----Privada----- Negocio de expendio----- otro-----

Dirección ----- Teléfono----- Ciudad-----

Resultado: Completa ____ Incompleta ____ Rechazo ____

Aceptación de la ayuda

1.1 ¿Conoce(n) Usted(es) alguna ayuda ortésica o aparato de marcha que ayude a mejorar la marcha, cuando hay una lesión temporal en la extremidad inferior?.

Si ____ No ____

1.2 ¿Cuáles? _____

2.1 ¿Conoce(n) Usted(es) alguna ayuda ortésica o aparato de marcha que ayude a mejorar el equilibrio o estabilidad del paciente, cuando hay una lesión temporal en la extremidad inferior?.

Si ____ No ____

2.2 ¿Cuáles? _____

3. ¿En esta entidad existe demanda de ayudas ortésicas o aparatos de marcha para ser usadas durante la rehabilitación de lesiones en extremidades inferiores?.

Si ____ No ____

4. ¿Aproximadamente cuantas ayudas ortésicas o aparatos de marcha, venden o alquilan al mes?

Entre 50 - 100____ Entre 100 - 200____ Entre 200 – 400 ____ Mas de 400____

5. ¿ Considera usted que las ayudas ortésicas que existen en el mercado facilitan la rehabilitación del paciente?

Si____ No____

6. ¿Considera usted que las ayudas ortésicas que se encuentran en el mercado proporcionan suficiente estabilidad a los pacientes?

Si____ No____

7. ¿Según su importancia como calificaría los siguientes factores que una ayuda ortesica deba ofrecer al paciente?

Calificando de 1 a 5 (1 el menor puntaje y 5 el mayor puntaje)

Seguridad ____ Estabilidad ____ Independencia ____ Comodidad ____

8. ¿Cómo fabricante o vendedor como calificaría según su importancia los siguientes factores en una ayuda ortesica?

Calificando de 1 a 5 (1 el menor puntaje y 5 el mayor puntaje)

Peso ____ Materiales ____ Costos ____ Producción ____ Innovación ____

9. ¿El precio en el mercado de un aparato de marcha corriente por unidad oscila ?

Entre \$ 20.000 – \$ 40.000____

Entre \$ 40.000 – \$ 60.000____

Entre \$ 60.000 – \$80.000 ____

Mas de \$80.000 ____

10. ¿Estaría usted dispuesto a ofrecer a sus clientes un producto innovador?

Si____ No____

11. ¿En cuanto estaría dispuesto a ofrecer una ayuda ortesica innovadora?

Entre \$ 20.000 – \$ 40.000____

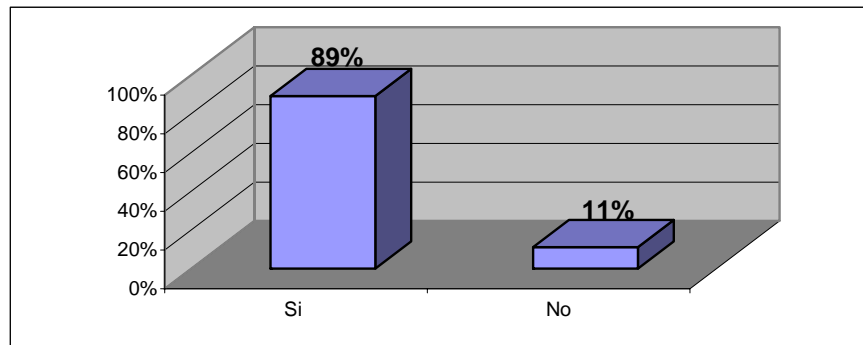
Entre \$ 40.000 – \$ 60.000____

Entre \$ 60.000 – \$80.000 ____

Mas de \$80.000 ____

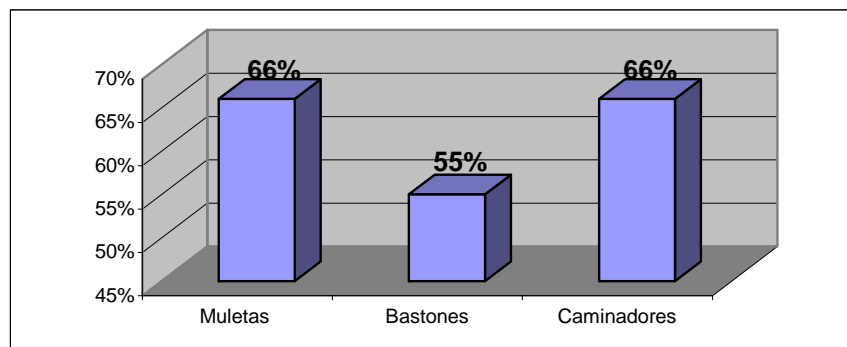
1,1 ¿Conoce una ayuda ortésica que ayude a mejorar la marcha?

Si 89%
No 11%



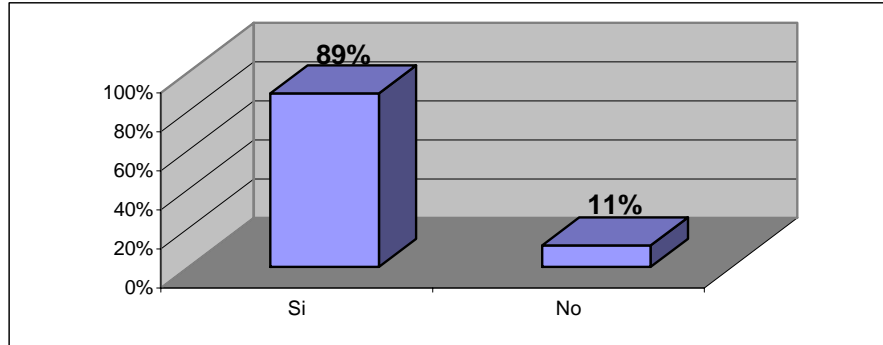
1,2 ¿Cuáles?

Muletas 66%
Bastones 55%
Caminadores 66%



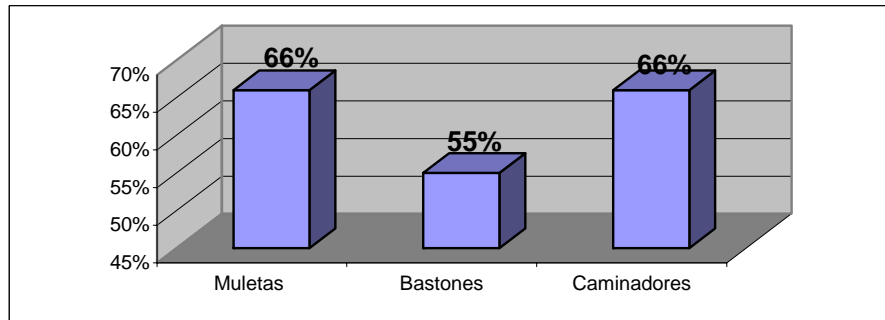
2,1 ¿conoce una ayuda ortésica que ayude a mejorar el equilibrio?

Si 89%
No 11%



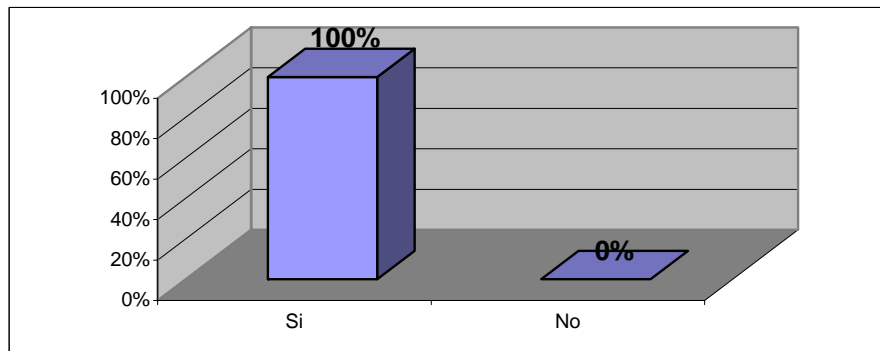
2,2 ¿Cuáles?

Muletas 66%
Bastones 55%
Caminadores 66%



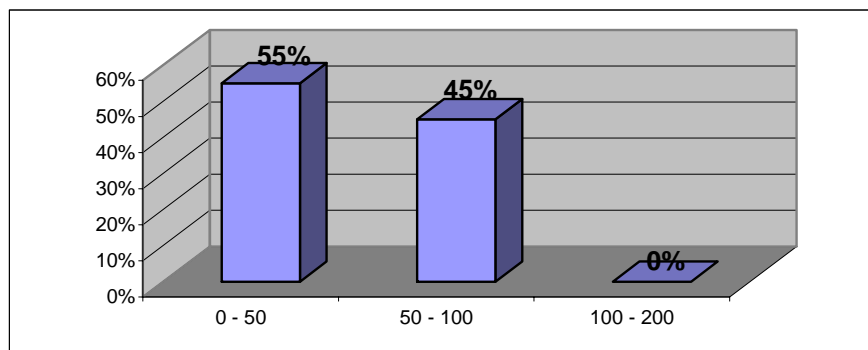
3 ¿Existe demanda de ayudas ortésicas para lesiones en extremidades inferiores?

Si 100%
No 0%



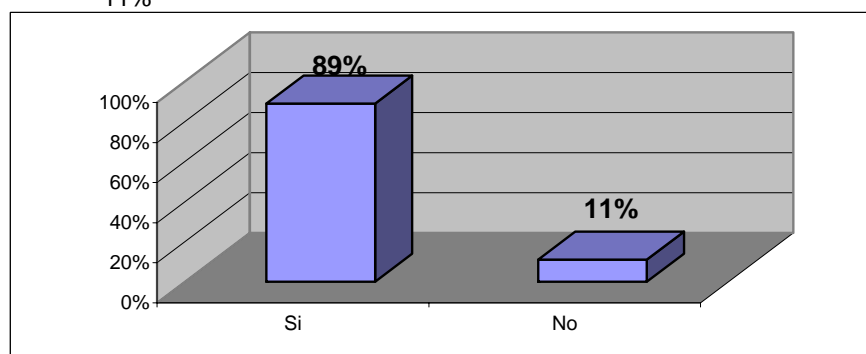
4. ¿Cuántas venden o alquilan al mes?

0 - 50 55%
50 - 100 45%
100 - 200 0%



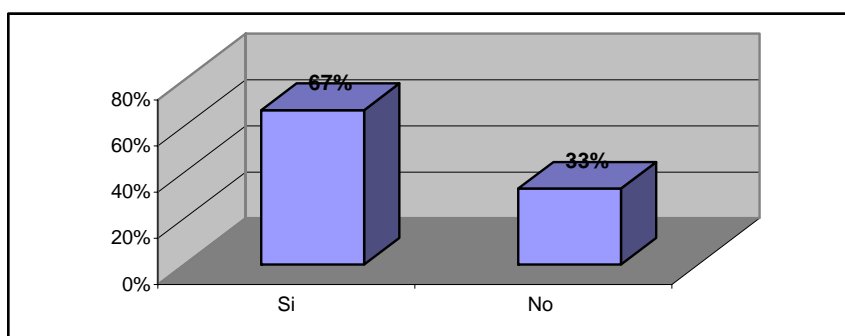
5. ¿Considera que lo existente facilita la rehabilitación del paciente?

Si 89%
No 11%



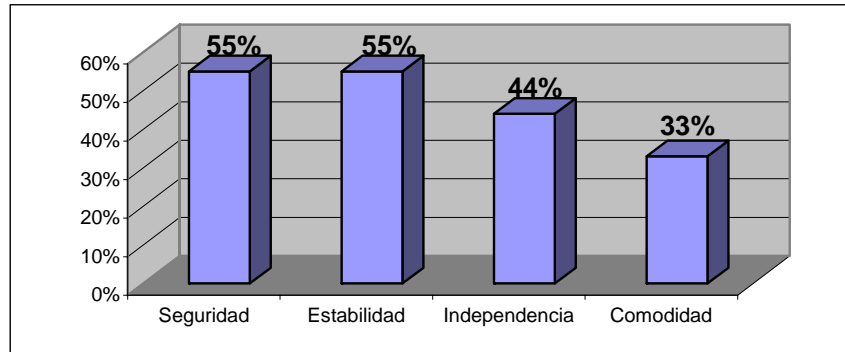
6. ¿Considera que lo existente proporciona suficiente estabilidad a los pacientes?

Si 67%
No 33%



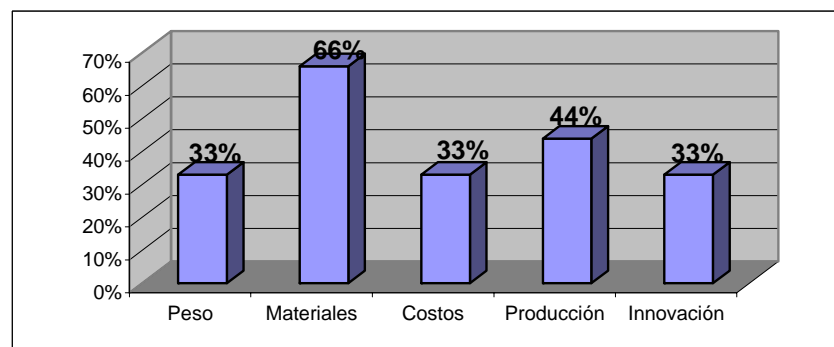
7, ¿Según su importancia para los paciente califique los siguientes factores de 1 a 5?

Seguridad	55%
Estabilidad	55%
Independencia	44%
Comodidad	33%



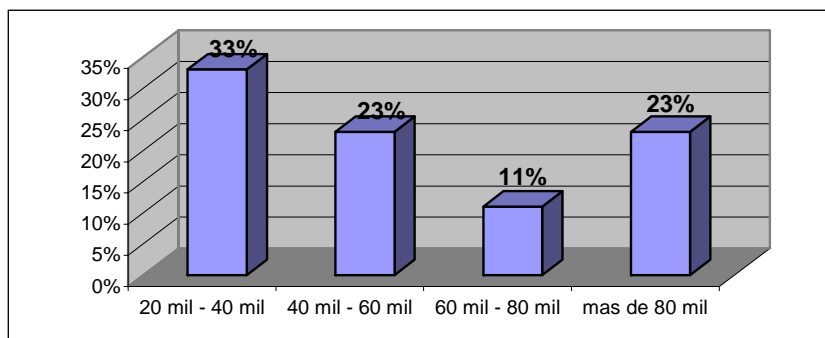
8, ¿Según su importancia para el fabricante o vendedor califique los siguientes factores de 1 a 5?

Peso	33%
Materiales	66%
Costos	33%
Producción	44%
Innovación	33%



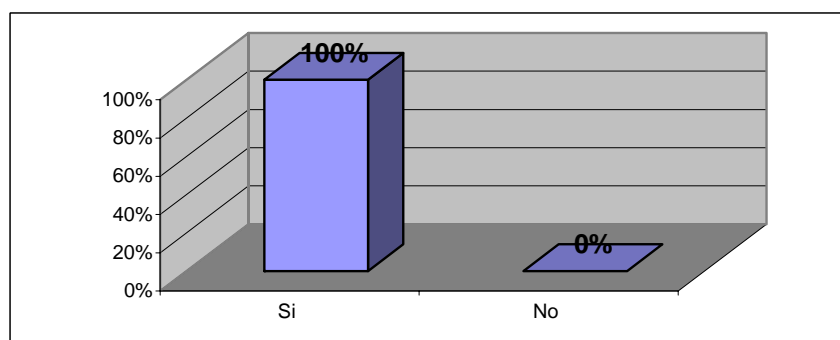
9. ¿El precio de un aparato de marcha en el mercado oscila?

20 mil - 40 mil	33%
40 mil - 60 mil	23%
60 mil - 80 mil	11%
mas de 80 mi	23%



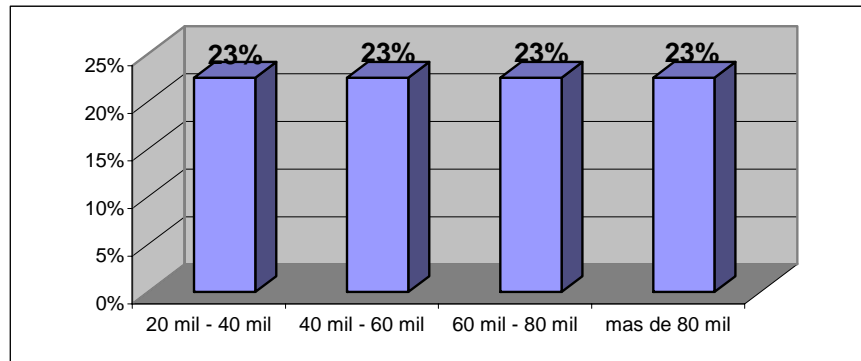
10. ¿Estaria dispuesto a ofrecer un producto innovador?

Si	100%
No	0%

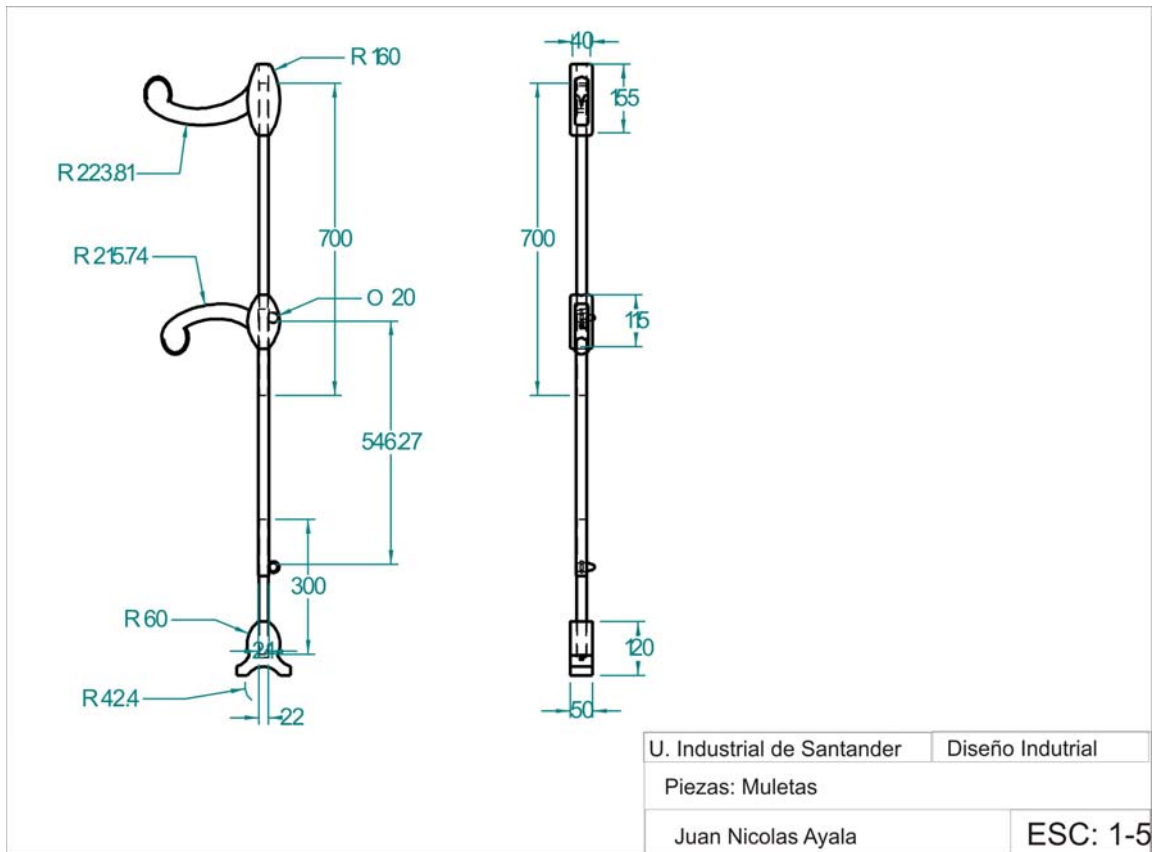


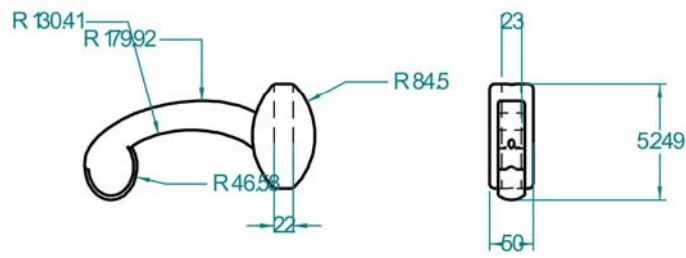
11 ¿En cuanto estaría dispuesto a ofrecer una ayuda ortésica innovadora?

20 mil - 40 mil	23%
40 mil - 60 mil	23%
60 mil - 80 mil	23%
mas de 80 mi	23%

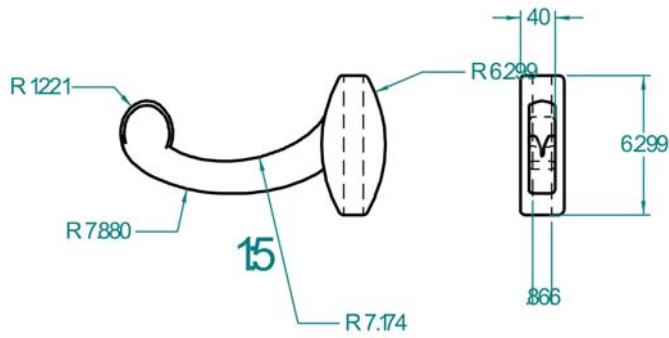


ANEXOS 7 PLANOS FINALES



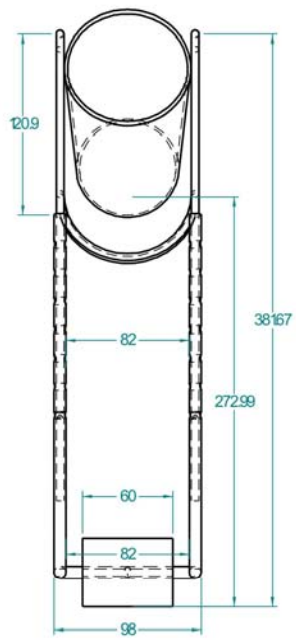
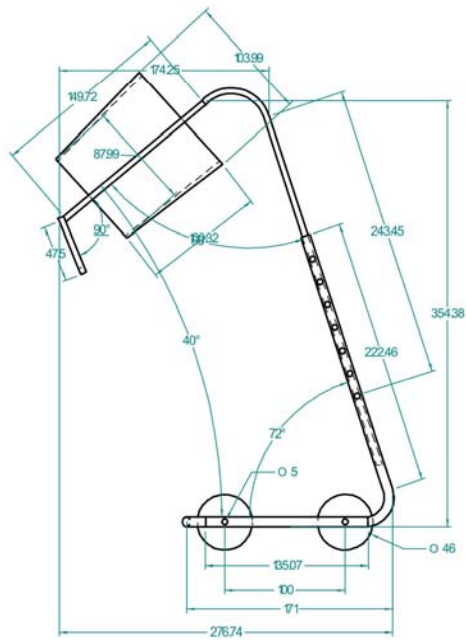


MANIJA



AXILAR

U. Industrial de Santander	Diseño Industrial
Piezas: Manija y Axilar	
Juan Nicolas Ayala	ESC: 1-5



U. Industrial de Santander	Diseño Industrial
Piezas: Dispositivo de soporte de carga estatica	
Juan Nicolas Ayala	ESC: 1-5

